



TÜRKİYE CUMHURİYETİ  
KOCAELİ ÜNİVERSİTESİ  
DİŞ HEKİMLİĞİ FAKÜLTESİ

RESTORATİF DİŞ TEDAVİSİ ANABİLİM DALI

**FARKLI BİTİRME VE CİLA İŞLEMLERİ İLE  
FARKLI BEYAZLATMA TEKNİKLERİNİN  
CAD/CAM MATERYALLERİN RENK VE  
YÜZEY ÖZELLİKLERİ ÜZERİNE ETKİLERİ**

HANİFE ŞEYMA AKMAN

UZMANLIK TEZİ

Doç. Dr. Neslihan TEKÇE

**KOCAELİ-2019**





TÜRKİYE CUMHURİYETİ  
KOCAELİ ÜNİVERSİTESİ  
DİŞ HEKİMLİĞİ FAKÜLTESİ

RESTORATİF DİŞ TEDAVİSİ ANABİLİM DALI

**FARKLI BİTİRME VE CİLA İŞLEMLERİ İLE  
FARKLI BEYAZLATMA TEKNİKLERİNİN  
CAD/CAM MATERYALLERİN RENK VE  
YÜZEY ÖZELLİKLERİ ÜZERİNE ETKİLERİ**

HANİFE ŞEYMA AKMAN

UZMANLIK TEZİ

Doç. Dr. Neslihan TEKÇE

Bu araştırma, Kocaeli Üniversitesi Bilimsel Araştırma Projeleri Koordinatörlüğü tarafından 2017/014 proje numarası ile desteklenmiştir.

**KOCAELİ-2019**

## KABUL ve ONAY

Bu tez Uzmanlık Tezi Standartlarına uygun bulunmuştur.

Prof. Dr. Haluk Emre ÖZEL

Restoratif Diş Tedavisi Anabilim Dalı Başkanı

.....

Kocaeli Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Restoratif Diş Tedavisi Anabilim Dalı Uzmanlık öğrencisi Hanife Şeyma AKMAN'nın hazırladığı "Farklı Bitirme ve Cila İşlemleri ile Farklı Beyazlatma Tekniklerinin CAD/CAM Materyallerin Renk ve Yüzey Özellikleri Üzerine Etkileri" başlıklı tez, kapsam ve bilimsel kalite yönünden değerlendirilerek oy birliği/oy çokluğu ile Uzmanlık Tezi olarak kabul edilmiştir.

Danışman Doç. Dr. Neslihan TEKÇE

Uzmanlık Tez Sınavı Jüri Üyeleri

Prof. Dr. Haluk Emre ÖZEL

\_\_\_\_\_

Prof. Dr. Mustafa DEMİRCİ

\_\_\_\_\_

Doç. Dr. Neslihan TEKÇE

\_\_\_\_\_

Tarih: .... / ... / 201...

Bu tez Kocaeli Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Yönetim Kurulu'nun .... / ... / .... tarih ve ..... sayılı kararıyla onaylanmıştır.

.....

Prof. Dr. Haluk Emre ÖZEL  
Diş Hekimliği Fakültesi Dekanı

## BEYAN

Bu tez çalışmasının Kocaeli Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi uzmanlık tez yazım kılavuzu standartlarına uygun olarak yazıldığını, tezin akademik ve etik kurallara bağlı kalınarak gerçekleştirilmiş özgün bir bilimsel araştırma eseri olduğunu, tezde yer alan ve bu tez çalışmasıyla elde edilmeyen tüm bilgi ve yorumlara kaynak gösterdiğimi ve kaynakların kaynaklar listesinde yer aldığını, tezin çalışılması ve yazımı aşamalarında patent ve telif haklarını ihlal edici bir davranışımın olmadığını beyan ederim.

Tarih:

.../.../201...

Hanife Şeyma AKMAN

.....

## **İthaf/Adama**

*Bu tez çalışmamı; canım eşim Adem AKMAN'a ve biricik oğlum Kaan AKMAN'a ithaf ediyorum.*



## TEŞEKKÜR

Uzmanlık eğitimime karşılığı olamayacak kadar değerli olan emekleri, katkıları için değerli hocam ve tez danışmanım, Kocaeli Üniversitesi Diş Hekimliği Fakóltesi Restoratif Diş Tedavisi Anabilim Dalı Öğretim Üyesi Sayın Doç. Dr. Neslihan TEKÇE'ye,

Başarılı bir akademisyen olmam için bilgilerini ve katkılarını esirgemeyen, değerli hocam Kocaeli Üniversitesi Diş Hekimliği Fakóltesi Dekanı ve Restoratif Diş Tedavisi Anabilim Dalı Başkanı Sayın Prof. Dr. Haluk Emre ÖZEL'e,

Tezimin istatistik analizlerinin yapılmasında yardımlarını esirgemeyen Kocaeli Üniversitesi Tıp Fakóltesi Biyoistatistik ve Tıp Biliőimi Anabilim Dalı Başkanı Sayın Prof. Dr. Canan BAYDEMİR'e,

Tez çalışmam süresince her türlü desteği sağlayan sayın hocalarım, İstanbul Üniversitesi Diş Hekimliği Fakóltesi Restoratif Diş Tedavisi Anabilim Dalı Öğretim Üyeleri Sayın Doç. Dr. Safa TUNCER ve Prof. Dr. Mustafa DEMİRCİ'ye,

Uzmanlık eğitimim süresince birlikte çalıştığım Kocaeli Üniversitesi Diş Hekimliği Fakóltesi Restoratif Diş Tedavisi Anabilim Dalı Araştırma Görevlisi arkadaşlarıma,

Arő. Gör. Dt. Selen BOZKAYA'ya,

Eğitim hayatımın en başından itibaren her zaman yanımda olan sevgili aileme, canım dedem Mustafa BELGİ'ye, canım annem Yadigar BELGİ'ye, babam Seyfettin BELGİ'ye, sevgili eşim Adem AKMAN'a, kardeşlerim Furkan BELGİ ve Őeyda BELGİ'ye, eğitimimi sürdürürken oğluma yokluğumu hissettirmeyen kayınvalidem ve kayınpederim Sabriye ve Osman AKMAN'a teşekkürlerimi sunarım.

Arő. Gör. Dt. Hanife Şeyma AKMAN

## İÇİNDEKİLER

|  | <b>Sayfa</b> |
|--|--------------|
| KABUL ve ONAY .....  | ii           |
| BEYAN.....   | iii          |
| İthaf/Adama .....  | iv           |
| TEŞEKKÜR.....  | v            |
| TABLolar DİZİNİ.....   | viii         |
| RESİMLER DİZİNİ .....  | ix           |
| ŞEKİLLERİ DİZİNİ.....  | x            |
| KISALTMA, SİMGE ve FORMÜLLER DİZİNİ .....                                    | xi           |
| 1. ÖZET .....  | 1            |
| 2. SUMMARY .....   | 2            |
| 3. GİRİŞ ve AMAÇ .....   | 3            |
| 4. GENEL BİLGİLER .....  | 6            |
| 4.1. CAD/CAM.....  | 6            |
| 4.1.1. Tanımı ve Tarihçesi .....   | 6            |
| 4.1.2. Kullanım Alanları .....   | 6            |
| 4.1.3. CAD/CAM Bileşenleri .....   | 6            |
| 4.1.3.1. Tarayıcı .....  | 6            |
| 4.1.3.2. Tasarım Yazılımı .....  | 7            |
| 4.1.4. Diş Hekimliğinde CAD/CAM Üretim Kavramları.....                       | 9            |
| 4.1.4.1. Chairside Üretim.....   | 9            |
| 4.1.4.2. Laboratuvar Üretimi .....   | 10           |
| 4.1.4.3. Merkezileştirilmiş Üretim.....                                      | 10           |
| 4.1.5. Dental CAD/CAM Sistemlerde Frezeleme Çeşitleri .....                  | 10           |
| 4.1.5.1. Kuru İşleme.....  | 10           |
| 4.1.5.2. Islak İşleme .....  | 11           |
| 4.1.6. Dental CAD/CAM Sistemlerde İşlenebilen Materyaller .....              | 11           |
| 4.1.6.1. Metaller.....   | 11           |
| 4.1.6.2. Rezin İçerikli Malzemeler .....                                     | 12           |
| 4.1.6.3. Cam Seramikler .....  | 15           |
| 4.1.6.4. Alümina İnfiltrasyon Seramikler.....                                | 16           |
| 4.1.6.5. Oksit (Yüksek Performanslı) Seramikler.....                         | 16           |
| 4.1.6.5.1. Alüminyum Oksit (Al <sub>2</sub> O <sub>3</sub> ).....            | 16           |
| 4.1.6.5.2. Yitrium Stabilize Zirkonya Oksit (ZrO <sub>2</sub> , Y-TZP) ..... | 17           |
| 4.1.6.6. Seramiklerin Özellikleri.....                                       | 18           |

|   |    |
|---|----|
| 4.1.6.7. Cerasmart Hibrit Seramik .....   | 18 |
| 4.1.6.8. Shofu Blok HC Hibrit Seramik.....  | 19 |
| 4.2. Bitirme ve Cila İşlemleri.....   | 20 |
| 4.2.1. Sof-Lex XT Disk .....  | 20 |
| 4.2.2. Optiglaze Color .....  | 20 |
| 4.3. Beyazlatma.....  | 21 |
| 4.3.1. Ofis Tipi Beyazlatma .....   | 22 |
| 4.3.2. Ev Tipi Beyazlatma .....   | 23 |
| 4.3.3. Amorf Kalsiyum Fosfat (ACP) Nedir?.....  | 25 |
| 4.3.3.1. Amorf Kalsiyum Fosfatın Özellikleri .....                                    | 25 |
| 4.3.4. ZOOM NiteWhite ACP ve ZOOM DayWhite ACP .....                                  | 28 |
| 4.4. Tükürük.....   | 28 |
| 4.5. Renk .....   | 29 |
| 4.5.1. Renk Sistemleri.....   | 30 |
| 4.5.2. Renk Ölçümü .....  | 32 |
| 4.5.2.1. Spektrofotometre .....   | 32 |
| 4.6. Pürüzlülük.....  | 33 |
| 4.6.1. Temaslı (Kontakt) Profilometre.....  | 34 |
| 5. GEREÇ ve YÖNTEM .....  | 37 |
| 5.1. Çalışmada Kullanılan Gereçler .....  | 37 |
| 5.2. CAD/CAM Blokların Hazırlığı .....  | 38 |
| 5.2.1. Numunelerin Hazırlanması .....   | 38 |
| 5.2.2. Çalışmanın Deney Gruplarının Oluşturulması .....                               | 39 |
| 5.2.3. Deney Gruplarının Bitirme ve Cila İşlemleri .....                              | 40 |
| 5.3. Numunelerin Yüzey Pürüzlülüklerinin ve Renklerinin Ölçümü .....                  | 43 |
| 5.4. Beyazlatma İşlemi.....   | 43 |
| 5.4.1. Beyazlatma İşleminin Ardından Renk ve Yüzey Pürüzlülüğü Ölçümü .....           | 45 |
| 5.5. Elde Edilen Verilerin İstatistiksel Analizi .....                                | 46 |
| 6. BULGULAR.....  | 47 |
| 6.1. CAD/CAM Blok Materyallerden Guplara Göre Elde Edilen Ra Değerleri .....          | 47 |
| 6.2. CAD/CAM Blok Materyallerden Guplara Göre Elde Edilen Rz Değerleri .....          | 48 |
| 6.3. CAD/CAM Blok Materyallerden Guplara Göre Elde Edilen Renk Değişim Oranları ..... | 49 |
| 7. TARTIŞMA .....   | 52 |
| 8. SONUÇLAR.....  | 72 |
| 9.KAYNAKLAR .....   | 74 |
| 10. ÖZGEÇMİŞ.....   | 92 |

**TABLolar DİZİNİ****Sayfa**

|   |    |
|---|----|
| <b>Tablo 1.</b> O'Brien'in klinik olarak renk eşleşmesi .....   | 32 |
| <b>Tablo 2.</b> Ulusal Standartlar Bürosu (National Bureau of Standards) kriterleri.....                                  | 32 |
| <b>Tablo 3.</b> Çalışmada kullanılan cihazlar .....   | 37 |
| <b>Tablo 4.</b> Çalışmada kullanılan materyaller .....  | 38 |
| <b>Tablo 5.</b> Deney grupları .....  | 40 |
| <b>Tablo 6.</b> Bitirme ve cila işlemleri materyalleri, üretici firması, cila sisteminin tipi ve uygulama aşamaları ..... | 40 |
| <b>Tablo 7.</b> Sof-Lex XT Disk aşama uygulama tablosu .....  | 42 |
| <b>Tablo 8.</b> Beyazlatma teknikleri, içerikleri, günlük uygulanma süreleri.....   | 44 |
| <b>Tablo 9.</b> Yüzey pürüzlülük değerleri (Ra, $\mu\text{m}$ ) (medyan değerler, %25-75 persantil) ..                    | 47 |
| <b>Tablo 10.</b> Yüzey pürüzlülük değerleri (Rz, $\mu\text{m}$ ) (medyan değerler, %25-75 persantil)                      | 48 |
| <b>Tablo 11.</b> Renk değişim değerleri ( $\Delta E$ ) (medyan değerler, %25-75 persantil).....                           | 49 |
| <b>Tablo 12.</b> Renk değişim değerleri ( $\Delta L$ ) (Ortalama $\pm$ Std. Sapma).....                                   | 50 |
| <b>Tablo 13.</b> Renk değişim değerleri ( $\Delta a$ ) (Ortalama $\pm$ Std. Sapma) .....                                  | 50 |
| <b>Tablo 14.</b> Renk değişim değerleri ( $\Delta b$ ) (Ortalama $\pm$ Std. Sapma).....                                   | 51 |

**RESİMLER DİZİNİ****Sayfa**

|   |    |
|---|----|
| <b>Resim 1.</b> Cerasmart hibrit seramik .....    | 19 |
| <b>Resim 2.</b> Shofu Blok HC hibrit seramik..... | 19 |
| <b>Resim 3.</b> Isomet 1000 .....                 | 39 |
| <b>Resim 4.</b> Dijital kumpas .....              | 39 |
| <b>Resim 5.</b> Basic Eco kumlama makinesi .....  | 41 |
| <b>Resim 6.</b> G-Multi Primer.....               | 41 |
| <b>Resim 7.</b> Optigalaze Color Clear.....       | 42 |
| <b>Resim 8.</b> Sof-Lex XT diskleri .....         | 42 |
| <b>Resim 9.</b> Surtronic S-100 Series.....       | 43 |
| <b>Resim 10.</b> VITA Easyshade Compact.....      | 43 |
| <b>Resim 11.</b> ZOOM DayWhite ACP.....           | 44 |
| <b>Resim 12.</b> ZOOM NiteWhite ACP.....          | 44 |

**ŞEKİLLERİ DİZİNİ****Sayfa**

**Şekil 1.** ACP'den HA kristallerine dönüşümün şematik gösterimi.....27



## KISALTMA, SİMGE ve FORMÜLLER DİZİNİ

### Kısaltmalar

|                       |  |
|-----------------------|--|
| <b>CAD/CAM</b>        | Bilgisayar Destekli Tasarım/Bilgisayar Destekli Üretim |
| <b>CEREC</b>          | Computer Assited Ceramic Reconstruction                |
| <b>ABD</b>            | Amerika Birleşik Devletleri                            |
| <b>MPa</b>            | Megapaskal   |
| <b>HT</b>             | High Translucency                                      |
| <b>LT</b>             | Low Translucency                                       |
| <b>MT</b>             | Medium Translucency                                    |
| <b>Ra</b>             | Yüzey Pürüzlülüğü                                      |
| <b>Rz</b>             | Maksimum Pürüzlülük Derinliği                          |
| <b>SEM</b>            | Taramalı Elektron Mikroskobu                           |
| <b>AFM</b>            | Atomik Kuvvet Mikroskobu                               |
| <b>PMMA</b>           | Polimetilmetakrilat                                    |
| <b>MMA</b>            | Metilmetakrilat  |
| <b>Bis-GMA</b>        | Bisfenol-A diglisidilmetakrilat                        |
| <b>UDMA</b>           | Uretan dimetakrilat                                    |
| <b>TEGDMA</b>         | Trietilen glikol dimetakrilat                          |
| <b>Bis-MEPP</b>       | 2,2-Bis (4-metakriloksipolietoksifenil) propan         |
| <b>µm</b>             | Mikrometre   |
| <b>mµ</b>             | Milimikron   |
| <b>Bis-EMA</b>        | Bisfenol-A polietoksilatdimetakrilat                   |
| <b>DMA</b>            | Dimetakrilat   |
| <b>dk</b>             | Dakika   |
| <b>mm</b>             | Milimetre  |
| <b>nm</b>             | Nanometre  |
| <b>dev/dk</b>         | Devir/dakika   |
| <b>rpm</b>            | Revolution per Minute                                  |
| <b>SiC</b>            | Silikon karbid   |
| <b>mm<sup>2</sup></b> | Milimetrekaare   |

|              |   |
|--------------|---|
| <b>mm/s</b>  | Milimetre/saniye                          |
| <b>3D</b>    | 3 Boyutlu                                 |
| <b>kg</b>    | Kilogram                                  |
| <b>p</b>     | Olabilirlik                               |
| <b>MD</b>    | Mevcut Değil                              |
| <b>CIE</b>   | Commission Internationale de l' Eclairage |
| <b>L*</b>    | Aydınlık koordinatı                       |
| <b>a*</b>    | Kırmızı/yeşil koordinatı                  |
| <b>b*</b>    | Sarı/mavi koordinatı                      |
| <b>ACP</b>   | Amorf Kalsiyum Fosfat                     |
| <b>Y-TZP</b> | Yitriyum Stabilize Zirkonya Oksit         |

**Simgeler**

|           |                  |
|-----------|------------------|
| <b>°C</b> | Santigrat Derece |
| <b>%</b>  | Yüzde            |

**Formüller**

|  |                      |
|--|----------------------|
| <b>SiO<sub>2</sub></b>                           | Silisyum oksit       |
| <b>SiO<sub>4</sub></b>                           | Silisyum tetrahedrat |
| <b>K<sub>2</sub>O</b>                            | Potasyum oksit       |
| <b>MgO</b>                                       | Magnezyum oksit      |
| <b>MgF<sub>2</sub></b>                           | Magnezyum florür     |
| <b>Al<sub>2</sub>O<sub>3</sub></b>               | Alüminyum oksit      |
| <b>ZrO<sub>2</sub></b>                           | Zirkonat             |
| <b>Si<sup>+4</sup></b>                           | Silisyum             |
| <b>O<sup>-</sup></b>                             | Oksijen              |
| <b>Li<sub>2</sub>Si<sub>2</sub>O<sub>5</sub></b> | Lityum disilikat     |
| <b>CaP</b>                                       | Kalsiyum fosfat      |

## 1. ÖZET

### Farklı Bitirme ve Cila İşlemleri ile Farklı Beyazlatma Tekniklerinin CAD/CAM Materyallerin Renk ve Yüzey Özellikleri Üzerine Etkileri

İki farklı konsantrasyonda ve tipte beyazlatma ajanının farklı bitim/cila işlemleri uygulanmış olan CAD/CAM materyallerine uygulanmasının materyallerin renk ve yüzey pürüzlülüğü özellikleri üzerindeki etkilerini incelemektir.

Bu çalışmada CAD/CAM blok olarak Cerasmart (GC Corporation, Tokyo, Japonya) ve Shofu Blok HC (Shofu Dental Corporation, Kyoto, Japonya) hibrit bloklar kullanılmıştır. Çalışmada kullanılan Cerasmart ve Shofu Blok HC CAD/CAM hibrit bloklar iki ana grup olmak üzere, materyallere uygulanan yüzey işlemlerine ve beyazlatma tekniklerine göre 8 alt gruba ayrılmıştır (n=10). Tüm materyaller, üretici firma önerileri doğrultusunda uygulanmıştır. Numunelerin yüzey pürüzlülük ölçümleri kontakt profilometre cihazı ile numunelerin renkleri CIELab renk sistemine göre spektrofotometre cihazı ile başlangıçta ve 18. gün sonunda ölçülmüştür. Veriler istatistiksel olarak Kolmogorov-Smirnov Testi, Mann Whitney U Testi ile analiz edilmiştir (p<0,05).

Beyazlatma işleminden önce en düşük pürüzlülük değeri Cerasmart materyaline Sof-Lex XT ile bitim ve cila işlemi yapılan örneklerde ölçülmüştür [Ra 0,26 (0,25-0,30)]. Beyazlatma işleminden sonra en düşük pürüzlülük değeri Cerasmart materyalinde glaze ile bitim/cila işlemi yapıp hidrojen peroksit uygulanan örneklerde ölçülmüştür [Ra 0,30 (0,23-0,46)]. En az renk değişimi Shofu Blok HC materyaline glaze ile bitim/cila işlemi uygulayıp karbamid peroksit ile beyazlatma yapıldığında oluşmuştur ( $\Delta E=2,07$ ).

Sof-Lex XT diskler ile bitim/cila işlemi yapılmış olan Shofu Blok HC numunelerine ve glaze ile bitim/cila işlemi yapılmış olan Cerasmart numunelerine her iki farklı beyazlatma ajanının uygulanması sonucu numunelerin yüzey pürüzlülük değerleri arttırmıştır. Glaze ile bitim/cila işlemi yapılmış olan Shofu Blok HC numunelerine hidrojen peroksit, bitim ve cila işlemi farketmeksizin Shofu Blok HC numunelerine karbamid peroksit uygulandığında numunelerde klinik olarak kabul edilebilir renk değişimi oluşmuştur. Karbamid peroksit Cerasmart numunelerine uygulandığında bitim/cila işlemi farketmeksizin numunelerde klinik olarak kabul edilemez renk değişimi oluşmuştur.

CAD/CAM rezin blok, beyazlatma, renk, yüzey pürüzlülüğü

## 2. SUMMARY

### **The Effects of Different Finishing and Polishing Processes and Different Whitening Techniques on the Color and Surface Properties of CAD/CAM Materials**

The aim of this study is to investigate the effect of two different concentrations and types of bleaching agents on CAD/CAM materials which have different finishing/polishing processes on the color and surface roughness properties of the materials.

In this study, Cerasmart (GC Corporation, Tokyo, Japan) and Shofu Block HC (Shofu Dental Corporation, Kyoto, Japan) hybrid blocks were used. Cerasmart and Shofu Block HC CAD/CAM hybrid blocks were divided into eight subgroups according to surface treatments techniques and bleaching techniques (n=10). All materials were applied according to the manufacturer's recommendations. The surface roughness of the samples was measured with contact profilometer device and the colors of the samples were measured with spectrophotometer according to CIELab color system. Data were analyzed statistically with the Kolmogorov-Smirnov Test, Mann Whitney U Test ( $p < 0,05$ ).

The lowest roughness value before the bleaching process was measured in the Cerasmart material samples that was finished and polished with Sof-Lex XT [Ra 0,26 (0,25-0,30)]. The lowest roughness value after the bleaching process was measured in the Cerasmart material samples that was finished and polished with glaze and then bleached with hydrogen peroxide [Ra 0,30 (0,23-0,46)]. The minimum color change occurred when the Shofu Block HC material samples that was finished and polished with glaze and then bleached with carbamide peroxide ( $\Delta E = 2,07$ ). The surface roughness values of the samples were increased by the application of two different bleaching agents to Shofu Block HC samples treated with Sof-Lex XT discs and Cerasmart samples treated with glaze. Clinically acceptable color change occurred in the samples when hydrogen peroxide bleaching gel is applied to Shofu Block HC samples that have been treated with glaze and carbamide peroxide is applied to Shofu Block HC samples regardless of finishing and polishing. Clinically unacceptable color change occurred in the samples when carbamide peroxide was applied to Cerasmart samples regardless of finishing and polishing.

CAD/CAM resin block, whitening, color, surface roughness

### 3. GİRİŞ ve AMAÇ

Diş çürüğü, erozyon, abrazyon, atrizyon, abfraksiyon, doğumsal diş defektleri veya travma nedeniyle oluşan doku kayıpları biyoyumlu, fonksiyonel, sürdürülebilir ve estetik malzemelerle tedavi edilmektedir (1). “Computer Aided Design (CAD)” ifadesi “bilgisayar destekli tasarım” için kullanılırken, “Computer Aided Manufacturing (CAM)” ifadesi “bilgisayar destekli üretim” anlamına gelmektedir. Bilgisayar destekli tasarım/bilgisayar destekli üretim (CAD/CAM) teknolojileri, nümerik olarak kontrol edilen işleme yoluyla dental restorasyonların üretimini mümkün kılarak homojen malzeme kalitesi, daha fazla tekrarlanabilirlik ve üretim maliyetlerinde düşüş sağlamıştır (2). Teknik olarak hassas olmakla birlikte CAD/CAM sistemler hekimlere fazla madde kayıplı dişlerin konservatif tedavisinde (inley, onley, veneer ve kuron gibi) kolaylık sağlamaktadır. Bu teknoloji ile çeşitli seramik malzemeler ve kompozit karışımlar kliniklerde gittikçe yaygınlaşarak kullanım alanı bulmaktadır. Rezin içerikli bloklar son zamanlarda kuron restorasyonların tedavisi için geleneksel direkt veya indirekt rezin kompozitlere veya full seramik restoratif seçeneklere alternatif olarak sunulmuştur (2). Bununla birlikte, CAD/CAM seramiklerin yüzey özellikleri ve renk dayanıklılıkları rezin içerikli CAD/CAM restoratif malzemelerden daha üstün bulunmuştur. Öte yandan, çeşitli çalışmalarda rezin içerikli CAD/CAM materyallerin, cam-seramik materyallerden daha yüksek kırılma direnci sergilediği bulunmuştur (3, 4). Yine de, rezin içerikli materyallerin, cam-seramik veya tam-seramik malzemeler yerine restoratif materyaller olarak kullanılmasında önemli avantajlar vardır, çünkü rezin içerikli materyaller antagonist minede daha düşük aşınma dereceleri göstermektedir (5, 6). Bu nedenle, yeni tanıtılan rezin içerikli CAD/CAM restoratif malzemeler cam seramik malzemelere uygun alternatifler olduğu düşünülmektedir (7, 8). Genel olarak, yüksek sıcaklık ve basınç altında polimerizasyon işlemleri gerçekleştirilen bu materyaller, daha yüksek dönüşüm oranlarına ve daha düşük miktarlarda artık monomer içeriğine sahiptirler (9). Sonuç olarak, polimerizasyon yöntemleri geliştirilen bu materyallerin fiziksel özellikleri ve renk stabilitesi ile mekanik özellikleri geleneksel olarak direkt yöntem ile polimerize edilen rezinlerden üstündür (10, 11).

Uzun süreli klinik başarıyı sağlamak için (12), tüm materyallerin yeterince pürüzsüz yüzeylere sahip olması gerekir. Materyalleri nihai şekline kavuşturmak için uygun cila ve polisaj işlemlerinin yapılması gereklidir. Bu işlemler farklı uygulama aşamalarından oluşabilirken, çok geniş skalada farklı materyaller (alüminyum oksit içeren diskler, yüzey koruyucu vernikler) ile de yapılabilir. Yüzey koruyucu işlemi ya da glaze işlemi uygulanan yüzeyler diğer cila işlemleri uygulanan yüzeylerden zaman zaman daha

pürüzlü olabilir (13, 14). Pürüzsüz ve cilalı yüzeyler dental restorasyonların estetik görünümünü geliştirir, bakteriyel yapışmayı en aza indirir (15). Ayrıca, yorgunluğu ve çatlak oluşma ihtimalini veya materyal içindeki kırılmayı en aza indirir (16) ve materyalin eğilme dayanımını (17) arttırır. Ayrıca, pürüzsüz yüzeyler daha az aşınmaya maruz kalır (18) ve bu nedenle restorasyonların klinik ömrü uzar. Materyallerin yüzey özellikleri hem materyalin içerik ve yapısına hem de uygulanan bitim sistemlerinin uygulama aşamaları ve özelliklerine güçlü bir şekilde bağlıdır (19).

Doğal dişlerin estetik görünümünü iyileştirmek için beyazlatma maddelerinin yaygın olarak kullanılması 1990 yılında Haywood ve Heymann tarafından ev tipi beyazlatma tekniğinin uygulanmasından sonra başlamıştır (20). Her ne kadar dişlerin estetik görünümü birçok teknikle geliştirilebilse de beyazlatma güvenli, konservatif, düşük maliyetli ve etkili bir tekniktir (21). Diş renginin değişmesi için uygulanan tedaviler arasında, vital diş beyazlatma güvenli ve konservatif bir yaklaşımdır (22). Beyazlatma yüksek konsantrasyonlarda hidrojen peroksit (HP) kullanılarak diş hekimi tarafından ofiste yapılabilir veya düşük konsantrasyonlarda karbamid peroksit (CP) veya hidrojen peroksit (HP) kullanılarak ev tipi hasta tarafından uygulanabilir (20). Beyazlatma ajanı mevcut restorasyonlara da temas edebilmektedir.

Materyallerin renk stabilitesi, özellikle estetik açıdan önemli alanlarda hareketli veya sabit parsiyel protezler, kuronlar veya direkt restorasyonların uzun ömürlülüğü için büyük öneme sahiptir (23).

Materyallerin yüzey özelliklerinin incelenmesinde çeşitli yöntemler veya cihazlar kullanılabilir. Bunlardan bazıları kontakt veya non-kontakt profilometre, taramalı elektron mikroskobu, atomik kuvvet mikroskobu, transelektron mikroskobudur. Renk ölçümlerinde ise dental uygulamada, standart renk tonu kılavuzuna göre görsel analiz ve spektrofotometre (24), renk ölçer ve yazılım analizini gibi objektif yöntemler de dahil olmak üzere çeşitli yöntemler kullanılabilir (25). Spektrofotometreler, diş malzemelerinin renk değişikliklerini insan gözünden daha objektif (vakaların %93,3'ünde) ve doğru olarak sunmaktadır (26).

Bu çalışmanın amacı, bilgisayar destekli tasarım/bilgisayar destekli üretim (CAD/CAM) sisteminde kullanılan hibrit bloklarda farklı bitirme ve polisaj işlemleri ile farklı beyazlatma tekniklerinin materyalin renk ve yüzey özellikleri üzerine etkilerini incelemektir.

Oluşturulan Hipotezler;

“İki farklı rezin içerikli CAD/CAM materyalinin bitim işleminin glaze veya 4 aşamalı diskler ile tamamlanması ve arkasından bu materyaller üzerine iki farklı beyazlatma tekniği

(farklı konsantrasyonlarda %14 hidrojen peroksit ya da %22 karbamid peroksit) ile beyazlatma işleminin uygulanması materyallerin yüzey pürüzlülükleri (Ra ve Rz) üzerinde değişiklik oluşturmaz” ve “İki farklı rezin içerikli CAD/CAM materyalinin bitim işleminin glaze veya 4 aşamalı diskler ile tamamlanması ve arkasından bu materyaller üzerine iki farklı beyazlatma tekniği (farklı konsantrasyonlarda %14 hidrojen peroksit ya da %22 karbamid peroksit) ile beyazlatma işleminin uygulanması materyallerin renk özellikleri üzerinde değişiklik oluşturmaz”.



## 4. GENEL BİLGİLER

### 4.1. CAD/CAM

#### 4.1.1. Tanımı ve Tarihçesi

“Computer Aided Design (CAD)” ifadesi “bilgisayar destekli tasarım” için kullanılırken, “Computer Aided Manufacturing (CAM)” ifadesi “bilgisayar destekli üretim” anlamına gelmektedir. Dental teknolojide “CAD/CAM” terimi şu anda “freze teknolojisi” ile üretilen dental protezlerin eş anlamlısı olarak kullanılmaktadır. 1971 yılında Francois Duret restoratif diş hekimliğinde CAD/CAM’ı tanıtmıştır (27) ve 1983 yılında ilk dental CAD/CAM restorasyonu üretilmiştir (28).

#### 4.1.2. Kullanım Alanları

CAD/CAM sistemlerin ana uygulama alanlarından biri, prefabrik seramik monobloklar kullanılarak dental restorasyonların üretilmesidir (29). Bu sistemler porselen, kompozit ve hibrit bloklar gibi farklı malzemeler kullanılarak uygulanabilir (30). Dental restorasyon için mevcut olan CAD/CAM bloklar feldspatik cam seramik, lösitle güçlendirilmiş cam seramik, lityum disilikat cam seramik, alümina infiltre edilmiş seramik, alüminyum oksit ve tetragonal zirkonya polikristalleri (31), kompozit rezin (32) veya titanyumdur (33). Günümüzde implant destekli protezler için de CAD/CAM sistemlere daha çok ilgi duyulmaktadır, çünkü implant abutment’lerinin (34) ve implant cerrahisinde teşhis şablonlarının (35) üretiminde de bu sistemler kullanılmaktadır.

#### 4.1.3. CAD/CAM Bileşenleri

Tüm CAD/CAM sistemler üç bileşenden oluşur:

1. Geometriyi bilgisayar tarafından işlenebilen dijital verilere dönüştüren bir sayısallaştırma aracı/tarayıcı

2. Verileri işleyen yazılımlara ve uygulamaya bağlı olarak, imal edilecek ürün için bir veri seti (CAD)

3. Veri setini istenen ürüne dönüştüren bir üretim teknolojisi (CAM) (36)

##### 4.1.3.1. Tarayıcı

“Tarayıcı” terimi, diş hekimliği alanında, üç boyutlu çene ve diş yapılarını ölçen ve bunları dijital veri setlerine dönüştüren veri toplama araçlarını anlatmaktadır.

Temel olarak iki farklı tarama olasılığı vardır:

- Optik tarayıcılar
- Mekanik tarayıcılar (36)

#### **4.1.3.1.1. Optik Tarayıcılar**

Bu tarayıcı türünün temeli, “üçgenleştirme prosedürü” olarak adlandırılan üç boyutlu yapıların toplanmasıdır. Burada, ışık kaynağı (örneğin lazer) ve reseptör ünitesi, birbirleriyle ilişkilerinde belirli bir açıdadır. Bu açıdan bilgisayar, alıcı ünite üzerindeki görüntüden ayarlanan üç boyutlu bir veriyi hesaplayabilmektedir (37). Beyaz ışık çıkıntılarını veya bir lazer ışını bir aydınlatma kaynağı olarak işlev görebilmektedir (36).

Optik tarayıcı örnekleri;

- Lava Scan ST (3M ESPE, beyaz ışık projeksiyonları)
- Everest Scan (KaVo, beyaz ışık projeksiyonları)
- Etkon es1 scanner (etkon, lazer ışını)

#### **4.1.3.1.2. Mekanik Tarayıcı**

Bu tarayıcı varyantında, ana ölçü, yakutlu bir top ile mekanik olarak sıralı bir şekilde okunur ve üç boyutlu yapıyı ölçer. Nobel Biocare'den (Göteborg) Procera Tarayıcı, diş hekimliğindeki mekanik tarayıcılar için tek örnektir. Bu tür tarayıcı yüksek tarama hassasiyeti gösterir; bu şekilde yakut bilyesinin çapı frezeleme sistemindeki en küçük öğütücüye ayarlanır ve sonuç olarak sistem tarafından toplanan tüm veriler freze edilir (38, 39). Bu veri ölçüm tekniğinin dezavantajı, optik sistemlere kıyasla daha uzun işlem süreleri, cihazın diğer sistemlere göre pahalı olması ve sistemin aşırı karmaşık mekanik işlemler ile yürütülmesidir (36).

#### **4.1.3.2. Tasarım Yazılımı**

Üretici firmalar tarafından çeşitli dental restorasyonların tasarımı için özel yazılımlar sağlanmaktadır. Bu yazılımlar ile krun ve köprü alt yapıları oluşturulabilir; bazı sistemler ise krun ve köprü alt yapıların yanı sıra tam anatomik krunlar, parsiyel krunlar, inleyler ve teleskopik birincil krunları tasarlama imkanı sunmaktadır (40). Piyasada mevcut olan CAD/CAM sistemlerinin yazılımı sürekli iyileştirilmektedir. En son gelişmeler

güncellemelerle kullanıcıya sürekli olarak sunulmaktadır. Veriler çeşitli veri formatlarında saklanabilmektedir. Bununla birlikte, birçok yazılım firması, belirli üreticilere özgü kendi veri formatlarını kullanmaktadır, bunun sonucunda üretim programlarının verileri birbirleriyle uyumlu olmayabilir (36).

İşleme cihazları, CAD yazılımıyla oluşturulan yapı verilerini CAM işleme için freze şeritlerine dönüştürür ve cihaza yükler. İşleme cihazları, freze eksenleri sayısı ile ayırt edilir:

- 3 eksenli cihazlar
- 4 eksenli cihazlar
- 5 eksenli cihazlar

#### **4.1.3.2.1. Üç Eksenli Freze Cihazları**

Bu tür freze cihazı, üç uzamsal yönde hareket derecelerine sahiptir. Böylece, freze yolu noktaları, X-, Y- ve Z- eksenleri ile tanımlanmaktadır. Alt bölümlerin, eksen farklılıklarının ve yakınsaklıkların frezelenmesi mümkün değildir. Dental alanda kullanılan tüm üç eksenli cihazlar aynı zamanda iç kısım ve dış kısmın işlenmesi sırasında bloğu 180° döndürmektedir. Bu freze cihazlarının avantajı kısa freze süreleri ve üç eksen aracılığıyla basitleştirilmiş kontrolleridir. Sonuç olarak, bu tür freze cihazları genellikle daha fazla eksenli olan cihazlardan daha az maliyetlidir. 3 eksenli cihazlara örnekler:

- inLab (Sirona)
- Lava (3M ESPE)
- Cercon brain (DeguDent)

#### **4.1.3.2.2. Dört Eksenli Freze Cihazları**

Üç uzamsal eksene ek olarak, bileşen için gerilim köprüsü de kademesiz olarak döndürülebilir. Sonuç olarak, büyük dikey yüksekliğe sahip köprü yapılarını normal kalıp boyutlarına ayarlamak mümkündür. Böylece malzeme ve frezeleme zamanından tasarruf edilmektedir. Bu sisteme örnek, Zeno (Wieland-Imes)'dir (36).

#### **4.1.3.2.3. Beş Eksenli Freze Cihazları**

Beş eksenli bir freze cihazı ile üç uzamsal boyuta ve dönebilen gerilim köprüsüne (4. eksen) ek olarak, freze milini döndürme olasılığı (5. eksen) da vardır. Bu sistem örneğin, abutment dişlerinde (orta düzleme doğru eğimli son molar), alt uçlu karmaşık geometrilerin frezelenmesini sağlar.

- Laboratuvar Alanında Örnek: Everest Engine (KaVo)
- Üretim Merkezinde Örnek: HSC Freze Cihazı (etkon)

Restorasyonun kalitesi, işleme eksen sayısına bağlı olarak artmaz. Kalite, dijitalleşme, veri işleme ve üretim sürecinin toplam bir sonucudur (36).

#### **4.1.4. Diş Hekimliğinde CAD/CAM Üretim Kavramları**

CAD/CAM sistemlerinin bileşenlerinin bulunduğu yere bağlı olarak, diş hekimliğinde üç farklı üretim kavramı mevcuttur:

- Chairside üretimi
- Laboratuvar üretimi
- Merkezileştirilmiş üretim (36)

##### **4.1.4.1. Chairside Üretim**

Hastaların kısa tedavi süresi hem diş hekiminin hem de hastaların estetik işlemlere yoğun talepleri, restoratif materyallerin özelliklerinin geliştirilmesi klinisyenler ve araştırmacılar için kritik öneme sahiptir (41). Chairside sistemde, CAD/CAM sistemin tüm bileşenleri diş kliniğinde bulunmaktadır. Diş restorasyonlarının üretimi, laboratuvar prosedürü olmaksızın yapılabilmektedir. Dijitalleştirme enstrümanı, çoğu klinik durumda klasik ölçüm yapan ağız içi bir kameradır. Bu sistem, hem hasta hem hekim için zamandan tasarruf sağlar, teknisyen aşamalarını ortadan kaldırarak maliyetleri düşürür ve hastaya indirekt olarak yapılan restorasyonları tek seansta sunar (36). Bu sistemler ile hata potansiyeli azalmıştır. İndirekt restorasyonlardan kaynaklı çarpaz enfeksiyon kontaminasyon riski düşmüştür.

Chairside sistemler ile ilgili dezavantaj olarak cihazın maliyetli olması, hekimlerin bu süreçlerle ilgili ciddi eğitimler alması gerekliliği, uygun restorasyonların elde edilebilmesi için uzun klinik tecrübenin gereksinimi, monokromatik bloklarda estetiğin her zaman tatmin edici düzeyde sağlanamaması, derin subgingival marjinler alanlarda dijital ölçünün doğruluğunun güçleşmesi ya da teknik hassasiyetin artması ve bu tip alanlarda dişeti retraksiyonunun zorunlu hale gelmesidir.

#### **4.1.4.2. Laboratuvar Üretimi**

Bu üretim çeşidi, diş hekimiyle laboratuvar arasındaki geleneksel çalışma sırasına eşdeğerdir (36). Diş hekimi, ölçüyü klinikte alır ve laboratuvara gönderir. Kalan CAD/CAM üretim aşamaları tamamen laboratuvarında gerçekleştirilmektedir. Bir tarayıcı yardımıyla, diş hekiminin gönderdiği alçı modelden üç boyutlu veriler üretilmektedir. Bu veriler dental tasarım yazılımı ile işlenmektedir. CAD işleminden sonra veriler diş laboratuvarında gerçek geometriyi üreten, özel bir freze cihazına gönderilir ve üretilir (38, 42-44).

#### **4.1.4.3. Merkezileştirilmiş Üretim**

Bilgisayar destekli diş protezleri üretiminin üçüncü seçeneği, bir freze merkezindeki genel üretimdir (36). Bu varyasyonda diş laboratuvarındaki “uydu tarayıcılarının” internet üzerinden bir üretim merkezi ile bağlantı kurması mümkündür. CAD/CAM cihazı ile üretilen restorasyonlar için diş laboratuvarında üretilen veri setleri üretim merkezine gönderilmektedir. Üretim merkezi protezi ürettikten sonra sorumlu laboratuvara göndermektedir (38, 45). Protezin bitim işlemleri laboratuvarında yapılmaktadır. Laboratuvar dış kaynak kullandığında yalnızca dijitalleştirme aracı ve yazılımı satın almak zorundadır. Böylece laboratuvar yüksek kaliteli üretim yapabilirken, aynı zamanda laboratuvarın belirli bir markaya bağımlı olma dezavantajını ortadan kaldırır. Diş hekimleri ölçülerini direkt üretim merkezine de gönderebilmektedir ancak bu uygulama inley, onley protezlerle sınırlıdır.

#### **4.1.5. Dental CAD/CAM Sistemlerde Frezeleme Çeşitleri**

##### **4.1.5.1. Kuru İşleme**

Kuru işlem, düşük sinterleme derecesine sahip zirkonya oksit ( $ZrO_2$ ) bloklara uygulanır (36). Kuru işlemin çeşitli avantajları vardır:

- Frezeleme cihazı için düşük yatırım maliyeti
- $ZrO_2$  bloğu tarafından nem absorpsiyonu ve sinterlemeden önce  $ZrO_2$  alt yapı için kuruma süresi yoktur.

Dezavantajları: Düşük sinterleme derecesi, alt yapı için daha yüksek büzülme değerlerine neden olur. Bazı üreticiler kuru frezeleme işlemi için (Zeno 4030 (Wieland-Imes), Lava Form ve Cercon brain) rezin malzeme seçeneğide sunmaktadır.

#### **4.1.5.2. Islak İşleme**

Bu işlemde, frezeleme elması veya karbid kesici, frezelenen malzemenin aşırı ısınmasına karşı soğuk bir sıvı spreyle ıslatılmaktadır (36). Isı artış nedeniyle zarar görmemesi gereken tüm metaller ve cam seramik malzemeler için ıslak frezeleme gereklidir. Frezeleme işlemi için daha yüksek sinterleme derecesine sahip zirkonya oksit seramik kullanılırsa, “ıslak” işleme önerilmektedir. Daha yüksek sinterleme derecesi, büzülme faktörünün azalmasını ve daha az sinterleme distorsiyonu sağlamaktadır. Örnekler: Everest (KaVo), Zeno 8060 (Wieland-Imes), inLab (Sirona).

#### **4.1.6. Dental CAD/CAM Sistemlerde İşlenebilen Materyaller**

CAD/CAM cihazları tarafından işlenecek malzemelerin listesi, ilgili üretim sistemine bağlıdır. Bazı frezeleme cihazları  $ZrO_2$  alt yapının üretimi için özel olarak tasarlanmıştır, diğerleri ise rezinlerden cam seramiklere ve yüksek performanslı seramiklere kadar tüm malzeme paletini kapsamaktadır (36).

İşlem için seçilecek malzeme, hastanın sosyoekonomik durumuna, restorasyonun ağız içerisindeki bölgesine ve tipine bağlıdır (32). İlave olarak, klinik uygulama için malzeme seçimi, blokların fiziksel/mekanik özelliklerine ve materyalin yapısına da bağlıdır (46). Malzemelerden bazıları frezelemeden sonra ek işlem (örneğin; fırınlama ve glaze işlemi) gerektirmektedir, bunun için özel ekipman lazım olabilir (36, 47). Bir takım ürünler ise mutlaka ek işlem basamakları gerektirmez ve genellikle diş hekimi kliniğinde hazır bulunan bir aletle bitirilebilir (48). Dental CAD/CAM cihazlarında işlenebilir materyaller:

##### **4.1.6.1. Metaller**

Titanyum, titanyum alaşımları ve krom kobalt alaşımları dental freze cihazları kullanılarak işlenebilmektedir. Değerli metal alaşımlarının frezelenmesinin, yüksek metal yıpranmasına neden olması ve yüksek malzeme maliyetleri nedeniyle çok sık ilgi görmediği bildirilmektedir (36).

Örnekler:

Coron (etkon: değerli olmayan metal alaşımı)

Everest Bio T-Blank (KaVo, saf titanyum)

#### 4.1.6.2. Rezin İçerikli Malzemeler

Kompozit rezin CAD/CAM blok malzemeleri 2000’li yıllardan beri kullanılmaktadır (9, 32, 49). Paradigm MZ100 (3M ESPE, St. Paul, MN, ABD) ilk kompozit CAD/CAM bloklarından biridir, yalnızca sınırlı pazarlarda ticari olarak piyasaya sunulmuştur (50).

Kompozit CAD/CAM blokların seramik ve polimer fazları farklı ileri teknolojiler kullanılarak birleştirilmektedir ve bu şekli ile hibrit malzemeler adını almaktadır (51).

Rezin kompozitler inorganik dolgu parçacıkları (genellikle cam) içeren organik bir polimer matriksten oluşur. Rezin kompozitin young modülü, dentinin young modülüne yakındır. Rezin kompozit materyallerin fiziksel ve mekanik özellikleri, polimer organik bileşenleriyle yani, Bisfenol-A diglisidilmetakrilat (Bis-GMA), trietilen glikol dimetakrilat (TEGDMA), üretan dimetakrilat (UDMA) ile bağlantılıdır (52). Bu bileşenlerin materyallerin içerisinde ne oranda yer aldıkları ile ilgili olabileceği gibi, aynı zamanda materyalin hangi organik matriks bazı ile oluşturulacağı ile de ilgilidir. Kompozit rezinin organik bileşenlerinin ayrı ayrı deneysel olarak uygulandığı durumlarda toksik etki oluşturabileceği bildirilmiştir (53). Rezin kompozitin zayıf polimerizasyonu durumunda, organik bileşenlerin monomer salınımı veya dış ile dolgu arayüzünden mikrosızıntı oluşturmaları biyolojik olarak risk oluşturur (54, 55).

Rezin kompozitin fiziksel ve kimyasal özellikleri, renk stabilitesi ve aşınma direnci, polimerize edilme derecesinden etkilenir (56). Materyale uzun süre ışık uygulaması ve oksijenin inhibe ettiği yüzey tabakasının ortadan kaldırılması, rezin kompozit malzemelerin sitotoksitesini azaltır (57). Kompozit rezinin yüksek sıcaklık ve yüksek basınç koşullarında polimerizasyonu, tükürükte oluşabilecek olan monomer salınım miktarını azaltır (58). Rezin kompozitlerin klinik başarısını arttırmak için tüm rezin içerikli materyallerin uygun ışıkla polimerizasyonunun gerekli olduğu ileri sürülmektedir (59). Işıkla kütleme, tüm restorasyondaki foto başlatıcılara doğru dalga boylarında yeterli radyan maruziyeti yaratan karmaşık bir süreçtir (60). Radyasyona maruz kalma, malzemenin belirli bir ışık uygulaması süresi boyunca ışıktan aldığı toplam ışınım olarak tanımlanmaktadır (61). Rezin kompozitin ışık ile polimerizasyonu esnasında bir takım istenmeyen durumlar oluşmaktadır. Bunlardan en önemlisi ve günümüzde hala ortadan kaldırılamayan rezin materyalinin polimerizasyon büzülmesidir. Materyallerin ışıkla polimerizasyonundan kaynaklı polimerizasyon büzülme miktarını azaltmak için çeşitli yöntemler kullanılmaktadır. Bunlardan bazıları farklı ışık uygulama teknikleri (pulse-delay, soft-start), farklı tür ışık kaynakları kullanım yöntemleri (lazer), rezin materyallerinin polimerizasyonu esnasında ışık uygulamasına ilave ısı ve basınç uygulamasıdır. Materyallerin polimerizasyonu esnasında ısı ve basınç uygulaması

materyale daha iyi mekanik özellikler sağlar (62) ve büzülme oranını azaltır (63). Materyallerin polimerizasyon derecesi geliştikçe rezin kompozitin aşınma karşı direnci artar (64, 65). Polimerizasyon esnasında ışık uygulamasına ilave olarak yüksek sıcaklık ve yüksek basınç uygulanmasının, rezin kompozitin mikro yapısındaki kusurların sayısını azalttığı teorik olarak kabul edilmiştir (9). Işık uygulamasına ilave olarak, materyalin 250 MPa'da ve 180°C'de polimerizasyonu sonucunda oluşan bükülme dayanımı ve kırılma dayanımının, aynı materyal için polimerizasyonun yalnızca ışık ile yapıldığı durumlara göre sırasıyla %54-89 ve %2-86 oranında arttığı bildirilmiştir. Yüksek sıcaklık ve yüksek basınç ile polimerize edilmiş doldurucusuz rezinin mekanik özellikleri gelişmeler göstermiştir ancak dolduruculu rezin kompozite göre doldurucusuz rezinin mekanik özellikleri daha zayıf olduğu bildirilmiştir. Bu durumda, yüksek sıcaklık ve yüksek basınç koşulları, rezin-doldurucu etkileşimi üzerinde de bir etkiye sahip olmuş olabilir (58).

Hibrit malzemeler rezin kompozit, seramik, cam seramik, organik veya polimer bir matriksden oluşmaktadır (1, 52). Kompozit içerikli CAD/CAM bloklar, nano-dolduruculu (nanoseramik) veya polimer/rezin infiltre edilen seramik ağ yapısı şeklinde piyasada yer alabilir. Her iki şekilde de materyal yüksek polimerizasyon derecesi ve dönüşüm oranına sahiptir. Bu materyaller, optimum özellikler elde etmek için yüksek sıcaklık ve yüksek basınçta standart parametreler altında endüstriyel olarak polimerize edilirler (9, 66). Hibrit malzemeler kompozite ve seramiğe ait birtakım dezavantajları ortadan kaldırmak için üretilmiş kompozit-seramik birleşimidir. CAD/CAM kompozit rezin blokların mekanik özellikleri değerlendirilmiştir, bükülme özelliklerinin seramik bloklarinkilerle karşılaştırılabilir olduğu ve geçerli ISO standardına göre tekli restorasyonlar için uygun oldukları bildirilmiştir (67-69). Bu materyaller monolitik yapıda olabileceği gibi sabit parsiyel protez alt yapıları olarak da kullanılabilir (36). Frezeleme işlemi bitiminden sonra, kompozit CAD/CAM bloklara özgü geliştirilen bitim ve cila işlemlerinin uygulanması önerilmektedir.

Rezin içerikli CAD/CAM bloklar nanoseramikler ve kompozit infiltre edilen cam seramikler olarak sınıflandırılırlar (62, 70). Bu sınıflamaya ilave olarak son zamanlarda rezin içerikli CAD/CAM malzeme sınıflamasına birde rezin matriks içerisine gömülen zirkonya-silika seramiklerde eklenmiştir. Nanoseramik materyallere örnek olarak LAVA Ultimate veya Cerasmart verilebilirken, kompozit infiltre edilen cam seramiklere  rnek VITA Enamic'tir. Nano-seramik materyaller kompozit yapıya daha yakinken, kompozit infiltre edilen cam seramikler seramik yapıya daha yakındır. Bu nedenle, kompozit infiltre edilen cam seramikler nano-seramiklere göre daha kırılığandır. Nanoseramik bloklarda rezin

matriks ve nanoseramik parçacıkları güçlü çapraz bağlanma ile birbirine bağlanır ve seramik matriks içinde nanopartiküller ile doldurulmuş homojen bir yapı oluşturur. Nano seramiklerde nanoparçacıklar bulunurken, kompozit infiltre edilen cam seramiklerde makro parçacıklar vardır. Kompozit infiltre edilen cam seramiklerde ise nano-seramik yapıdan farklı olarak seramik bir ağ vardır, bu seramik (alümina ve feldspar yapıdan oluşan) ağ gözenekli bir yapı oluşturur. Polimer rezin ise bu gözenekli ağ içerisine infiltre edilerek doldurulur. Kompozit infiltre edilen cam seramikler %20-23 alüminyum içerir, içerisinde feldspar yapı da bulunur, nanoseramikler ise alüminyumdan oluşan bir ağ içermezler (71). Nano-seramik bloklarda HT (high translucence) ve LT (light translucence) olmak üzere 2 farklı translüsens seçeneği mevcut olup, farklı renk seçenekleri de mevcuttur. Rezin içerikli CAD/CAM malzemelerin farklı renk tonlarında farklı kalınlıklardaki üretimlerinde renk farklılıkları oluşmaktadır (72).

Yapılan bir çalışmada çoğu klinisyenin klinik uygulamada CAD/CAM materyal olarak lityum disilikat bazlı materyalleri tercih ettiğini bildirmiştir (73). Chairside üretim sistemlerinde kullanıldığında lityum disilikat malzemeleri, frezelenmeyi hızlandırmak için diş hekimine yumuşatılmış bir halde sunulur. Frezelenmeden sonra, bu malzeme mekanik özelliklerini geliştirmek için bir fırında kristalleştirilir, bu durum ayrıca bir süre gerektirir. Kompozit CAD/CAM blokları frezeleme sonrası kabul edilebilir bir dayanıklılık elde etmek için lityum disilikat bazlı materyal gibi ısı bir işlem gerektirmez. Rezin içerikli CAD/CAM bloğun frezeleme işlemi sonrası ısı işlem gerektirmemesi klinisyene zaman tasarrufu sağlar (74). Rezin içerikli CAD/CAM blokların sahip olduğu başka avantajlar da vardır. Kompozit bazlı materyaller seramiklere göre daha düşük sertlik ve elastik modül değerlerine sahiptir, kırılma dayanıklılıkları da daha gelişmiştir. Bu sayede, Rezin içerikli CAD/CAM bloklar frezelemeye bağlı hasar oluşumuna ve materyal içerisinde çatlak oluşumuna karşı daha fazla direnç gösterir. Rezin içerikli CAD/CAM bloklarda frezeleme sonrası kenar bitimi daha düzgün oluşur. Kompozit bazlı materyallerde frezeleme işlemi sırasında, seramiklerde olduğundan daha az talaş oluşur (3, 50). Materyalde daha az talaş oluşumu frezeleme işlemi hızlandırır (75, 76). Kompozit rezin blokların bitim ve cila işlemleri tam seramik olanlara göre daha kolaydır ve ilave bir teknisyen aşaması gerektirmez. Diğer bir deyişle kompozit bazlı materyallerde sinterleme veya kristalizasyon işlemi gerekmez (41). CAD/CAM kompozit rezin bloklarından üretilen restorasyonlar, CAD/CAM seramik bloklarından yapılan restorasyonlara göre daha kolay imal edilebilir (8, 9). Rezin içerikli CAD/CAM bloklarla üretilen restorasyonların onarımı, seramik CAD/CAM bloklarla üretilen restorasyonların onarımından daha kolaydır (8, 9, 67). Rezin içerikli CAD/CAM bloklarla

üretileen restorasyonlar ağız içinde onarılabilir. Diğer bir deyişle bu materyaller, kompozit direkt dolgu materyalleriyle tamir edilebilme avantajına sahiptir. Rezin içerikli CAD/CAM malzemeleri, diş yapısına yakın sertlik ve elastik modül değerlerine sahiptir (77). Herhangi bir dental restoratif materyalin amacı, diş yapısına benzer özelliklere sahip olmaktır (78, 79). Rezin içerikli CAD/CAM blokla oluşturulan restorasyonlar, tam seramik restorasyonlara göre karşıit dişler üzerinde daha düşük aşındırıcılık özelliklerine sahiptir (80). Rezin içerikli CAD/CAM malzemeler direkt olarak uygulanan kompozit rezinlerle kıyaslandığında malzeme özellikleri iyileştirilmiştir. Bu malzemeler, geleneksel kompozitlere göre daha iyi kırılma dayanımı ve bükülme dayanımı sağlarlar (9, 63). Kompozit CAD/CAM bloklarla üretilen restorasyonlar direkt kompozit restorasyonlarla karşılaştırıldığında, proksimal temasların ve konturların, okluzal morfolojinin ve marjinal doğruluğun yanı sıra anatomik formunun da daha başarılı olduğu ifade edilmiştir (69, 81). Kompozit CAD/CAM bloklarla üretilen restorasyonlar uygun bir rezin siman sistemiyle kullanıldıklarında uzun dönem klinik başarı sergilerler.

#### **4.1.6.3. Cam Seramikler**

Felspatik seramikler, lösit ile güçlendirilmiş cam seramikler ve lityum disilikat ile güçlendirilmiş cam seramikler bu sınıfa girer. Bu materyaller okluzal yük olarak çok kuvvet almayan bölgelerde ve estetiğin ön planda olduğu alanlarda kullanılırlar. Yapıştırılabilir silika bazlı seramik bloklar, inley, onley, veneer, parsiyel kuron ve tam kuron üretimi için kullanım alanına sahiptirler. Cam seramik sistemler, doğal diş yapısına benzer ışık geçirgenlik özelliklerinden dolayı estetik olarak iyi sonuçlar sergilerler. Monokromatik cam seramik CAD/CAM blokların tek renkten oluşuyor olması en ciddi dezavantajıdır. Tek renkli cam seramik bloklara ek olarak, çeşitli üreticiler artık tam anatomik kuronlar için çok renkli katmanlara [Vitablocs TriLuxe (VITA), IPS Empress CAD Multi (IvoclarVivadent)] sahip bloklar piyasaya sunmaktadır.

Cam seramik sistemlerin mekanik dayanımları oksit seramiklerden düşük olmakla birlikte klinik olarak tekli restorasyonlarda kullanımları uygundur. Özellikle felspatik seramikler oldukça düşük mekanik özelliklere sahipken, estetik olarak da bir o kadar yüksek/gelişmiş özelliklere sahiptir. Materyal içerisine lösit veya lityum disilikat katılımı mekanik özelliklerin gelişmesine sebep olurken estetik özelliklerin azalmasına neden olur. Feldspatik ve lösit yapıya göre mekanik özellikleri geliştirilmiş olan lityum disilikat bazlı materyaller monolitik olarak hem ön hem de arka bölge restorasyonlarında kullanılabilir. Ancak, lityum disilikat bazlı materyallerin üç üyeden uzun köprü ve özellikle brüksist

hastalarda kullanımında kontraendikasyon vardır. Lityum disilikat bazlı materyallerin felspatik ve lösit yapıda olanlara göre yüksek dayanıklılık özelliklerinden dolayı tam anatomik ön ve arka kuronlar için, ön ve arka bölgedeki koping için ve bruksizmi olmayan hastalarda ön bölgedeki üç üye köprü yapımında kullanımı uygundur. 360 MPa gibi yüksek dayanıklılık değerleri nedeniyle, lityum disilikat bazlı seramik bloklar cam seramikler içinde özellikle önemli bir yere sahiptir (82, 83). Nispeten yüksek cam bölümlerinin bir sonucu olarak bu seramikler, hidroflorik asit ile muamele edilebilir ve bu şekilde yapıştırıcı sistemler kullanılarak çok iyi retansiyon sağlayabilirler (84, 85). Adeziv uygulaması marjinal sızdırmazlığı iyileştirir ve ikincil çürüklerin oluşumunu önler (86-89).

#### **4.1.6.4. Alümina İnfiltrasyon Seramikler**

Bu materyaller cam seramiklerden mekanik olarak üstün olmakla birlikte, estetik özellikleri cam seramiklerden düşüktür.

İnfiltrasyon seramiklerin tüm blokları VITA In-Ceram (VITA) sisteminden temin edilmektedir ve üç farklı şekilde sunulmaktadır:

- VITA In-Ceram Alumina ( $Al_2O_3$ ): Ön ve arka bölgedeki kuron alt yapıları (kopingleri) ve ön bölgedeki üç üye sabit parsiyel protez alt yapı malzemesi olarak kullanımı uygundur (90).
- VITA In-Ceram Zirconia (%70  $Al_2O_3$ , %30  $ZrO_2$ ): Ön ve arka bölgedeki kuron kopingleri için uygun, ön ve arka bölgedeki üç üye sabit parsiyel protez alt yapıları için kullanımı uygundur. Maskeleme kabiliyeti yüksektir (91, 92).
- VITA In-Ceram Spinell ( $MgAl_2O_4$ ): Tüm alümine infiltrasyon ve oksit seramikler içinde en yüksek yarı saydamlığa sahiptir, genç hastalarda estetik ön kuron kopinglerinin üretimi için önerilir.

#### **4.1.6.5. Oksit (Yüksek Performanslı) Seramikler**

Bu seramikler CAD/CAM teknolojisi için alüminyum oksit ve zirkonya oksit bloklar halinde sunulmaktadır.

##### **4.1.6.5.1. Alüminyum Oksit ( $Al_2O_3$ )**

Bu yüksek performanslı oksit seramik pre-sinterize bir fazdayken frezelenir ve daha sonra sinterleme fırında  $1520^{\circ}C$  sıcaklıkta sinterlenir. Estetik özellikleri cam seramiklerden oldukça düşük olan bu materyaller, ön ve arka bölgedeki kuron kopingleri, birincil kuronlar ve üç ünite ön sabit parsiyel protez alt yapılarında kullanılır. Alt yapıları VITA In-Ceram Al

renklendirme sıvısı ile birkaç renkte ayrı ayrı boyanabilir (38, 93, 94). Frezelenabilir alüminyum oksit bloklarının örnekleri: Fildişi benzeri bir renkte mevcut olan In-Ceram Al Blok (Vita), inCoris Al (Sirona) (Color F 0,7).

#### **4.1.6.5.2. Yitriyum Stabilize Zirkonya Oksit ( $ZrO_2$ , Y-TZP)**

Zirkonya dioksit, mükemmel mekanik özelliklere sahip, yüksek performanslı bir oksit seramiktir (36). Üstün mekanik özelliklerinin yanı sıra, alümina infiltre seramikler gibi oldukça düşük estetik ve ışık geçirgenlik özelliklerine sahiptir. Zirkonya monoklinik ( $1170^{\circ}C$ ), kübik ( $2370-2680^{\circ}C$ ), tetragonal ( $1170-2370^{\circ}C$ ) olmak üzere üç ana fazda bulunmaktadır. Zirkonya dioksit oda sıcaklığında stabil değildir. Zirkonya dioksit yüksek sıcaklıkta sinterlendikten sonra oda sıcaklığında ısı düşüşü yaşarken polimorfik faz transformasyonu olur. Tetragonal fazdan monoklinik faza geçerken zirkonya oksitin hacim artışı gerçekleşirken, monoklinik fazdan tetragonal faza geçerken zirkonya oksitin hacmi azalır. Stabilizasyonun sağlanması için içerisine kısmen veya tam stabilizasyon sağlayan yitriyum oksit ( $Y_2O_3$ ), magnezyum oksit ( $MgO$ ), kalsiyum oksit ( $CaO$ ), ve seryum oksit ( $CeO$ ) gibi farklı oksitler katılmaktadır (95). Zirkonya dioksite %2-3 mol  $Y_2O_3$  eklenmesi, oda sıcaklığında stabilize bir tetragonal faz oluşturur. Bu materyaller, diğer dental seramiklere kıyasla yüksek eğilme dayanımı ve kırılma direncine sahiptir. Yitriyum stabilize tetragonal zirkonya polikristal (Y-TZP) seramik, mükemmel mekanik özellikler ve biyouyumluluk sağlaması nedeniyle diş hekimliğinde geniş uygulama alanlarına sahiptir (96, 97). Gelişmiş özellikleri, zirkonya dioksitin kuron, sabit parsiyel protez alt yapısı ve uygun endikasyonlarda implant abutment materyali olarak kullanımına olanak sağlar. Stabilize tetragonal faz seramikte çatlakların ilerlemesini önleyebilir (Transformasyon güçlendirme) (98, 99). Bu transformasyon güçlendirmesi, zirkonyanın hacmindeki gözle görülür değişikliklerle ilişkilidir, tetragonal fazdan diğer fazlara geçişte, düşük ısı bozunması olduğunda zirkonyanın hacminde %3-4 oranında bir artış olur (100, 101). Zirkonya oksit restorasyonlar dişe yapıştırılırken fosfat siman, polikarboksilat siman, cam iyonomer siman ve rezin siman kullanılabilir. Hidroflorik asit ve silan ajanların uygulanmasının zirkonya oksit restorasyonların yapıştırılmasında etkin olmadığı literatürde belirtilmektedir. Zirkonya dioksit restorasyonun yapıştırılması için en etkin teknik konusunda fikir birliği yoktur. Zirkonya dioksit restorasyon yapıştırılırken aside dirençli zirkonya yüzeyin alüminyum oksitle kumlama yapılması yaygın olarak kullanılan tek tekniktir (102-104).

Y-TZP rengi beyaz/opak olduğu için restorasyonun nihai halinin optik özelliklerini etkileyebilir. Dolayısıyla, Y-TZP seramiklerin renklendirilmesiyle daha uygun estetik sonuçlar elde edilebilir (105).

#### **4.1.6.6. Seramiklerin Özellikleri**

Seramikler mükemmel biyoyumluluk, üstün optik ve mekanik özelliklerle birlikte, bu özelliklerin uzun vadede sürdürülebilirliğini sunar (106). Tüm seramik restorasyonların saydamlık özellikleri marmeryallerin içeriğindeki partikül büyüklüğü ile artar. Tüm dental materyallerin ağızda kimyasal olarak stabil olması beklenir, çünkü materyaller ağız içi değişken pH seviyelerinde çeşitli solüsyonların varlığında bozulmamalıdır, seramikler bu gereksinimi karşılamaktadır (107). Seramikler bir dezavantaj olarak, karşıt diş yapılarının aşınmasına ve yaşlanmaya bağlı artan plak yapışmasına neden olabilirler (107). Seramiklerin en ciddi dezavantajı ise tamamlanmış seramik restorasyonlarda uyumlama işlemlerinin nispeten zorluğu ve seramik türüne göre tamir işleminin güçlüğüdür. Ayrıca, blok frezeleme zamanının uzun olması ve frezeleme işlemi esnasında frezlerin daha çabuk yıpranması da dezavantajları arasındadır (1).

#### **4.1.6.7. Cerasmart Hibrit Seramik**

Ultra ince cam parçacıkları içeren yüksek yoğunluklu Cerasmart CAD/CAM blok nano-seramik yapıda olan hibrit bir malzemedir (67, 108).

Cerasmart'ın dayanıklılığını, retansiyonunu ve aşınma direncini ayrı ayrı silanlanmış ve bağlanmış parçacıkların tekdüze dağılımı sağlar (109). Cerasmart, 500 nm'den az olan tek tip boyutlu dolgu parçacıkları içerir (74). Yüksek parlaklık değerlerini nanoseramik matriksi ve homojen yapısıyla sağlar.

**Kullanım endikasyonları:** metal içermeyen indirekt restorasyonlar, tam kuron, inley, onley, veneer ve implant destekli kuronlardır.

HT bloklar inley, onley, veneer, bölümlü ve tam kuronlarda kullanılırken; LT bloklar preperasyonlu renklenmiş dişleri maskelemek için ve bölümlü kuronlarda kullanılır (98).



**Resim 1.** Cerasmart hibrit seramik

#### **4.1.6.8. Shofu Blok HC Hibrit Seramik**

Bu rezin içerikli seramik malzeme nano-seramik yapıdadır (110, 111). Doğal ışık iletimiyle beraber, eğilme dayanımı ve uzun ömürlü estetik görünüm sağlar. Işık geçirgenlik özelliklerinin mineye benzer olması sayesinde estetik anterior restorasyonlar için kullanımı uygundur. Bu rezin içerikli CAD/CAM malzemesi, estetik anterior restorasyon, minimal invaziv inleyler, onleyler, kozmetik kaplamalar, ön ve arka dişler için tam kuronlar ve implant destekli restorasyonlarda kullanım endikasyonuna sahiptir. Gelişmiş fiziksel ve mekanik özellikleri sayesinde dayanıklı restorasyonlar oluşturmak, okluzal stresi emmek ve yüksek kenar stabilitesi sağlamak için de bu materyal kullanılabilir. Silika parçacıklara ilave olarak bu materyal zirkonya içerir (100).



**Resim 2.** Shofu Blok HC hibrit seramik

## 4.2. Bitirme ve Cila İşlemleri

Glaze: Cilalı bir yüzey için renklendirilmemiş cam tozlarıdır. Glaze uygulanmasının ardından parlak bir tabaka meydana gelmektedir. Pöröz olmayan parlak ya da yarı parlak yüzey oluşmaktadır.

Bitirme: Bitirme işlemi, restorasyonun bitim sınırlarında anatomik konturları oluşturma, kaba düzensizlikleri düzeltme, yüzey pürüzlülüğünü azaltma işlemidir.

Cilalama: Restorasyon yüzeyinin mineye benzer şekilde düzgün olması ve parlaklık özellikleri sergileyebilmesi için uygulanan ince cila aşamasıdır. Bu son aşama ile bitirme işleminin arkasından yüzeyde kalan pürüzlü alanların yok edilmesi amaçlanır.

### 4.2.1. Sof-Lex XT Disk

Kullanımı kolaydır, estetik ve parlak restorasyonlar oluşturulmasına olanak sağlar (112). Diskler, grit dizisinin kolay tanımlanmasını sağlamak için renk kodludur. Bu sistemler, bitirme ve cila işlemlerinin daha kolay olması için diş kıvrımlarına temas edecek şekilde tasarlanmıştır. Ekstra ince (XT) diskler, proksimal yüzeylere daha kolay erişim sağlar. Sof-Lex XT disklerin kullanımı önerilen uygulamalar; kompozit, seramik ve cam iyonomer restorasyonların bitirilmesi ve parlatılmasıdır. Bitirme ve cilalamanın tüm aşamalarında basınçsız uygulama ve yavaş hızda döner alet kullanımı gereklidir. Disk dizisinin sırayla kullanılmaması, ince cilalamanın kalitesini tehlikeye atar. Disk dizisi aralarında restorasyon yüzeyi durulanmalıdır. Isı artışını önlemek için disk restorasyon yüzeyi üzerinde hareket ettirilerek uygulanmalıdır.

Disklerin içeriği polyester film ve alüminyum oksit kum ve bağlayıcıdır. Disk dizisinde dört farklı büyüklükte parçacık mevcuttur. Bunlar; kaba, orta, ince, süper-inedir. Her farklı kalınlıktaki diskin rengi başkadır. Disklerin aşındırma oranı arttıkça kod renkleri de koyulaşır.

### 4.2.2. Optiglaze Color

Rezin esaslı yüzey koruyucu verniktir (glaze). Uygulama alanları; kompozit kuronlar ve köprüler, geçici rezin kuronlar ve köprüler, hibrit seramik kuronlar, daimî sabit implant üstü köprülerdir (113). Optiglaze Color nano doldurucu teknolojisine sahiptir. Optiglaze Color glaze avantajları:

- Restorasyonların bitimini kolaylaştırır, hekim ve hastalar için zaman tasarrufu sağlar.

- Kullanımı kolaydır, ilave bir labaratuvar işlemi gerektirmez.
- Çeşitli renk seçenekleri mevcuttur.
- Yaşlanmaya karşı dayanıklı bir malzemedir, renk stabilitesi ve uzun ömürlü parlaklık sağlar.
- Oldukça ince tabaka katmanı (25-50 µm) vardır, restorasyonun final haline yükseklik oluşturmaz.
- Yüksek aşınma direnci vardır.
- Polimer bazlı materyallere mükemmel yapışma dayanıklılığı sağlar.

Diğer glaze materyal örnekleri: Biscover LV (Bisco), DuraFinish (Parkell), G-Coat Plus (GC Corporation), Optiguard (Kerr), Seal-n-Shine (Pulpdent Corporation), VITA Enamic Glaze (VITA Zahnfabrik)'dir.

### **4.3. Beyazlatma**

Beyazlatma uygulaması günümüz restoratif diş hekimliği uygulamalarında oldukça sık kullanılan bir yöntemdir. Hastaların dişlerinin estetik görünümü önemlidir, toplum tarafından beyaz dişlerin sağlıklı ve güzellik ile ilişkili olduğuna inanılmaktadır. Beyazlatma ve gülüş tasarımı gibi estetik uygulamalar son yıllarda oldukça popüler olmuştur (114-116) (117). Rengi değişmiş vital ön dişlerin estetik rehabilitasyonu rutin profilaktik işlemler, kuronlar, direkt ve indirekt veneerler, kompozit rezin restorasyonlar, protetik restorasyonlar, mikroabrazyon, makroabrazyon ve beyazlatma dahil olmak üzere farklı yaklaşımlarla tedavi edilebilmektedir. Beyazlatma teknikleri, hastalara lamina kaplamalar, kompozit kaplamalar veya tam kapsamlı restorasyonlar gibi diğer tekniklerle karşılaştırıldığında güzel bir gülümseme sağlamak için koruyucu bir yöntem olabilir (118-120). Lezyonları maskeleyebilen ve daha mükemmel bir görünüm ve estetik bir gülümseme sağlayabilen diş beyazlatma, white spot lezyonlarında minimal invaziv tedavilerinin bir parçası olarak kabul edilmiştir (121, 122). Dişlerin estetik görünümü her ne kadar birçok teknikle geliştirilebilse de beyazlatma güvenli, konservatif, düşük maliyetli ve etkili bir tekniktir (21, 22).

Doğal dişlerin estetik görünümünü iyileştirmek için beyazlatma maddelerinin yaygın olarak kullanılması 1990 yılında Haywood ve Heymann tarafından ev tipi beyazlatma uygulamasından sonra başlamıştır (20). Beyazlatma, yüksek konsantrasyonlarda hidrojen peroksit (HP) kullanılarak diş hekimi tarafından ofiste yapılabilir veya düşük konsantrasyonlarda karbamid peroksit (CP) ve hidrojen peroksit kullanılarak evde hasta tarafından uygulanabilmektedir (20). Beyazlatma için sodyum perborat da

kullanılabilmektedir. Hem ev tipi hem de ofis tipi beyazlatma tekniklerinin diş beyazlatmada etkili olduğu kanıtlanmıştır, her iki yöntemin de hemen sonuç verme avantajı vardır (123, 124).

Değişen konsantrasyonlarda birçok peroksit ağartma sistemi vardır (125). Diş beyazlatma ürünüde peroksit konsantrasyonuna göre, %10'a varan oranda karbamid peroksit konsantrasyonuna sahip tezgâh üstü evde kullanım beyazlatma jelleri, %20'ye kadar karbamid peroksit konsantrasyonuna sahip, diş hekimi tarafından verilen ev tipi beyazlatma jelleri ve %45'e kadar karbamid peroksit veya %40 hidrojen peroksit konsantrasyonuna sahip profesyonel ofis tipi beyazlatma jelleri olarak farklı seçenekler mevcuttur (126, 127).

Karbamid peroksit aktivasyonundan sonra hidrojen peroksit ve üre olarak parçalanır. Genellikle, karbamid peroksit 1/3 hidrojen peroksit ve 2/3 üre halinde parçalanır (128), diğer bir deyişle hidrojen peroksit konsantrasyonu, orijinal karbamid peroksit yüzdesinin yaklaşık olarak üçte biri kadardır. Diş beyazlatma sırasında, peroksit serbest radikalleri, minenin kristalimsi yapısında birikir ve lekeleri oksitleyerek diş renginin beyazlaşmasını sağlar (129). Hidrojen peroksit, diş yapısındaki organik kromojenik moleküllere etki ederek bu pigmentleri daha küçük şeffaf moleküllere parçalayan serbest radikalleri oluşturmaktadır (130). Hidrojen peroksit, pigmentleri mineye difüze edebilecek kadar küçük moleküllerdir. Bu sayede, renkli molekülleri daha az ışık absorbe edebilecek kadar küçük moleküllere parçalayarak, güçlü bir şekilde oksitler ve diş rengini beyazlatmaktadır. Hidrojen peroksit, mineye ve dentine nüfuz eden oksijen ve hidroksil gibi serbest radikalleri meydana getirir. Bu serbest radikaller kromofor moleküllerin karbon çift bağlarını kırıp daha küçük ve daha kararlı moleküllere indirgenmektedir. Kromojenlerin kroma konsantrasyonu azalır, bu nedenle beyazlatma etkisi oluşur (124).

#### **4.3.1. Ofis Tipi Beyazlatma**

Ofis tipi beyazlatma, diş hekimi kliniğinde uygulanır. Ofis tipi beyazlatma yaklaşımı, kimyasal olarak, ısı ile ya da bir ışık kaynağı ile aktive edilebilen yüksek oranda bir peroksit formülasyonunun diş yüzeylerine uygulanmasını içermektedir. Ofis tipi teknikte kullanılan beyazlatma maddeleri, üreticinin talimatlarına göre diş yüzeylerinde 15-60 dakikalık sürelerde uygulanan %30-35 hidrojen peroksit (HP) veya karbamid peroksit (CP)'den oluşur (131). Işık kullanmanın avantajı, hidrojen peroksiti ısıtmak ve böylece oksijenin ayrışma hızını arttırmaktır. Bu şekilde üretilen oksijensiz radikallerin artan miktarı leke içeren moleküllerin salınımını artırır ve bu durum beyazlatma oranının artması ile sonuçlanır (20).

Halojen, plazma ark lambası, LED ve lazerler (argon, diyot, KTP, Nd: YAG, CO<sub>2</sub>) gibi farklı ışık seçenekleri beyazlatma maddelerinin etkinliğini geliştirmek amacıyla kullanılabilir (132, 133). Işık ile beyazlatma tekniği, mavi LED ışığı (480 nm ve 520 nm arasındaki dalga boyu) ile gerçekleştirilir. Bu teknik bir ofis tipi beyazlatma tekniğidir ve diş hekimliğinde yaygın olarak uygulanmaktadır. Soğuk ışıklı lamba, kızılötesi (dalga boyu  $\lambda > 750$  nm) ve ultraviyole ( $\lambda > 380$  nm) ışığı elimine etmek için bir filtre ile donatılmıştır. Kızılötesi ışığın filtre edilmiş olması, termal pulpa hasarını; ultraviyole ışığın filtre edilmesi ise canlı hücreler üzerindeki olası yan etki riskini azaltır (134).

Ofis tipi beyazlatma işlemi şiddetli renk değişikliği olan hastalar için uygundur (135). Tam anlamıyla bir girişimsel işlem olmadığı için dental fobisi olan ve koopere olmayan hastalar için de faydalı olabilir (120, 136). Ofis tipi beyazlatma tedavileri, diş hekiminin kontrolü altında gerçekleştirilmesi, daha az toplam beyazlatma süresi gerektirmesi, yumuşak dokunun beyazlatma ajanına daha az maruz kalması ve hastanın malzeme yutma riskinin önlenmesi avantajlarına sahiptir (137).

#### **4.3.2. Ev Tipi Beyazlatma**

Ev tipi beyazlatma ilk olarak 1989 yılında Nightwood olarak Haywood & Heymann tarafından tanımlanmıştır. Ev tipi beyazlatma tekniğinin tanıtılmasından beri (20), başarılı sonuçlar bildirilmiştir (138-140). Ev tipi beyazlatma tekniği için hastaya özel bir kaşık imal edilir ve hasta günlük olarak belirli zaman aralıklarına düşük konsantrasyonlarda peroksit ajan içeren beyazlatıcı jeli, 2-4 hafta boyunca kullanır. Beyazlatıcı ajan dişlerle temas halinde olan bir kaşığa yerleştirilerek dişlere uygulanır (141, 142). Ev tipi beyazlatma ürünlerinin kullanımı kolay ulaşılabilirliği ve uygulanabilirliği nedeniyle artmaktadır. Ev tipi beyazlatma tekniği diğer yöntemlere göre daha konservatif bir seçenektir. Bu teknik için klinikte geçirilen zaman daha azdır ve ofis tipi beyazlatma tekniğine göre daha düşük bir maliyet gerektirir. Başarı oranı da en az ofis tipi beyazlatma tekniği kadar yüksektir (143-145). İlâveten, ev tipi beyazlatma için kullanılan malzemeler oldukça güvenlidir (143, 146, 147). Ev tipi beyazlatma tekniği en sık tavsiye edilen beyazlatma yöntemi olmasına rağmen, bazı hastalar tekniğe uyum sağlayamazlar. Bunun sebebi, etkili bir sonuç almak için hastaların düzenli olarak 2-3 hafta boyunca beyazlatma kaşığını kullanmaları gerekmektedir (22). Bazı firmalar, ev tipi beyazlatma tekniği için daha düşük konsantrasyonda beyazlatma ajanı içeren şeritler piyasaya sürmüştür. Ancak, literatür hala hangi ürünün gerçekten etkili ve güvenli beyazlatma tekniği olduğu konusunda tartışmalıdır (148-151).

Beyazlatma işlemi isteyen hastalar, çoğunlukla dişlerinde amalgam ve kompozit rezin ya da seramik restorasyonlara sahiptir. Bu durumda, beyazlatma jelleri hem direkt hem de indirekt restoratif malzemelere temas edebilmektedir (152-154). Beyazlatma ajanlarının çeşitli restoratif materyallerle temasa geçmesi nedeniyle, bu malzemelerin fiziksel ve optik özellikleri üzerindeki etkileri değerlendirilmelidir. Beyazlatma tekniklerinin her biri diş dokuları için etkin ve güvenilir yöntemler olarak kabul edilmesine rağmen, yüksek eroziv ve bozulma özelliklerine sahip restoratif materyaller üzerindeki etkileri hala sorgulanmaktadır (155). Ağartıcı madde ve dental materyaller arasındaki kimyasal reaksiyonlar restoratif materyallerin yüzey topografyasında değişikliklere neden olabilmektedir (156-158). Kompozit rezinler, kimyasal yapılarında organik bir matriks bulunduğundan dolayı metal ve seramik restoratif materyallere kıyasla kimyasal değişikliklere karşı daha hassastırlar (159). Resin kompozit restoratif materyallerin renginin diş ile eşleştirilmesi hem klinisyenler hem de hastalar için zor bir durumdur (160). Kompozitlerin renk stabilitesinin zamanla bozulması, dışsal veya içsel nedenlerden kaynaklı olabilir. Ağız boşluğundaki restorasyonların yüzey ve renk özellikleri, sıcaklık, nem, yiyecek ve sigara içme alışkanlıkları gibi çeşitli nedenlerden etkilenebilir (161). Restoratif maddeler üzerindeki eksojen kaynaklı renklenme, kahve ve kırmızı şarap gibi boyama çözeltileri ve beyazlatma jellerinden etkilenebilir (162, 163). Endojen nedenler arasında ise polimerizasyon başlatıcı sistem içeriği, materyallerin uygun polimerizasyonu, resin matriks bileşenleri, matriks monomerlerinin dönüşüm oranı, parçacık büyüklüğü ve sertliği ve reaksiyona girmemiş karbon çift bağlarının oksidasyonu bulunmaktadır (162, 164-166). Genel olarak, restoratif materyallerin rengindeki değişiklikler, yüzey pigmentlerinin ve amin bileşiklerinin oksidasyonuna bağlanmıştır. Resin matriksinin miktarı ve resin matriksinin polimere dönüşüm derecesi, farklı restoratif materyaller arasında renk değişikliğine neden olabilmektedir (141, 167). Bir beyazlatma maddesinin uygulanmasından sonra açığa çıkan hidrojen peroksit çok aktiftir ve materyalin içindeki karbon çift bağlarını kırar. Bu durum materyalin sertlik oranında bir düşüşe neden olabilir. Diğer bir deyişle peroksit kaynaklı serbest radikaller polimer zincirlerini ayırarak restoratif materyallerin özelliklerini etkiler. Serbest radikaller, resin ve doldurucu birleşimini de etkileyerek mikro çatlakların oluşmasına neden olabilmektedir (168). Yani, beyazlatma ajanlarının aktivasyonu sonucu açığa çıkan bileşenler, hem resin matriks içeriğindeki karbon bağlarını etkilemesi yoluyla hem de resin matriks ve doldurucu bileşenleri bağlayan silanı etkileyebilmesi yoluyla restoratif materyallerin fiziksel ve mekanik özelliklerini etkileyebilir. Bununla birlikte beyazlatma ajanları doldurucu partikülleri etkilemezler (151).

Günümüzde estetik restorasyon yaparken kullanılabilir çok sayıda malzeme vardır. Bu nedenle, restorasyonların uzun vadede klinik başarısını temin etmek için materyallerin optik, mekanik ve fiziksel özelliklerinin iyice bilinmesi önemlidir (169).

#### **4.3.3. Amorf Kalsiyum Fosfat (ACP) Nedir?**

Günümüzde geniş kesimler tarafından çürük karşıtlık özelliği kabul edilmiş olan doğal yiyecek grubu süt ve süt ürünleridir (170, 171). Antikaryojenik aktiviteden sorumlu olarak kazein, kalsiyum ve fosfat gibi moleküller tanımlanmıştır (171). Hidroksiapatit (HA), kalsiyum ve ortofosfat tuzları (172) ile sentezlenebilen kemik ve diş sert dokularında (173, 174) bulunan temel bir bileşendir.

Amorf kalsiyum fosfat (ACP) ilk olarak 1960'ların ortalarında Aaron S Posner tarafından tanımlanmıştır. Gelişim süreci boyunca, ACP terimi farklı anlamlarda kullanılmıştır. İlk kullanımında ACP amorf kalsiyum ortofosfat anlamındadır. ACP ayrıca süt ve peynirdeki kalsiyum fosfat (CaP) taneciklerini belirtmek için de kullanılmaktadır. ACP doymamış kalsiyum fosfat çözeltisinden çökelen, oktakalsiyum fosfat veya apatit ürünleri gibi kolayca kararlı kristal faza dönüşebilen ilk katı fazdır (175).

##### **4.3.3.1. Amorf Kalsiyum Fosfatın Özellikleri**

Hidroksiapatitin en önemli bileşeni olan kalsiyum ve ortofosfat iyonları, sert doku yenilenmesinde önemli rol oynar (176). Son dönemdeki in vitro çalışmalar, kalsiyum ve ortofosfat iyonlarının hücre kültürü ortamındaki mevcudiyetinin hücre farklılaşmasını ve mineralleşmeyi uyarabildiğini ortaya koymuştur (177-180). Bu durum, kalsiyum ve ortofosfat iyonlarının hücre fonksiyonunun düzenlenmesindeki önemini ortaya koymaktadır (181).

İn vivo çalışmalarda, amorf kalsiyum fosfatın hidroksiapatitten daha iyi osteokondüktiviteye neden olduğu, trikalsiyum fosfattan daha iyi biyolojik çözünürlüğe ve aktiviteye sahip olduğu ve sitotoksik etkisinin olmadığı gösterilmiştir. ACP mükemmel biyoaktivite, yüksek hücre adezyonu, ayarlanabilir biyobozunma hızı ve iyi osteokondüksiyonu nedeniyle biyomedikal alanda yaygın olarak kullanılmaktadır (182).

Amorf kalsiyum fosfat'ın kullanım alanları:

ACP'ler diş hekimliği ve tıp alanlarında birçok biyomalzeme içeriğinde yer almaktadır. Kemik yapıları ilgilendiren protezlerde, yüksek sıcaklık ve/veya yüksek enerjili protezlerde ve düşük sıcaklık ve/veya düşük enerjili protezlerde kullanılabilir. İlaç salınım sistemi olarak da ACP bazlı materyaller mevcuttur (175).

ACP, diş hekimliğinde mine ve dentin için remineralize edici bir faz olarak kullanılan birçok kompozit malzeme içeriğinde bulunur. Erken evredeki çürük lezyonları için remineralize edici bir ajan olarak diş macunu formülasyonlarına dahil edilmiştir. Antikaryojenik potansiyeli olan amorf kalsiyum fosfat mine lezyonlarının remineralizasyonunu sağlar ve florür ile etkileşime girebilir (183).

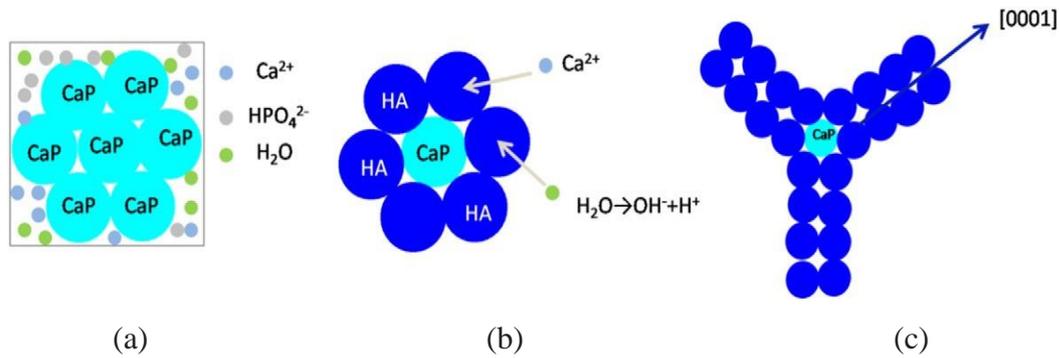
Kompozit biyomalzemelerde ACP'ler, kaide materyallerinde veya diş macununda koloidal süspansiyonlar olarak kullanılırlar. Sakız ve gargara içeriğine de amorf kalsiyum fosfat ilave edilebilir. Bu şekilde sakız ve gargaralar çürük lezyonların remineralizasyonun sağlanması ve/veya diş demineralizasyonunun önlenmesinde kullanım alanı bulur (184-187). İn vitro ve in vivo çalışmalarla, kazein fosfopeptitle stabilize edilmiş ACP nanokompleksleri ve florür içeren diş macunları ve gargaraların antikaryojenik aktivitesi kanıtlanmıştır (186, 188, 189). Asidik ağız ortamında amorf kalsiyum fosfattan kalsiyum ve fosfat iyonları salınır. Dental kompozitlere de amorf kalsiyum fosfat ilave edilerek kalsiyum ve fosfat iyonlarından fayda sağlanması hedeflenir. Bu iyonlar vasıtasıyla, uygun ortam oluştuğunda minenin remineralizasyonu sağlanabilir (186, 188, 190). ACP ortodontik yapıştırıcılar, kuron ve köprü yapıştırıcıları, pit ve fissür sealant malzemeleri de dahil olmak üzere birçok dental materyal formülasyonuna dahil edilebilmektedir (191). Beyaz nokta lezyonlarının remineralizasyonun sağlanmasında, beyazlatma işleminden sonra oluşan mine yüzeyindeki mikro düzeydeki madde kaybının yenilenmesinde, dentin aşırı duyarlılığının giderilmesinde, erozyon mevcudiyetinde yine bu bileşen uygulanabilmektedir (183).

Beyazlatmadan sonra mineye ACP uygulanması beyazlatma işleminden sonra minenin tekrar lekelenme ihtimalini azaltır (192). Diş hassasiyeti, diş beyazlatma işleminin en sık görülen olumsuz yan etkilerinden biridir ve hastalar için işlem sonrası oluşan bu hassasiyet zaman zaman oldukça problem çıkarabilmektedir. Postoperatif geçici hafif-orta şiddette diş hassasiyeti, beyazlatma tedavisinin erken aşamalarında hastaların üçte ikisinde ortaya çıkabilmektedir. Beyazlatma sırasında yaşanan duyarlılığın ozmotik basınçlardaki değişikliklerden kaynaklandığına inanılmaktadır (193). Beyazlatma prosedürleri sırasında dişlerin susuz kalması nedeniyle ortaya çıkan hassasiyet, Brännström'ün açıkladığı aşırı duyarlılık teorisine göre (194), odontoplastik uzantıları dentin tübüllerine doğru çeken negatif bir ozmotik basınç sonucu gelişmektedir. Beyazlatma işlemi sırasında ışık kullanımı veya ısı uygulaması ile beyazlatma ajanının aktivasyonunun artırılması duyarlılığında artmasına neden olur. Çünkü bu aktivasyonlar ile dişlerin dehidrate olma oranı artar. Isı ve ışık uygulaması ile diş hassasiyeti riskinin artması sebebiyle, beyazlatma işlemi sırasında bu işlemleri uygularken dikkatli olunmalıdır (136, 195). Diş hassasiyeti, hidrojen peroksit

moleküllerinin ve serbest radikallerin mine ve dentin geçirgenliğini arttırması, pulpal iltihabı tetikleme ve pulpal duyu sinirlerinin uyarmasıyla oluşur (196). ACP, diş tübüllerini tıkayarak diş aşırı duyarlılığının azaltılmasına yardımcı olur (183).

Analjeziklerin reçete edilmesi, hassasiyet giderici diş macunlarının kullanımı, florür ve/veya kazein fosfopeptit-amorf kalsiyum fosfat uygulaması, beyazlatma işleminin tedavi süresinin azaltılması, seans aralarının uzatılması ve beyazlatıcı ajan konsantrasyonunun düşürülmesi beyazlatma işlemi ile ilgili oluşan postoperatif duyarlılığın, ağrının önlenmesi için önerilen yöntemlerdendir (197-199).

İşlem sırasındaki hassasiyet, beyazlatma ürününün değiştirilmesi (HP veya KP), işlem süresinin kısaltılması veya seans aralarının uzatılması ile önlenabilir. Beyazlatma sırasında oluşan diş hassasiyetini azaltmak ya da önlemek için amorf kalsiyum fosfat haricinde potasyum nitrat, sodyum-florür, kazein fosfopeptid-amorf kalsiyum fosfat preparatları uygulanabilir (193). Potasyum iyonları, dentinal tübüllere nüfuz ederek ağrı yanıtını azaltmak için duyu sinir uçlarının repolarizasyonunu bloke eder (200). Florür ve kazein fosfopeptid - amorf kalsiyum fosfat tübül tıkanması yolu ile hassasiyeti azaltır, böylece dentinal tübül sıvı akışı önlenmiş olur (193, 201). Bazı ofis tipi beyazlatma ürünleri NaF (Sodyum florür) içermektedir (193). NaF minenin remineralizasyon oranını geliştirerek mine sertliğini arttırır (202, 203). Yapılan bir çalışmada, diş beyazlatma işleminden önce NaF uygulamasının, beyazlatma ajanının etkinliği üzerinde bir etkisinin olmadığı bildirilmiştir (193).



**Şekil 1.** ACP'den HA kristallerine dönüşümün şematik gösterimi.

(a) ACP, (b) ilk oluşturulan HA birim hücrelerini, (c) HA kristallerinin büyümesini hızlandırmaktadır (9).

#### **4.3.4. ZOOM NiteWhite ACP ve ZOOM DayWhite ACP**

ZOOM NiteWhite ACP beyazlatıcı jel, kalsiyum fosfatı potasyum nitrat'ın kanıtlanmış etkinliği ile birlikte kullanılmaktadır. Diş yüzeyindeki mikroskopik boşlukları doğal olarak doldurur, mineyi pürüzsüzleştirir ve yüzey parlaklığını artırır.

ZOOM NiteWhite ACP özel olarak formüle edilmiştir ve etkili, yüksek viskoziteli, dentin hassasiyeti oranı çok düşük olan diş beyazlatma jelidir. Çift namlulu şırıngada iki hazne bulunmaktadır. Birinci hazne güçlü ve stabilize edilmiş bir karbamid peroksit formülünü ihtiva ederken, ikinci hazne hassasiyeti azaltıcı formüller eklenmiş bir aktivasyon jeli içermektedir. ZOOM NiteWhite ACP ürünü %22 karbamid peroksit içerir. %22 karbamid peroksit bir gece boyunca değil daha az bir süreyle kullanılır. Diş hassasiyeti, diş beyazlığının en yaygın görülen yan etkisidir. ZOOM NiteWhite ACP içeriğindeki bileşenler vasıtasıyla hassasiyet azaltma formülüne sahiptir. ZOOM DayWhite ACP, kısa beyazlatma sürelerini tercih eden veya brüksizm rahatsızlığı olan hastalar için kullanım alanına sahiptir. Hafif düzeyde olan ya da sarı, kahverengi lekelenmeler için önerilmektedir. Patentli amorf kalsiyum fosfat teknolojisine sahip ZOOM DayWhite ACP tıpkı ZOOM NiteWhite ACP gibi klinik olarak hassasiyeti azaltma, mine düzgünlüğünü ve parlaklığını artırma özelliklerine sahiptir. ZOOM DayWhite ACP günde yalnızca iki defa 30 dakika süresince uygulanır (204). ACP intraoral olarak daha hızlı olduğu için, kalsiyum fosfat teknolojileri arasında benzersizdir. Amorf kalsiyum fosfattan kalsiyum ve fosfat iyonları en kısa sürede salınır. ACP bir kez oluştuğunda diş mineral apatitine dönüşerek diş demineralizasyonunu, çürüklere karşı antikaryojenik etkiyi sağlar. Tükürük içeriğine ACP bileşenleri eklendiğinde normal intraoral pH ve sıcaklıkta ACP birkaç dakika içinde apatite hidrolize edilir. Fizyolojik apatit oluşumundan amorf kalsiyum fosfatın hızı kabaca 20.000 kat daha hızlıdır (205). ACP dentinal tübüllerin kalsiyum fosfat ile duyarsızlaştırılmasını aynı zamanda yüzeysel kusurları doldurarak remineralizasyon ve restorasyonun pürüzsüzlüğü artırarak mine görünümünün iyileşmesini sağlar (206-208). ZOOM NiteWhite ACP kullanıcılarını ACP olmayan ZOOM NiteWhite kullanıcılarıyla karşılaştıran bir klinik testte, tedaviden 5 gün sonra ACP kullanıcılarında, ACP olmayan kullanıcılara göre hastalar tarafından bildirilen termal ve dokusal hassasiyetinin daha az olduğu sonucuna varılmıştır (206).

#### **4.4. Tükürük**

İn vitro çalışmaların sınırlamalarından biri çalışmalarda örneklerin bekletme solüsyonu olarak distile suyun kullanılmasıdır (209). Dental materyallerle ilgili yapılan

çalışmaların önemli bir kısmında incelenen örneklerin çoğunluğu tükürüğün oluşturabileceği etkiler göz önünde bulundurulmadan yapılmaktadır (210). İn vitro çalışmalarda tükürüğün kullanımı yavaş yavaş artarken, standardizasyonu sağlamak amacıyla insan tükürüğü yerine yapay tükürük solüsyonları hazırlanmak suretiyle laboratuvar çalışmaları gerçekleştirilir (159). Örneklerin doğal tükürükte depolanması, peroksitlerin restoratif materyal üzerinde bir yüzey koruyucu tükürük tabakası oluşturmak suretiyle, peroksitin olası etkisini değiştirebilir veya hafifletebilir (159). Örneklerin beyazlatma maddesi ile muamelesi ve arkasından seanslar arasında suni tükürükte depolanması klinik bir durumu taklit etmek içindir (159, 211, 212). Yapılan çalışmalarda yapay tükürük solüsyonu günlük olarak yenilenmektedir (213). Ağız ortamını taklit etmek için yapay tükürükte kullanılan mineral karışımı, remineralizasyon nedeni de olabilmektedir.

#### 4.5. Renk

Restorasyonların başarısı, aynı anda sağlanması gereken birçok faktöre bağlıdır. Bu başarı sadece restoratif materyallerin mekanik ve fiziksel özelliklerine değil, aynı zamanda özellikle ön bölge işlemleri için materyallerin diş ile benzer özelliklere sahip olması, uzun vadede stabilizasyonu ve estetik görünüme de bağlıdır (31, 214). Renk stabilitesi, estetik açıdan önemli alanlarda hareketli veya sabit protezlerin, kuronların veya direkt restorasyonların uzun ömürlülüğü için büyük öneme sahiptir (23). Diş rengindeki restoratif materyaller, mükemmel renk uyumu ve yüksek renk kararlılığı sağlamalıdır. Restoratif materyaller intraoral olarak sıcaklık, nem, yiyecek, içecek, asidite ve sigara içme gibi çok çeşitli ve aynı anda gerçekleşen birçok faktöre maruz kalırlar. Bu değişiklikler dental restoratif materyallerin renk bozulması ile ilişkilendirilebilir (215).

İN vitro çalışmalar, rezin bazlı kompozitlerin lekelenme ve renk değişikliğine karşı duyarlı olduklarını ve klinik çalışmaların bu in vitro bulguları doğruladığını göstermiştir (155, 216). Setz ve Engel yaptıkları bir çalışmada 2 kompozit veneer materyalinin renk değişim oranını, 18 hasta üzerinde klinik olarak incelenmişlerdir. Araştırmacılar çalışmada kullanılan 2 kompozit veneer materyalinin bir yıl sonunda renk değişim değerlerinin ( $\Delta E$ ) ciddi oranda arttığını ancak,  $\Delta L$  ve  $\Delta a$  değerlerinin anlamlı olarak değişmediğini bildirmişlerdir. Araştırmacılar çalışmada karşılaştırdıkları iki kompozit veneer materyalinin arasında ise istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık olmadığını bildirmişlerdir (217). Rosentritt ve arkadaşları yaptıkları bir çalışmada, rezin kompozit veneerler ve hareketli parsiyel protezlerde kullanılan akrilik rezin dişlerin renk stabilitesini in vivo olarak incelemişlerdir. Çalışmada kullanılan materyallerin renk ölçümleri 24 saatte ve 6., 12., 18.

aylarda bir spektrofotometre cihazı ile yapılmıştır. Araştırmacılar yaptıkları bu çalışmada kullanılan materyallerin  $\Delta E$  değerlerinin arttığını ancak, bu dışsal renkleşmenin kullanılan materyalin tipine bağlı olarak cilalama işlemi ile elimine edilebileceğini bildirmiştir. Ayrıca bu çalışmada rezin dişlerin 18 ay sonunda anlamlı renk değişimi oluşturmadığı bildirilmiştir. Akrilik dişler kompozitlere oranlara hafif düzeyde daha fazla renk değişimi göstermiştir. Ancak, tüm bu değişimler klinik düzeyde kabul edilebilirdir (218). Renk değişiminin derecesi, yetersiz polimerizasyondan, materyalin su emiliminden, kimyasal reaktiviteden, diyetten, ağız hijyeninden ve restorasyonun yüzey özellikleri gibi birçok faktörden etkilenebilir (219). Resin matriksinde kullanılan monomerin fiziko-kimyasal özellikleri lekelenmeye direnç üzerinde doğrudan bir etkiye sahip olabilir (220). Bis-GMA bazlı rezinlerdeki su emilim oranı, materyalin içeriğindeki diluent bileşen TEGDMA konsantrasyonu ile orantılı olarak artar. Materyal içeriğindeki TEGDMA'nın UDMA ile yer değiştirmesi materyalin su emilim oranını azaltır (221). UDMA lekelenmeye TEGDMA ve Bis-GMA'dan daha az duyarlı görünmektedir (220). Doldurucu hacmi, partikül tipi, boyutu, miktarı, dağılımı materyallerin lekelenmeye karşı direnci etkileyebilmektedir. Daha büyük doldurucu boyutu içeren materyaller, renk bozulmasına karşı daha hassas olabilmektedir. Düşük doldurucu hacmine sahip nano-kompozitler doldurucu partiküllerin gözenekliliği nedeniyle lekelenmeye karşı daha hassas görünmektedir. Materyallerin doldurucu içeriğinden başka su emilim oranı da renk özelliklerini etkiler (222). Su, boyama ajanları için bir taşıyıcı görevi görmektedir (4). Beyazlatma ajanları rezin kompozit materyaller için dışsal kaynaklı lekelenmeleri elimine etmede etkilidir. Beyazlatma ajanı, eksternal lekelenmeyi kompozit rezinden başarıyla çıkarabilse de, kompozit rezinin yüzey özelliklerini de etkileyebilir (134). Villalta ve arkadaşları Filtek Supreme ve Esthet X kompozit rezinler üzerinde yaptıkları çalışmada örnekleri kahve, kırmızı şarap ve distile suda 40 gün boyunca günde 3 saat olmak üzere bekletmişlerdir. Arkasında renklendirilen örnekleme 3 farklı beyazlatma ajanını 14 gün süresince üretici firma önerileri doğrultusunda uygulamışlardır. Araştırmada kullanılan Filtek Supreme'in Esthet X'ten daha fazla renk değişimi gösterdiğini ancak, renklendirme sürecinden sonra uygulanan beyazlatma işlemi ile örneklerin başlangıç renk düzeyine döndüklerini bildirmişlerdir (155). Görsel renk farkı eşikleri estetik malzeme seçiminde rehber olarak kullanılabilir (223).

#### **4.5.1. Renk Sistemleri**

Munsell renk sistemi: Munsell sistemi renk hue, value, chroma (H/V/C) olarak belirtilir. En çok kullanılan renk sistemidir.

CIE XYZ sistemi: Bu sistemde X: kırmızı, Y: yeşil, Z: mavi olmak üzere 3 parametre kullanılmaktadır.

CIE (Commision Internationale de l'Eclairage'a/International Commision on Illumination) Lab Renk Sistemi: CIE  $L^*$   $a^*$   $b^*$  değerleri, renk gösterimi için temsili parametrelerdir ve insanın renk algısı ile ilgilidir. CIE  $L^*$   $a^*$   $b^*$  renk değerleri, 3 boyutlu renk koordinatları:

$L^*$  – Açıklık (aydınlık, lightness) koordinatı,  $L^*=0$  siyahı gösterir ve  $L^*=100$  beyazdır.

$a^*$  – Kırmızı/yeşil koordinatıdır,  $+a^*$  kırmızıyı,  $-a^*$  ise yeşili belirtir,

$b^*$  – Sarı/mavi koordinatıdır ve  $+b^*$  sarıyı,  $-b^*$  ise maviyi belirtir.

CIE Lab sistemi kullanılırken, yakın inceleme altında gözle görülür renk değişimi için kabul edilen standart  $\Delta E$  1.0'dir (224). 2.0 değerinde bir  $\Delta E$  (117) değeri görsel gözlem ile saptanabilir, 3.3 ve üzeri  $\Delta E$  değerleri ise estetik açıdan klinik olarak kabul edilemez sonuçlar gösterir (225).

Başka bir kaynakta ise, dış renginin değişiminin klinik olarak farkedilebilir olması için, açıklık koordinatında pozitif bir değişim ve mavi-sarı koordinatında bir değişim ön koşuluyla,  $\Delta E$ 'nin 3.7'den yüksek olması gerektiği bildirilmiştir (226-228).

Bazı çalışmalar CIE  $L^*$   $a^*$   $b^*$  değerleri için algılanabilirlik eşliğini (PT) ve kabul edilebilirlik eşliğini (AT) değerlendirmiştir.

PT yani algılanabilirlik düzeyi; insan gözüyle görsel olarak tespit edilebilen renk farkının büyüklüğüdür ( $\Delta E$ ).

AT yani kabul edilebilirlik düzeyi; dış rengindeki restoratif materyaller arasında kabul edilebilirliği oluşturan renk farkının büyüklüğüdür ( $\Delta E$ ) (223, 229).

Seramik materyaller ile yapılan bir in vitro çalışmada, gözlemcilerin %50'sinin 2 nesnenin renk farkını ayırt edebildiği anlamına gelen PT'lerin  $\Delta E$  değerini 1,2; gözlemcilerin %50'sinin klinik olarak iki nesne arasındaki renk farklılıklarını ayırt edebildiği anlamına gelen AT değerini 2,7 olarak bildirilmiştir (223, 230).

**Tablo 1.** O'Brien'in klinik olarak renk eşleşmesi

| $\Delta E$ | Klinik Renk Eşleşmesi          |
|------------|--------------------------------|
| 0          | Mükemmel                       |
| 5-1,5      | Çok iyi                        |
| 1-2        | İyi                            |
| 2-3,5      | Klinik olarak kabul edilebilir |
| 3,5>       | Uyumsuz                        |

**Tablo 2.** Ulusal Standartlar Bürosu (National Bureau of Standards) kriterleri

| $\Delta E$ | Renk Değişiminin Belirtisi            |
|------------|---------------------------------------|
| 0-0,5      | Çok az: Oldukça az değişim            |
| 0,5-1,5    | Az: Az değişim                        |
| 1,5-3      | Belirlenebilir: Algılanabilir değişim |
| 3-6        | Fark edilebilir: Belirgin değişim     |
| 6-12       | Fazla değişim: Oldukça belirgin       |
| 12 >       | Çok fazla değişim: Başka bir renk     |

Ostwald Renk Sistemi: 1914 yılında geliştirilmiştir.

CIEDE2000 Renk Sistemi: CIE renk farklılıklarını hesaplamak için daha gelişmiş bir formüldür. Kullanımı daha karmaşıktır (231).

#### 4.5.2. Renk Ölçümü

Renk ölçümü görsel veya bir cihaz aracılığıyla yapılan ölçümler olarak iki kategoriye ayrılırlar. Cihazla ölçüm; kolorimetre, spektrometre, spektrofotometre ve dijital kameralarla yapılabilir (232). Görsel yöntemler ile standardizasyon ve objektifliğin sağlanması zor olmakla birlikte, yeterli doğrulukta yoksundur (25).

##### 4.5.2.1. Spektrofotometre

Spektrofotometreler, diş renginin mine, dentin ve pulpanın farklı kromatik özelliklerinden etkilenen (120, 126) objektif bir şekilde değerlendirilmesine izin verir. Bu sistemler sayısal değerler sağlayarak istatistiksel hesaplamalarda kullanılacak veriler sağlamaktadır. Çoklu sensör sistemiyle insan gözüyle algılanamayan renkleri

algılayabilmektedir (233). Metamerizmi ayırt edebilmektedir. Renk ölçümünde en sık kullanılan cihazlardır. Tutarlı ve güvenilir sonuçlar vermektedir. Objektiftir. Dental uygulamada, spektrofotometreler, diş malzemelerinin renk değişikliklerini insan gözünden daha objektif (vakaların%93,3'ünde) ve doğrulukta %33'lük artış sağlayarak renk ölçümünde kullanılmaktadır (26). Cihaz alımı gerekliliği sebebiyle nispeten pahalı sistemlerdir. Beyazlatma tekniklerinden sonra da diş rengi değişimlerini değerlendirmek için spektrofotometre gibi objektif yöntemler kullanılabilir (24, 25). Diş beyazlatma ürünlerinin etkinliği, görsel olarak bir diş renk tonu kılavuzu ile veya nicel olarak bir spektrofotometre cihazı vasıtasıyla hastalara sunulabilmektedir. Belirli bir diş tonunun ölçülen renkleri, Komisyon Internationale de l'Eclairage'a (Uluslararası Aydınlatma Komisyonu) göre CIELab değerleri ile elde edilebilmektedir. Bu cihazlar bir dişin farklı bölgelerinde renk ölçümü yapılmasına olanak sağlar. Bu özelliği ile daha estetik sonuçlar elde edilmesine katkıda bulunur.

#### **4.6. Pürüzlülük**

Materyalin üretilmesi sonrası yüzey dokusundaki düzensizlikler yüzey pürüzlülüğü olarak tanımlanmaktadır (234). Restoratif materyallerin yüzey pürüzlülüğü lekelenmeyi, plak birikimini, dişeti tahrişini, sekonder çürük oluşumunu ve estetik görünümü etkileyebilmektedir. Yüzey pürüzlülüğü dental restoratif malzemelerin uzun vadede başarısını etkileyen önemli bir kriterdir. Pürüzlü yüzeylere sahip malzemeler, daha düşük bir serbest yüzey enerjisine sahip olarak bakteriyel yapışma oranını arttırmaktadır. Plak yapışmasını arttırmaya ek olarak, pürüzlü yüzeyler lekelenmeyi de arttırmaktadır. Ayrıca pürüzlü yüzeylere bitişik ve karşılıklı olan dişlerde de plak birikim ve renk değişimi oranı artabilmektedir (235). Bu nedenle, hastanın konforunu arttırmak, ağız hijyenine katkıda bulunmak, restorasyonun optimum estetiğini sağlamak ve klinik başarıyı garanti altına almak için restoratif materyallerin yüzey pürüzlülüğü en aza indirilmelidir (236).

Materyallerin estetik görünümünü etkileyen yüzey pürüzlülüğü aynı zamanda materyallerin parlaklık özelliklerindeki etkiler. Dental materyallerin yüzey pürüzlülüğü ölçümleri çeşitli yöntemlerle yapılabilmektedir. Taramalı elektron mikroskobu (SEM) bunlardan birisidir. Taramalı elektron mikroskobu kalitatif (nitel) ölçüm yapmaktadır (237). Diğer yöntemler arasında kontakt profilometre, non-kontakt profilometre, AFM bulunmaktadır (238-240). Profilometre; kantitatif (sayısal) ölçüm yapmaktadır (241). Yüzey profilometrelerinin temaslı (kontakt) profilometre ve temassız (non-kontakt/optik) profilometre olmak üzere iki farklı çeşidi mevcuttur. Temassız profilometre; optik

profilometre, lazer (focus detection profilometer) interferometrik profilometre olmak üzere sınıflandırılmaktadır. Bir diğer yöntem olarakda yüzey pürüzlülük ölçümü atomik kuvvet mikroskobu (AFM) ile yapılabilmektedir (241).

#### 4.6.1. Temaslı (Kontakt) Profilometre

Temaslı ölçümler standardize edilen bir ucun (proben) materyal yüzeyine teması ve yüzey üzerindeki hareketi ile ölçülmektedir. Mekanik uç elmas yapıdadır. 5-10 µm arasında çapı olmaktadır. Profilometreler ile yüzey ölçümlerinden elde edilen değerler Ra ve Rz değerleridir. Ra, yüzeyin ortalama pürüzlülüğüdür. Rz, yüzeydeki en yüksek ve en derin uçların arasındaki dikey mesafedir. Ölçüm esnasında materyalin farklı üç ya da beş bölgesinden doğrusal ölçümler yapılarak değerler elde edilir ve bu üç ya da beş değer ortalama alınarak nihai bir sonuca varılır.

• Non-kontakt yöntemlere göre nispeten ucuz olan bu yöntemin birtakım sınırlamaları vardır. Pürüzlülüğün yalnızca belirli bir alanda doğrusal olarak ölçülmesi, belirli alanların ölçümünün gözden kaçması, bu sistem ile görüntü sağlanamaması, Sa verilerine ulaşılamaması, çoklu düzensizliklerin ölçülememesi bu sistemin en önemli dezavantajlarından (242). Bir profilometre kullanılarak belirlenen iki boyutlu bir ölçümdeki (Ra) yüzey pürüzlülüğünün aritmetik ortalaması, genellikle yüzey pürüzlülüğünü nicel olarak tanımlamak için kullanılır, ancak incelenen yüzeyin tamamının görünümünü sağlanamamaktadır. Ra değerlerinin in vivo olarak belirlenmesi mümkün değildir, çünkü profilometre intraoral olarak kullanılamamaktadır (41).

Yüzey pürüzlülük değerlerinin 0,2 µm Ra değerini aştığı durumlarda plak birikim oranının ve materyallerin boyanma miktarının arttırdığı iddia edilmiştir (15). Pürüzlü yüzeylerin varlığında, plak birikimlerinde eşzamanlı bir artış olduğu ve çürük ve periodontal enflamasyon riskinin de arttırdığı gösterilmiştir (243).

Bir diğer çalışmada, restorasyon yüzeyinin pürüzlülüğünün 0,50 µm'den daha düşük olması gerektiği iddia edilmiştir (244). Zaman içerisinde hem restoratif materyalin hem de komşu mine veya diğer malzemelerin yıpranma miktarı pürüzlü yüzeylerin varlığı ile dahada artmaktadır. Özellikle porselen restorasyonlarda bitim ve cila işlemlerinin yeterli düzeyde yapılmaması klinik olarak ciddi problemlere yol açmaktadır. Diş rengindeki restorasyonların estetik sonuçlar sergilemesi materyallerin iyi çilalanabilirlik özelliklerine bağlıdır. Pürüzlülü yüzeylere sahip restorasyonların parlaklığı azalır, matlaşır ve estetik özellikleri zayıflar.

Seramik ve kompozit rezinlerde frezeleme işleminde kullanılan elmas frezler pürüzlü bir yüzey oluşturur. Böyle bir pürüzlü yüzey mikrobiyal filmin (15, 245) yapışmasını ve

gingival bölgeye yakın olgularda periodontal dokunun iltihaplanmasını kolaylaştırmaktadır (17, 246, 247).

Chairside CAD/CAM (bilgisayar destekli tasarım/bilgisayar destekli üretim) restorasyonların bitirme ve cila işlemleri diş hekimi tarafından klinikte hasta başında yapılır. Ayrıca, artık siman çıkarıldıktan veya oklüzal düzenlemeler yapıldıktan sonra restorasyon yüzeylerin tekrar cilalanması gerekebilir (248, 249). Bu durumda ikincil olarak cilanın bozulması ile oluşan yüzeyin tekrardan yüzey pürüzlülüğünün giderilmesi zorunludur (250). Yapılan araştırmalar mekanik cilalamanın seramiğin yüzey pürüzsüzlüğünü glazeli seramiklere yakın bir seviyeye getirebileceğini göstermiştir (248, 251) Yinede en iyi cila prosedürün glaze olduğunu çeşitli çalışmalar ile bildirilmektedir. Sof-Lex XT diskleri de en az glaze sistemleri kadar başarılı olmakla birlikte, birçok çalışmada uzun vadede kompozit içerikli seramiklerde çok aşamalı disklerin oldukça etkili bir cilalama yöntemi olarak tanımlandığı ifade edilmiştir (230, 252). Cilalı yüzeylerin glazeli yüzeylerden niteliksel olarak daha yüksek pürüzlülüğe sahip olduğunu belirten çalışmalar varken, diğer yazarlar cilalı ve glazeli yüzeylerin yüzey pürüzlülüklerini eşdeğer olarak tanımlamaktadır (251, 253, 254). Bu çalışmaların sonuçlarının farklı araştırmacılar tarafından farklı bulunmasının nedeni çalışma metodolojilerindeki farklılıklar ve çalışmada kullanılan restoratif materyallerin farklılıkları olabilir. Polisaj sistemleri ve performansları ile ilgili sonuçlar, farklı ölçüm parametrelerinde, farklı polisaj tekniklerinin (çok aşamalı, tek aşamalı) ve incelenen malzemelerin seramik ve/veya kompozitlerin kombinasyonlarının çok çeşitli olmaları nedeniyle araştırmacılar arasında tartışmalı bir konudur (250). Seramikler içinde ideal bitirme ve parlatma sistemi konusunda fikir birliği yoktur (255, 256).

Beyazlatma malzemelerinin etkilerini incelerken, Ra göz önünde bulundurulması gereken önemli bir parametredir (257). Beyazlatıcı maddelerle salınan son derece dengesiz ve reaktif  $H^+$  serbest radikalleri ve düşük pH, bu ürünlerin uzun süreli kullanımının yan etkilerinin ana nedeni olarak tanımlanmaktadır (258-262). Benzer şekilde beyazlatma ajanları, restoratif materyallerin fiziksel özelliklerini tehlikeye sokabilecek ve erken dönemde bozulmalara yol açabilecek yapısal değişikliklere neden olabilir (168, 213, 263-265). Her ne kadar geleneksel dental seramikler en inert materyal olarak kabul edilsede, asitlenmiş florür jelleri veya diğer çözeltilerle temas halinde seramiklerin yüzeylerinde etkilenme olabilir (107). Beyazlatma ajanlarındaki  $H^+$  veya  $H_3O^+$  serbest radikallerinin restorasyon yüzeyiyle teması ve yüzeye muhtemel difüzyonu seçici olarak alkali iyonları sızdırabilir ve seramik ağlarda çözünmeye neden olabilir (107). Bu nedenle, ev tipi beyazlatma işlemi yoluyla hidrojen peroksite uzun süre maruz kalmak, potansiyel olarak

dental porseleni etkileyebilir ve porselenin yüzeyinde değişiklikler yaratabilir (266). %10 karbamid peroksitin dental porselenlerdeki yüzey pürüzlülüğünü (Ra) olumsuz yönde etkileyebileceği bildirilmiştir (267). Beyazlatma işleminden sonra rezin kompozitlerinin yüzey pürüzlülüğündeki değişiklikler materyal tipi ve işlemin uygulanma süresine bağlıdır. Yapılan bir çalışmada, beyazlatma jellerinin nano dolgulu ve mikro hibrit kompozit rezinlerin yüzey özelliklerini etkilediği, ancak mine dokusunun yüzeyinin beyazlatma işleminden daha az oranda etkilendiği bildirilmiştir (268). Kompozitlerin inorganik içerikleri, rezin kompozitlerin beyazlatmaya karşı dirençli olmasını sağlar. Doldurucuların şekli, miktarı ve dağılımı bu restoratif materyallerin klinik performansını belirleyen unsurların toplamıdır (269, 270). Kompozitlerin gelişimindeki ilerlemelere rağmen, erozyona/korozyona karşı tamamen dirençli bir materyal henüz mevcut değildir. Son zamanlarda yapılan çalışmalar, rezin bazlı malzemelerin dayanıklılığının, beyazlatma işleminden sonra restorasyonların cilalanmasıyla geliştirilebileceği bildirmiştir (213, 271). Yinede beyazlatma materyallerinin, dental restoratif materyaller üzerinde muhtemel oluşturabileceği etkiler ile ilgili bulgular araştırmacılar arasında çelişkili bir konudur (141).

Bu çalışmanın birinci amacı, günümüzde güncel restoratif materyaller olan rezin içerikli seramik yapıdaki CAD/CAM blokların (zirkonya ilaveli veya ilavesiz CAD/CAM bloklar) yüzey bitirme işlemlerinin glaze prosedürü veya dört aşamalı Sof-Lex XT diskler ile bitirilmesi durumunda oluşan renk ve yüzey özelliklerini incelemektir. Çalışmamızın ikinci amacı ise, farklı yöntemler ile bitim işleminin tamamlanmasının arkasından hastalara evde kullanılmak üzere verilen iki farklı konsantrasyonda ve tipte (%14 hidrojen peroksit ve %22 karbamid peroksit) beyazlatma ajanının glazeli veya glazesiz CAD/CAM restoratif materyaller yüzeyinde oluşturacakları renk ve yüzey pürüzlülük özelliklerindeki değişimleri incelemektir.

## 5. GEREÇ ve YÖNTEM

Bu tez çalışmasının laboratuvar aşamaları Kocaeli Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Araştırma Laboratuvarı'nda gerçekleştirilmiştir.

### 5.1. Çalışmada Kullanılan Gereçler

Çalışmada kullanılan cihazlar Tablo 3'de, materyaller Tablo 4'de gösterilmiştir.

**Tablo 3.** Çalışmada kullanılan cihazlar

| <b>CİHAZ</b>         | <b>MODEL</b>                      | <b>ÜRETİCİ FİRMA</b>                          |
|----------------------|-----------------------------------|---|
| Kesim Cihazı         | Isomet 1000                       | Buehler, Lake Bluff, IL,<br>ABD               |
| Elmas Kesme Bıçağı   | Series 15 HC Diamond              | Buehler, Lake Bluff, IL,<br>ABD               |
| Kumlama Cihazı       | Basic Eco, Renfert GmbH,<br>78247 | Hilzingen, Almanya                            |
| Dijital Kumpas       | Digimatic Caliper                 | Mitutoyo, Tokyo, Japonya                      |
| Zımpara              | Parlatma Cihazı MetaServ<br>250   | Buehler, Lake Bluff, IL,<br>ABD               |
| Işık Cihazı          | Elipar S10                        | 3M ESPE, Seefeld,<br>Almanya                  |
| Kontakt Profilometre | Surtronic S-100 Series            | Taylor Hobson, Leicester,<br>Birleşik Krallık |
| Spektrofotometre     | VITA Easyshade Compact            | VITA Zahnfabrik, Bad<br>Säckingen, Almanya    |

**Tablo 4.** Çalışmada kullanılan materyaller

| Materyal  | İçerik   | Üretici Firma                               |
|---|--|---|
| Optiglaze Color   | PMMA, MMA,<br>Fotoinhibitör, Silika<br>doldurucu                             | GC Corporation, Tokyo,<br>Japonya           |
| Shofu Blok HC   | UDMA, TEGDMA, %61<br>silika tozu, Silika,<br>Zirkonya silikat                | Shofu Dental Corportaion,<br>Kyoto, Japonya |
| Cerasmart   | Bis-MEPP, UDMA, DMA,<br>%71 SiO <sub>2</sub> (20 nm), Baryum<br>cam (300 nm) | GC Corporation, Tokyo,<br>Japonya           |
| Sof-Lex XT  | Al <sub>2</sub> O <sub>3</sub>   | 3M ESPE, St. Paul, ABD                      |
| ZOOM DayWhite ACP   | % 14 Hidrojen Peroksit   | Discus Dental, LLC,<br>Ontario, CA, ABD     |
| ZOOM NiteWhite ACP  | %22 Karbamid Peroksit  | Discus Dental, LLC,<br>Ontario, CA, ABD     |
| <b>PMMA:</b> Poli metil metakrilat; <b>MMA:</b> Metil metakrilat; <b>UDMA:</b> Uretan dimetakrilat; <b>TEGDMA:</b> Trietilen glikol dimetakrilat; <b>Bis-MEPP:</b> 2,2-Bis (4-metakriloksi polietoksi fenil) propan; <b>DMA:</b> Dimetakrilat; <b>SiO<sub>2</sub>:</b> Silisyum oksit; <b>Al<sub>2</sub>O<sub>3</sub>:</b> Alüminyum oksit (67) |  |   |

## 5.2. CAD/CAM Blokların Hazırlığı

### 5.2.1. Numunelerin Hazırlanması

Bu çalışmada A2 HT renk, Cerasmart (GC Corporation, Tokyo, Japonya) ve Shofu Blok HC (Shofu Dental Corporation, Kyoto, Japonya) rezin içerikli nanoseramik CAD/CAM bloklar kullanılmıştır. Grupların herbirinde 3 mm kalınlıkta olan 10'ar adet numune oluşturulmuştur (n=10). Böyle toplamda 80 tane CAD/CAM blok kesiti hazırlanmıştır.

Elmas kesme diskinin kalınlığı (0,3 mm) ve 3 mm CAD/CAM blok kesiti olmak üzere hibrit bloklar 3,3 mm aralıklara, düşük hızda su soğutmasıyla (Isomet 1000, Buehler, Lake Bluff, IL, ABD) kesilmiştir (Resim 3). Disklerin kalınlığını ölçmek için dijital bir kumpas kullanılmıştır (Digimatic Caliper, Mitutoyo, Tokyo, Japonya) (Resim 4).



**Resim 3.** Isomet 1000



**Resim 4.** Dijital kumpas

CAD/CAM Blok kesitlerinin üst yüzeyleri önce 600 gritlik ve sonra 1200 gritlik silikon karbid (SiC) zımpara kağıtları ile su altında 60 sn boyunca zımpara ve parlatma cihazı (MetaServ, Buehler, Lake Bluff, IL, ABD) ile zımparalanmıştır.

### **5.2.2. Çalışmanın Deney Gruplarının Oluşturulması**

Çalışmada kullanılan Cerasmart ve Shofu Blok HC CAD/CAM nanoseramik bloklar iki ana grup olmak üzere materyallere uygulanan yüzey işlemlerine (Optiglaze Color, Sof-Lex XT Disk) ve beyazlatma tekniklerine (ZOOM DayWhite ACP, ZOOM NiteWhite ACP) göre 8 alt gruba ayrıldı (n=10) (Tablo 5).

**Tablo 5.** Deney grupları

|                         |                 |                           |
|-------------------------|-----------------|---------------------------|
| Shofu Blok HC<br>(n=40) | Optiglaze       | ZOOM DayWhite ACP (n=10)  |
|                         | Color<br>(n=20) | ZOOM NiteWhite ACP (n=10) |
|                         | Sof-Lex XT      | ZOOM DayWhite ACP (n=10)  |
|                         | Disk (n=20)     | ZOOM NiteWhite ACP (n=10) |
| Cerasmart<br>(n=40)     | Optiglaze       | ZOOM DayWhite ACP (n=10)  |
|                         | Color<br>(n=20) | ZOOM NiteWhite ACP (n=10) |
|                         | Sof-Lex XT      | ZOOM DayWhite ACP (n=10)  |
|                         | Disk (n=20)     | ZOOM NiteWhite ACP (n=10) |

### 5.2.3. Deney Gruplarının Bitirme ve Cila İşlemleri

CAD/CAM blok materyallerin herbir markanın örnekleri, uygulanacak cila sistemine göre iki gruba ayrılmıştır (Tablo 6).

**Tablo 6.** Bitirme ve cila işlemleri materyalleri, üretici firması, cila sisteminin tipi ve uygulama aşamaları

| Bitirme ve Cila Materyalleri | Üretici Firma                     | Tipi ve Uygulama Aşamaları |
|------------------------------|-----------------------------------|----------------------------|
| Optiglaze COLOR Clear        | (GC, Corportaion, Tokyo, Japonya) | Ofis, Tek aşamalı          |
| Sof-Lex XT Disk              | (3M ESPE, St. Paul, MN, ABD)      | Ofis, 4 aşamalı            |

Optiglaze COLOR Clear uygulaması için; numunelerin üst yüzeyi 2,5 bar basınçta alüminyum oksit ( $Al_2O_3$ ) kumla (50 mikron partikül boyutunda) (Renfert GmbH, 78247, Hilzingen, Almanya) 10 mm uzaklıktan 10 sn süresince kumlama makinesinde (Basic Eco, Renfert GmbH, 78247, Hilzingen, Almanya) (Resim 5) pürüzlendirilmiştir.



**Resim 5.** Basic Eco kumlama makinesi

Kumlama işleminden sonra örnekler, hava-su spreyiyle yıkanmıştır, ultrasonik banyoda saf suda 5 dakika boyunca temizlenmiştir ve sonra hava ile kurutulmuştur. Arkasından, her bir numuneye üretici firma önerileri doğrultusunda 30 sn süresince G-Multi PRIMER (GC Corporation, Tokyo, Japonya) uygulanmış ve hava ile kurutulmuştur.



**Resim 6.** G-Multi Primer

Optiglaze Color Clear glaze bir fırça yardımıyla ince bir tabaka halinde kumlanan ve silanlanan CAD/CAM yüzey üretici firma önerileri doğrultusunda uygulanmıştır ve daha sonra 60 sn boyunca LED ışık cihazı (EliparS10, 3M ESPE, Seefeld, Almanya) ile polimerize edilmiştir.



**Resim 7.** Optigalaze Color Clear

Sof-Lex XT Disk uygulaması için; numuneler 4 aşamalı olan (kaba, orta, ince, süper ince) Sof-Lex XT Disk sistemiyle yavaş devirli mikromotor (15.000-20.000 dev/dk) üretici firma önerileri doğrultusunda cilalanmıştır. Her işlem aşaması 15 saniye boyunca su altında yapılmıştır.

**Tablo 7.** Sof-Lex XT Disk aşama uygulama tablosu

| Aşama      | Devir Sayısı          | Uygulama Süresi |
|------------|-----------------------|-----------------|
| Kaba       | 15.000-20.000 dev/ dk | 15 sn           |
| Orta       | 15.000-20.000 dev/ dk | 15 sn           |
| İnce       | 15.000-20.000 dev/ dk | 15 sn           |
| Süper ince | 15.000-20.000 dev/ dk | 15 sn           |



**Resim 8.** Sof-Lex XT diskleri

### 5.3. Numunelerin YüzeY Pürüzlülüklerinin ve Renklerinin Ölçümü

Bitirme ve cila işlemleri glaze veya dört aşamalı Sof-Lex XT disklerle tamamlanan CAD/CAM blok kesitleri daha sonra 24 saat boyunca 37°C’de yapay tükruk içerisinde bekletilmiştir. Arkasından, numunelerin yüzeY pürüzlülük ölçümleri Surtronic S-100 Series (Taylor Hobson, Leicester, Birleşik Krallık) kontakt profilometre cihazı ile ve renk ölçümleri VITA Easyshade Compact (VITA Zahnfabrik, Bad Säckingen, Almanya) spektrofotometre cihazı ile ölçülmüştür.



**Resim 9.** Surtronic S-100 Series



**Resim 10.** VITA Easyshade Compact

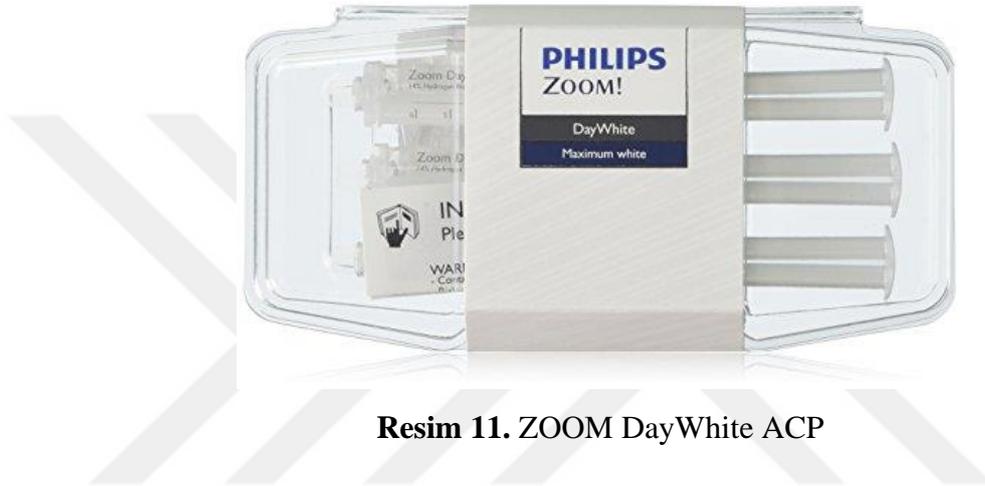
### 5.4. Beyazlatma İşlemi

Cila işlemleri tamamlanan örnekler daha sonra iki farklı beyazlatma prosedürü uygulanmak üzere gruplara ayrılmıştır. Zoom NiteWhite ACP (Discus Dental, Inc., Los Angeles, ABD) ve Zoom DayWhite ACP (Discus Dental, Inc., Los Angeles, ABD) oluşturulan gruplara üretici firma önerileri doğrultusunda uygulanmıştır (Tablo 8).

Çalışma süresince, ZOOM DayWhite ACP 18 gün boyunca günde 2 defa 30’ar dakika olmak üzere toplamda 18 saat boyunca, ZOOM NiteWhite ACP 18 gün boyunca günde bir defa 2 saat uygulama olmak üzere toplamda 36 saat boyunca uygulanmıştır.

**Tablo 8.** Beyazlatma teknikleri, içerikleri, günlük uygulanma süreleri

| <b>Teknik</b>                            | <b>İçerik</b>   | <b>Uygulanma Süresi</b> |
|--|---|-------------------------|
| Ev Tipi Beyazlatma<br>ZOOM DayWhite ACP  | % 14 hidrojen peroksit,<br>Potasyum nitrat, Florür,<br>Amorf Kalsiyum Fosfat<br>(ACP) | 30 dk, 2 defa           |
| Ev Tipi Beyazlatma<br>ZOOM NiteWhite ACP | %22 karbamid peroksit,<br>Potasyum nitrat, Florür,<br>Amorf Kalsiyum Fosfat<br>(ACP)  | 2 saat                  |



**Resim 11.** ZOOM DayWhite ACP



**Resim 12.** ZOOM NiteWhite ACP

ZOOM DayWhite ACP ve ZOOM NiteWhite ACP, beyazlatma maddesinin bulunduğu şırıngalar vasıtası ile numunelerin cilalanan üst yüzeyine bir pamuk uygulayıcı

(MicroTim, Voco, Cuxhaven, Almanya) yardımı ile eşit miktarlarda uygulanmış ve düzgün bir şekilde yayılmıştır. Uygulanan beyazlatma jelinin kalınlığı yaklaşık 1 mm olarak ayarlandı ve sonra örnekler beyazlatma uygulama süresince karanlık kaplarda tutuldu. Günlük beyazlatma işleminden sonra örnekler 1 dakika akan su altında temizlendi, kurutuldu ve bir sonraki uygulamaya kadar yapay tükrük içerisinde bekletildi. Zoom NiteWhite ACP %22 CP günde 2 saat olmak üzere 18 gün boyunca uygulandı. Zoom DayWhite ACP %14 HP günde 30 dk boyunca iki defa olmak üzere 18 gün boyunca uygulandı. 18. günün sonunda örnekler renk ve yüzey pürüzlülük ölçümleri için hazırlandı.

#### **5.4.1. Beyazlatma İşleminin Ardından Renk ve Yüzey Pürüzlülüğü Ölçümü**

Yüzey pürüzlülüğü, bir yüzey profilometre (Taylor Hobson, Leicester, İngiltere) cihazı kullanılarak değerlendirildi. Her bir numunenin ortalama pürüzlülük değerleri Ra ve Rz cinsinden değerlendirildi ve her bir örnek için üç farklı alandan ölçüm gerçekleştirildi ve bu üç ölçümün ortalaması alınarak bir Ra ve Rz değeri elde edildi. Profilometre iğnesinin hareket hızı 0,5 mm/sn idi. 25 mN'lik sabit bir ölçüm kuvveti altında bir elmas kalem (5 µm uç yarıçapı) kullanıldı. Cihaz standart bir referans örneği kullanılarak kalibre edildi. Yüzey pürüzlülüğünü değerlendirmek için pürüzlülük profilinin (Ra) aritmetik ortalama sapması ve maksimum profil yüksekliği (Rz) hesaplanmıştır.

Numunelerin renk ölçümleri CIELab (Commission International de l'Eclairage L\* a\* ve b\*) renk sistemine göre ölçüldü. Bu amaçla, klinik bir spektrofotometre (Easysshade; VITA Zahnfabrik, Bad Säckingen, Almanya) cihazı kullanıldı. VITA Easysshade Compact, temas ucu yaklaşık 5 mm çapında olan kablosuz bir el aletinden oluşan elde taşınabilir bir spektrofotometredir. Sistem birkaç 1 mm çapında fiberoptik demet içerir. Ölçüm işlemi sırasında, dişi beyaz LED'lerden diş yüzeyine yönlendiren ucun çevresi tarafından diş aydınlatılır. Renk ölçümleri gün ışığı altında aynı saatlerde, aynı hava koşullarında, aynı beyaz zemin üzerinde gerçekleştirildi. Spektrofotometrenin "tekil diş" ölçüm modu seçildi ve prob numunenin ortasına yerleştirildi. Her örnek için ardışık üç ölçüm yapıldı ve ortalama L\*, a\* ve b\* değerleri hesaplandı.

CIELAB renk sisteminde, L eksenini değer veya ışık derecesini (0: siyah ila 100: beyaz) gösterirken, a düzlemi kırmızı/yeşil (+a: kırmızı, -a: yeşil) derecesini ve b düzlemi, numunedeki sarı/mavi (+b: sarı, -b: mavi) derecesine karşılık gelir. Bazal ve beyazlatma sonrası ölçümler arasındaki CIE L\* a\* b\* renk farkı ( $\Delta E$  değeri), her bir örnek için aşağıdaki denklemle hesaplandı:

$$\Delta E = [(L^*_1 - L^*_2)^2 + (a^*_1 - a^*_2)^2 + (b^*_1 - b^*_2)^2]^{1/2}$$

### **5.5. Elde Edilen Verilerin İstatistiksel Analizi**

İstatistiksel değerlendirme, IBM SPSS 20.0 (IBM Corp., Armonk, NY, USA) paket programı ile yapıldı. Normal dağılıma uygunluk testi Kolmogorov-Smirnov Testi ile değerlendirildi. Normal dağılıma uymayan nümerik değişkenler medyan (25.-75. persantil) olarak verildi. Gruplar arasındaki farklılık normal dağılıma sahip olmayan nümerik değişkenler Mann Whitney U Testi ile test edildi. İki yönlü hipotezlerin testi için  $p < 0,05$  istatistiksel önemlilik için yeterli kabul edildi.

## 6. BULGULAR

Çalışmada kullanılan CAD/CAM materyallerin cila işlemleri ve beyazlatma işlemleri arkasından elde edilen yüzey pürüzlük ve renk değişim değerleri medyan (orta değer, 25. Persantil-75. Persantil), mean (ortalama  $\pm$  standart sapma) değerleri; Ra, Rz,  $\Delta E$ ,  $\Delta L$ ,  $\Delta a$ ,  $\Delta b$  için gösterilmektedir. Tablolarda, çalışmamızda elde edilen  $\Delta L$ ,  $\Delta a$ ,  $\Delta b$  değerleri normal dağılım göstermesi sebebiyle ortalama değer olarak verilirken; Ra, Rz,  $\Delta E$  değerleri normal olmayan dağılım göstermesi sebebiyle medyan değer olarak verilmiştir.

### 6.1. CAD/CAM Blok Materyallerden Gruplara Göre Elde Edilen Ra Değerleri

**Tablo 9.** Yüzey pürüzlülük değerleri (Ra,  $\mu m$ ) (medyan değerler, %25-75 persantil)

|                  | <b>Ra</b>                |                   | <b>Glazeli</b>       | <b>Sof-Lex XT Disk</b> |
|------------------|--------------------------|-------------------|----------------------|------------------------|
| Shofu Blok<br>HC | ZOOM<br>DayWhite<br>ACP  | Başlangıç<br>(G1) | 0,61 (0,46-0,84) Aa1 | 0,30 (0,30-0,30) Aa2   |
|                  |                          | 18. Gün<br>(G2)   | 0,40 (0,30-0,41) Ba1 | 0,69 (0,52-0,84) Ba2   |
|                  | ZOOM<br>NiteWhite<br>ACP | Başlangıç<br>(G3) | 0,54 (0,45-0,76) Aa1 | 0,30 (0,30-0,30) Aa2   |
|                  |                          | 18. Gün<br>(G4)   | 0,51 (0,44-0,75) Ab1 | 0,38 (0,34-0,43) Bb2   |
| CERASMART        | ZOOM<br>DayWhite<br>ACP  | Başlangıç<br>(G1) | 0,28 (0,25-0,30) Aa1 | 0,30 (0,25-0,30) Aa1   |
|                  |                          | 18. Gün<br>(G2)   | 0,30 (0,23-0,46) Ba1 | 0,33 (0,29-0,40) Ba1   |
|                  | ZOOM<br>NiteWhite<br>ACP | Başlangıç<br>(G3) | 0,30 (0,26-0,33) Aa1 | 0,26 (0,25-0,30) Aa1   |
|                  |                          | 18. Gün<br>(G4)   | 0,48 (0,39-0,59) Ba1 | 0,36 (0,30-0,52) Ab1   |

Büyük harfler her bir materyalin başlangıç ve 18. Gün kıyaslamasını gösterir (G1-G2; G3-G4 kıyaslaması). Küçük harfler her bir materyalin veya grubun başlangıç veya 18. Gün için ayrı ayrı kıyaslamaları gösterir (G1-G3; G2-G4 kıyaslaması). Numerik değerler ise her bir grup için yatay kıyaslamayı gösterir.

CAD/CAM blok materyallerden gruplara göre elde edilen Ra değerleri Tablo 9'da verilmiştir. Mann-Whitney U testinin sonuçlarına göre, Shofu Blok HC CAD/CAM materyali için Sof-Lex XT uygulanan örneklerde G1 ve G2 kıyaslamasında ileri düzeyde anlamlı farklılık bulunurken ( $p=0,008$ ), aynı materyalin glaze uygulanan örneklerinde G1 ve G2 arasında anlamlı farklılık vardır ( $p=0,042$ ). Shofu Blok HC CAD/CAM materyali için Sof-Lex XT uygulanan örneklerde G3 ve G4 kıyaslamasında ileri düzeyde anlamlı farklılık bulunurken ( $p=0,008$ ), aynı materyalin glaze uygulanan örneklerinde G3 ve G4 arasında anlamlı farklılık bulunmamıştır ( $p=0,236$ ).

Cerasmart için örneklerin bitim işleminin Sof-Lex XT disk ile ya da glaze ile yapılması durumunda yüzey pürüzlülük değerleri benzer bulunmuştur. Yine Cerasmart materyali için Sof-Lex XT uygulanan örneklerde G1 ve G2 kıyaslamasında anlamlı farklılık bulunurken ( $p=0,017$ ), aynı materyalin glaze uygulanan örneklerinde G1 ve G2 arasında anlamlı farklılık vardır ( $p=0,012$ ). Cerasmart CAD/CAM materyali için Sof-Lex XT uygulanan örneklerde G3 ve G4 kıyaslamasında anlamlı farklılık bulunmazken ( $p=0,959$ ), aynı materyalin glaze uygulanan örneklerinde G3 ve G4 arasında anlamlı farklılık tespit edilmiştir ( $p=0,022$ ).

## 6.2. CAD/CAM Blok Materyallerden Guplara Göre Elde Edilen Rz Değerleri

**Tablo 10.** Yüzey pürüzlülük değerleri (Rz,  $\mu\text{m}$ ) (medyan değerler, %25-75 persantil)

| Rz  |                    |                | Glazeli              | Sof-Lex XT Disk      |
|---|--------------------|----------------|----------------------|----------------------|
| Shofu Blok HC   | ZOOM DayWhite ACP  | Başlangıç (G1) | 3,66 (3,33-5,03) Aa1 | 2,66 (2,50-2,70) Aa2 |
|   |                    | 18. Gün (G2)   | 3,00 (2,62-3,52) Aa1 | 4,58 (3,26-6,16) Ba2 |
|   | ZOOM NiteWhite ACP | Başlangıç (G3) | 3,91 (3,07-5,08) Aa1 | 2,58 (2,50-2,83) Aa2 |
|   |                    | 18. Gün (G4)   | 4,05 (2,95-4,87) Aa1 | 3,23 (2,83-3,37) Bb1 |
| CERASMART   | ZOOM DayWhite ACP  | Başlangıç (G1) | 1,91 (1,50-2,20) Aa1 | 2,16 (1,95-2,37) Aa1 |
|   |                    | 18. Gün (G2)   | 1,91 (1,50-2,78) Ba1 | 2,50 (1,87-2,58) Aa1 |
|   | ZOOM NiteWhite ACP | Başlangıç (G3) | 1,91 (1,78-2,24) Aa1 | 1,83 (1,50-2,20) Aa1 |
|   |                    | 18. Gün (G4)   | 3,16 (2,53-3,60) Ba1 | 2,41 (1,83-3,24) Ab1 |
| Büyük harfler her bir materyalin başlangıç ve 18. Gün kıyaslamasını gösterir (G1-G2; G3-G4 kıyaslaması). Küçük harfler her bir materyalin veya grubun başlangıç veya 18. Gün için ayrı ayrı kıyaslamaları gösterir (G1-G3; G2-G4 kıyaslaması). Numerik değerler ise her bir grup için yatay kıyaslamayı gösterir. |                    |                |                      |                      |

CAD/CAM blok materyallerden guplara göre elde edilen Rz değerleri Tablo 10'da verilmiştir. Mann-Whitney U testinin sonuçlarına göre, Shofu Blok HC CAD/CAM materyali için Sof-Lex XT uygulanan örneklerde G1 ve G2 kıyaslamasında ileri düzeyde anlamlı farklılık bulunurken ( $p=0,007$ ), aynı materyalin glaze uygulanan örneklerinde G1 ve G2 arasında anlamlı farklılık bulunmamıştır ( $p=0,593$ ). Shofu Blok HC CAD/CAM materyali için Sof-Lex XT uygulanan örneklerde G3 ve G4 kıyaslamasında ileri düzeyde anlamlı farklılık bulunurken ( $p=0,017$ ), aynı materyalin glaze uygulanan örneklerinde G3 ve G4 arasında anlamlı farklılık bulunmamıştır ( $p=0,953$ ).

Shofu Blok HC CAD/CAM materyali için Sof-Lex XT uygulanan örneklerin başlangıç Rz değerleri, glaze uygulananlardan anlamlı olarak düşük bulunmuştur ( $p < 0,000$ ).

Cerasmart materyali için Sof-Lex XT uygulanan örneklerde G1 ve G2 kıyaslamasında anlamlı farklılık bulunmazken ( $p = 0,086$ ), aynı materyalin glaze uygulanan örneklerinde G1 ve G2 arasında anlamlı farklılık vardır ( $p = 0,022$ ). Cerasmart CAD/CAM materyali için Sof-Lex XT uygulanan örneklerde G3 ve G4 kıyaslamasında anlamlı farklılık bulunmazken ( $p = 0,959$ ), aynı materyalin glaze uygulanan örneklerinde G3 ve G4 arasında anlamlı farklılık bulunmuştur ( $p = 0,047$ ).

Cerasmart CAD/CAM materyali için Sof-Lex XT uygulanan örneklerin başlangıç Rz değerleri, glaze uygulananlar ile istatistiksel olarak benzer bulunmuştur ( $p > 0,05$ ).

### 6.3. CAD/CAM Blok Materyallerden Guplara Göre Elde Edilen Renk Değişim Oranları

**Tablo 11.** Renk değişim değerleri ( $\Delta E$ ) (medyan değerler, %25-75 persantil)

|               | $\Delta E$              | Glaze               | Sof-Lex XT Disk     |
|---------------|-------------------------|---------------------|---------------------|
| Shofu Blok HC | ZOOM DayWhite ACP (G1)  | 2,12 (1,30-2,56) Aa | 4,58 (2,74-5,71) Ab |
|               | ZOOM NiteWhite ACP (G2) | 2,07 (1,69-3,74) Aa | 2,94 (2,24-3,97) Ba |
| CERASMART     | ZOOM DayWhite ACP (G1)  | 4,57 (4,37-4,99) Aa | 4,42 (4,01-4,87) Aa |
|               | ZOOM NiteWhite ACP (G2) | 6,28 (2,20-8,46) Aa | 4,00 (3,74-5,71) Aa |

Büyük harfler her bir materyal için (G1 ve G2 arasındaki) dikey kıyaslamayı gösterirken, küçük harfler her bir grup için yatay kıyaslamayı verir.

Çalışmada oluşturulan grupların cila ve beyazlatma sistemlerinin uygulamasının arkasından oluşan renk değişim ( $\Delta E$ ) değerleri Tablo 11'de verilmiştir. Mann-Whitney U testinin sonuçlarına göre, Shofu Blok HC CAD/CAM materyali için glaze uygulanan örneklerde G1 ve G2 arasında anlamlı bir renk değişim oranı bulunmamıştır ( $p = 0,529$ ). Shofu Blok HC CAD/CAM materyalinin bitim işlemin Sof-Lex XT disk ile yapıldığı durumda G1 ve G2 arasında anlamlı farklılık tespit edilmiştir ( $p = 0,043$ ).

Cerasmart için örneklerin glaze ile ya da Sof-Lex XT işlemi uygulaması ile bitirilmesi durumu farketmeksizin G1 ve G2 arasında anlamlı bir farklılık tespit edilmemiştir (glaze için  $p = 0,739$ , Sof-Lex XT için  $p = 0,481$ ).

Yatay kıyaslamada, 4 grup içerisinde tek anlamlı farklılık ZOOM DayWhite ACP uygulanan Shofu Blok HC CAD/CAM materyali için glaze ve Sof-Lex XT bitim

işlemlerinin arasında bulunmuştur ( $p<0,000$ ). Diğer yatay kıyaslamalarda herhangi bir anlamlı farklılık yoktur.

Çalışmada oluşturulan grupların cila ve beyazlatma sistemlerinin uygulamasının arkasından oluşan renk değişim ( $\Delta L$ ) değerleri Tablo 12’de verilmiştir.

**Tablo 12.** Renk değişim değerleri ( $\Delta L$ ) (Ortalama  $\pm$  Std. Sapma)

|               | $\Delta L$         | Glaze             | Sof-Lex XT Disk  |
|---------------|--------------------|-------------------|------------------|
| Shofu Blok HC | ZOOM DayWhite ACP  | -0,028 $\pm$ 0,91 | -3,81 $\pm$ 1,55 |
|               | ZOOM NiteWhite ACP | 0,90 $\pm$ 2,10   | -1,34 $\pm$ 1,38 |
| CERASMART     | ZOOM DayWhite ACP  | -2,35 $\pm$ 1,52  | -1,78 $\pm$ 1,26 |
|               | ZOOM NiteWhite ACP | 0,19 $\pm$ 3,03   | -0,87 $\pm$ 2,13 |

Pozitif delta L değerleri örneklerin renginin daha açıldığı, negatif delta L değerleri örneklerin renklerinin daha da karanlıklaştığı anlamına gelir. Bu durumda Shofu Blok HC için glaze örneklerinde %22 karbamid peroksit uygulamasında örneğin rengi açılırken, diğer gruplarda ciddi bir renk açıklaşmasının gerçekleştiği görülmemiştir.

Çalışmada oluşturulan grupların cila ve beyazlatma sistemlerinin uygulamasının arkasından oluşan renk değişim ( $\Delta a$ ) değerleri Tablo 13’de verilmiştir.

**Tablo 13.** Renk değişim değerleri ( $\Delta a$ ) (Ortalama  $\pm$  Std. Sapma)

|               | $\Delta a$         | Glaze            | Sof-Lex XT Disk |
|---------------|--------------------|------------------|-----------------|
| Shofu Blok HC | ZOOM DayWhite ACP  | 0,56 $\pm$ 0,42  | 0,21 $\pm$ 0,35 |
|               | ZOOM NiteWhite ACP | -0,63 $\pm$ 0,25 | 0,49 $\pm$ 0,22 |
| CERASMART     | ZOOM DayWhite ACP  | 0,70 $\pm$ 0,23  | 0,79 $\pm$ 0,41 |
|               | ZOOM NiteWhite ACP | 0,27 $\pm$ 0,77  | 0,61 $\pm$ 0,45 |

$\Delta a$  (kırmızı/yeşil aksındaki değişim), negatif  $\Delta a$  değerleri rengin yeşile kaydığını bildirirken, pozitif  $\Delta a$  değerleri rengin kırmızıya kaydığını bildirir. Bu çalışmada yalnızca yeşil aksa kayan grubun Shofu Blok HC materyali için %22’lik karbamid peroksit uygulanan örnekler olduğu tespit edilmiştir.

Çalışmada oluşturulan grupların cila ve beyazlatma sistemlerinin uygulamasının arkasından oluşan renk değişim ( $\Delta b$ ) değerleri Tablo 14’de verilmiştir.

**Tablo 14.** Renk değişim değerleri ( $\Delta b$ ) (Ortalama  $\pm$  Std. Sapma)

|               | $\Delta b$         | Glaze            | Sof-Lex XT Disk  |
|---------------|--------------------|------------------|------------------|
| Shofu Blok HC | ZOOM DayWhite ACP  | -1,58 $\pm$ 1,05 | -1,64 $\pm$ 0,71 |
|               | ZOOM NiteWhite ACP | -1,13 $\pm$ 0,88 | -2,64 $\pm$ 0,56 |
| CERASMART     | ZOOM DayWhite ACP  | -3,60 $\pm$ 0,94 | -3,86 $\pm$ 0,76 |
|               | ZOOM NiteWhite ACP | -2,36 $\pm$ 5,78 | -3,88 $\pm$ 1,23 |

$\Delta b$  (sarı/mavi aksındaki değişim), pozitif  $\Delta b$  değerleri rengin sarıya kaydığını, negatif  $\Delta b$  değerleri ise rengin maviye doğru kaydığını bildirir. Çalışmamızda tüm değerler negatif olarak elde edildiği için örneklerin renginin, uygulanan cila materyali farketmeksizin, beyazlatma ajanı uygulamasından sonra mavi aksa doğru kaydığı tespit edilmiştir.

## 7. TARTIŞMA

CAD/CAM teknolojisi diş hekimliği kullanımında ciddi katkılarda bulunmuş ve dental restorasyonların üretiminde geleneksel tekniklerin yerini almaya başlamıştır. Diş hekimliğinde CAD/CAM teknolojisinin kullanılmasıyla protez üretimlerinin kalite standardizasyonu sağlanmış olup dental protezlerin kalitesi önemli ölçüde iyileşmiştir. Yeni materyallerin piyasaya sürülmesiyle malzeme skalası iyice genişlemiş, ayrıca materyallerin işlenebilirliği ve uyumlanabilirliği artmış, estetik ve mekanik özellikleri gelişmiştir (272-276). CAD/CAM teknolojisinin rutinde kullanımının sağlanmasıyla, üretim miktarı sayısı da ciddi düzeyde artmış ve dental laboratuvarların modern bilgisayarlı üretim merkezlerine dönüşüm oranında artmıştır. CAD/CAM sistemi yüksek performanslı seramikler ve titanyum gibi malzemelerin yüksek hassasiyetle işlenmesini mümkün kılmıştır. Zirkonya oksit seramiğin stabilite değeri, bu malzemenin daimi protezler için metal alt yapılara alternatif olarak kullanılmasına izin vermektedir (275). Uzun süreli geçici protezlerin üretimi, bilgisayarda sanal bir wax kullanılması sonucunda daha hızlı, daha kolay hale gelmiştir. CAD/CAM sistemiyle üretilen restorasyonların formlarında değişiklik yapılabilmek hastanın klinik karar aşamasında restorasyonlar için işlevsel ve estetik tatmin sağlanır. CAD/CAM teknolojisinin bazı dezavantajları mevcuttur. Bu dezavantajlardan biri CAD/CAM sisteminin makinelerine yönelik yüksek mali yatırımdır. CAD/CAM teknolojisinin maliyeti bazı laboratuvarların bütçesini aşabilir. CAD/CAM teknolojisinin bir başka dezavantajı ise CAD/CAM cihaz markalarının uygulamaları, yazılım ve üretim prosedürleri nedeniyle sınırlı olmasıdır. Hekim ve teknisyen için kullanım ve uygulama eğitimi gerektirir. Bu yeni yöntemlerin tüm faydalarına rağmen, diş hekiminin çalışma alışkanlıkları CAD/CAM ve freze teknolojisi yöntemlerine uyarlanmalıdır. Örneğin 360 derece shoulder veya chamfer preparasyonu, CAD/CAM tarafından üretilen tüm seramik restorasyonlar için uygun marjinal formlar olarak kabul edilir (45, 274, 277-281). CAD/CAM sistemlerde en küçük frezin çapı, birçok farklı markanın cihazlarında 1 mm'dir, bu nedenle 1 mm'den küçük yapılar tam olarak frezelenemez ve bu yüzden restorasyonda minimal de olsa hata oluşabilir.

Bu çalışmanın amacı, bilgisayar destekli tasarım ve bilgisayar destekli üretim (CAD/CAM) sisteminde kullanılan blokların farklı bitirme ve cila işlemleri (glaze ya da 4 aşamalı Sof-Lex XT disk) ile bitirilmesinin ve arkasından farklı konsantrasyonlarda ve içeriklerde beyazlatma ajanları (%14 hidrojen peroksit ve %22 karbamid peroksit) uygulanmasının materyalin renk ve yüzey özellikleri üzerine etkilerini incelemektir. Çalışmamızın sonuçlarına göre; Shofu Blok HC CAD/CAM materyali için başlangıç zaman

diliminde Sof-Lex XT uygulanan örneklerin yüzey pürüzlülük değerleri glaze uygulanan örneklerden daha düşük bulunmuştur. Cerasmart için ise başlangıç zaman diliminde Sof-Lex XT ve glaze uygulanan örneklerin yüzey pürüzlülük değerleri benzerdir. Shofu Blok HC CAD/CAM materyali için örneklerin bitiminin Sof-Lex XT ile yapılması ve arkasından ZOOM DayWhite ACP uygulaması durumunda yüzey pürüzlülük değerleri artarken, glaze ile bitirilmesi ve arkasından ZOOM DayWhite ACP uygulaması ile yüzey pürüzlülük değerleri azalmıştır. Shofu Blok HC CAD/CAM materyali için örneklerin bitiminin Sof-Lex XT ile yapılması ve arkasından ZOOM NiteWhite ACP uygulaması durumunda yüzey pürüzlülük değerleri artarken, glaze ile bitirilmesi ve arkasından ZOOM NiteWhite ACP uygulaması ile yüzey pürüzlülük değerleri değişmemiştir. Cerasmart için örneklerin bitim işleminin Sof-Lex XT disk ile ya da glaze ile yapılması durumu farketmeksizin ZOOM DayWhite ACP uygulaması materyalin yüzey pürüzlülük değerlerini arttırmıştır. Yine aynı materyal Cerasmart için örneklerin glaze ile bitirilip arkasından ZOOM NiteWhite ACP uygulaması ile yüzey pürüzlülük değerleri artarken, Sof-Lex XT disk uygulanıp arkasından ZOOM NiteWhite ACP uygulaması ile materyalin yüzey pürüzlülüğü değişmemiştir.

Bu çalışma için oluşturulan hipotezler; “İki farklı rezin içerikli CAD/CAM materyalinin bitim işleminin glaze veya 4 aşamalı diskler ile tamamlanması ve arkasından bu materyaller üzerine iki farklı beyazlatma tekniği (farklı konsantrasyonlarda %14 hidrojen peroksit ya da %22 karbamid peroksit) ile beyazlatma işleminin uygulanması materyallerin yüzey pürüzlülükleri (Ra ve Rz) üzerinde değişiklik oluşturmaz” ve “İki farklı rezin içerikli CAD/CAM materyalinin bitim işleminin glaze veya 4 aşamalı diskler ile tamamlanması ve arkasından bu materyaller üzerine iki farklı beyazlatma tekniği (farklı konsantrasyonlarda %14 hidrojen peroksit ya da %22 karbamid peroksit) ile beyazlatma işleminin uygulanması materyallerin renk özellikleri üzerinde değişiklik oluşturmaz” reddedilmiştir.

Lima ve arkadaşlarının (282) yaptığı bir çalışmada iki farklı kompozit (Filtek Z250 ve Filtek Supreme) ile hazırlanan örneklere iki farklı polisaj tekniği ile bitim prosedürü gerçekleştirilmiş ve arkasından hazırlanan bu numunelere iki farklı beyazlatma ajanı farklı sürelerde uygulanmıştır. Örnekler bizim çalışmamızda olduğu gibi yapay tükürkte bekletilmiştir. Polisaj prosedürleri Jiff sistemi, Jiff polisaj lastikleri, Jiffy fırçası ve Sof-Lex çok aşamalı disk sistemleri ile yapılmış ve yüzey pürüzlülük değerleri ölçülmüştür. Beyazlatma ajanları; %6 konsantrasyonunda hidrojen peroksit 14 gün boyunca günde 2 saat ve %35 konsantrasyonunda hidrojen peroksit 7 gün arayla olmak üzere iki defaya mahsus olmak üzere, her seans 45 dakika olacak şekilde uygulanmıştır. Araştırmacılar, bitim ve cila işlemlerinin örneklerin yüzey pürüzlülüğünü azalttığını, ancak bitim ve cila işlemlerinden

sonra beyazlatma işlemi uygulamasının örneklerin yüzey özellikleri üzerinde etki oluşturduğunu ifade etmişlerdir. Özellikle, Sof-Lex XT ile bitim ve cila işlemleri yapılmış olan grupların yüzey pürüzlülük değerleri Jiffy sistemi uygulanan gruplara kıyasla daha yüksek bulunmuş ve bu farklılığın istatistiksel olarak anlamlılık oluşturduğu ifade edilmiştir. Jiffy sistemi ile polisaj işlemi yapılan örneklerin beyazlatma işlemlerinin, örneklerin yüzey pürüzlülüğünde istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık oluşturmadıkları gösterilmiştir. Araştırmacılar sonuç olarak, kompozitlerin bitirme ve cila aşamasında uygulanan sistemlerin materyallerin beyazlatmaya karşı oluşturacakları direnç üzerinde etkisinin olduğunu ifade etmişlerdir. Biz de bu çalışmayla aynı fikirde olarak, CAD/CAM sistemler için de kompozitlerde olduğu gibi bitirme ve cila işlem aşamasının önemli bir aşama olduğu ve sadece cila sistemi değil CAD/CAM materyallerinin içeriğinde beyazlatma maddelerinin etkinliği üzerinde etkili olabileceği kanısındayız.

Moraes ve arkadaşları (283) yaptıkları çalışmada, %10 ve %35 karbamid peroksit içerikli beyazlatma ajanlarının mine, feldspatik porselen, mikrofil ve mikrohibrit kompozit resin materyallerinin yüzey özellikleri üzerinde oluşturduğu etkiyi incelemişlerdir. Araştırmacılar, %35 karbamid peroksit ile beyazlatma işleminin mikrohibrit kompozit resin yüzeyinde çalışmada kullanılan diğer materyallerden daha yüksek yüzey pürüzlülük değerlerine neden olduğunu, ancak mikrofil kompozit resinin yüzey pürüzlülüğünde anlamlı bir değişikliğe neden olmadığını bildirmiştir. Çalışmada ayrıca, %10 karbamid peroksit uygulamasından sonra ise hem mikrofil kompozit yüzeyinde hem de mikrohibrit kompozit resin yüzeyinde yüzey pürüzlülüğü açısından anlamlı bir değişiklik oluşturmadığı ifade edilmiştir (283).

Cengiz ve arkadaşlarının (284) yaptığı bir çalışmada, 5 farklı kompozit materyaline (Reflexions XLS, Grandio, Gradia Direct, Clearfil Majesty Esthetic, Ceram-X Mono) iki farklı beyazlatma ajanı [hidrojen peroksit (%10) ve karbamid peroksit (%10)] uygulanmış ve bu uygulamanın materyallerin yüzey pürüzlülükleri üzerindeki etkileri bir profilometre ve taramalı elektron mikroskobu (SEM) aracılığı ile 14. günün sonunda incelenmiştir. Örnekler kontrol grubu dahil olmak üzere üç gruba ayrılmıştır, örneklerin bitim ve cila işlemi Sof-Lex çok aşamalı disk ile gerçekleştirilmiştir. Hidrojen peroksit ajanı günde 60 dakika uygulanırken, karbamid peroksit ajanı günde 8 saat boyunca uygulanmıştır. Ra değeri Ceram-X Mono örnekleri hariç diğer tüm gruplarda kritik 0,2 µm değerini aşmıştır, ancak gruplar arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık bulunmamıştır. Ancak SEM görüntülerine göre hidrojen peroksit uygulanan örneklerin yüzey değişikliklerinin, karbamid peroksit uygulanan örneklerin yüzey değişikliklerine kıyasla daha fazla olduğu tespit

edilmiştir. Bizim çalışmamızda gruplar arasında yüzey pürüzlülüklerinde anlamlı farklılıkların oluşmasının nedeni hidrojen peroksit ve karbamid peroksit ajanlarının konsantrasyon oranlarının farklı olması olabilir. Cengiz ve arkadaşları (285) Bis-GMA bazlı materyallerde beyazlatma ajanlarını uyguladıktan sonra materyallerin yüzey pürüzlülüğünün artmasının nedeninin Bis-GMA bazlı materyallerin en üst yüzey tabakasının kimyasal bütünlüğünün bozulması ile ilişkili olabileceğini ifade etmişlerdir. Rosentrit ve arkadaşları (286) materyallerin beyazlatma ajanlarının oluşturacağı bozulmaya karşı direncinin artırılması yolunun, materyalin içeriğindeki doldurucu miktarının artırılması olduğunu bildirmişlerdir. Buna karşı bir hipotezde, Ferricane ve arkadaşları (287) kompozit formülasyonunda doldurucu partikül hacminin artırılmasının kompozit dönüşüm oranının azalmasına neden olacağını, bu durumun materyalin sertlik özelliklerinin azaltacağını ve bu yüzden kimyasal ajana maruz kalan materyalin üst tabakasının yıkıma daha açık hale geleceğini ifade etmişlerdir. Bizim çalışmamızda kullanılan materyallerin seramik bazlı olması nedeniyle beyazlatma ajanlarının oluşturabileceği yıkıma karşı daha dirençli olması, yüzey özelliklerinin korunmasına katkıda bulunmuş olabilir.

Polydorou ve arkadaşlarının (213) yaptığı çalışmada altı farklı estetik restoratif materyal üzerinde ev tipi ve ofis tipi beyazlatma ajanlarının etkilerini incelemişlerdir. Hibrit kompozit, akışkan kompozit, mikrohibrit kompozit, nanofil kompozit, ormoser ve CAD/CAM seramik ürünleri çalışmaya dahil edilmiştir. Çalışmada beyazlatıcı ajan olarak %38 hidrojen peroksit ve %15 karbamid peroksit içeren beyazlatma ajanları kullanılmıştır. Araştırmacılar, beyazlatma ajanlarının estetik restoratif malzemeler üzerindeki etkilerinin beyazlatma ajanlarının içeriğine ve uygulama sürelerine bağlı olarak değiştiğini ve bu etkilerinin beyazlatma işleminden önce restoratif malzemelerin cilalanarak azaltılabileceğini ifade etmişlerdir. Literatürde, beyazlatma ajanlarının diş rengi restoratif materyaller üzerinde yüksek büyütme mikroskoplarında değişimlerin gözlenebileceğini, bu etkinin materyale ve beyazlatma ajanının uygulama süresine bağlı olduğunu bildirilmiştir (288). Ayrıca, yüksek konsantrasyonda ofis beyazlatmasının seramik yüzeylerinde minör etki oluşturabileceğini ifade etmişlerdir. Araştırmacılar, beyazlatma ajanlarının restoratif materyaller üzerinde yüksek büyütme belirlenebilen bu yüzey değişikliklerinin klinik etkisinin tespitinin çok net olmadığını da ifade etmişlerdir. Çoğu klinik çalışmada beyazlatma ajanlarının diş rengi restoratif materyallerin yüzey yapısında (texture) oluşturabileceği potansiyel etkilerin, beyazlatma işleminden önce restoratif materyallerin yüzeylerinin repolisajı ile azaltılabileceği bildirilmiştir. Dolayısıyla, ağız içerisindeki var olan restorasyonların beyazlatma işleminden önce cilalanması gerekli olabilir (288).

Wattanapayungkul ve Yap (289) yaptıkları çalışmada oksidize eden beyazlatma ajanlarının restoratif materyaller ve dişler üzerindeki etkilerini incelemişlerdir. Beyazlatma ajanı olarak %35 hidrojen peroksit (Opalesence Xtra) ve %35 karbamid peroksit (Opalesence Quick) kullanılmıştır. Spectrum TPH, Dyract AP, Reactmer and Fuji II LC çalışmada incelenen restoratif materyallerdir. Araştırmacılar, ofis tipi beyazlatma işleminin kompozitlerin, kompozitlerin, giomerlerin ve rezin ile modifiye cam iyonomer materyallerin yüzeyleri üzerinde herhangi bir olumsuz etki oluşturmadığını tespit etmişlerdir. Silva ve arkadaşları (257) yaptığı çalışmada sodyum perkarbonat ve hidrojen peroksitin amalgam, anterior kompozit, posterior kompozit, cam iyonomer ve porselen üzerine etkilerini incelemişlerdir. Araştırmacılar, beyazlatılacak olan dişlerde mevcut olan eski restorasyonların beyazlatma uygulamasından olumsuz yönde etkilenmeyeceğini bildirmişlerdir (257). Lopes ve arkadaşları (290) insan dişi minesini üzerinde %10 karbamid peroksit, oksijensiz beyazlatma jeli (O<sub>2</sub> free), %3 hidrojen peroksit, %7 oranında ürenin etkilerini SEM ile incelemişlerdir. Araştırmacılar, ev tipi %10 karbamid peroksit ve oksijensiz beyazlatma jelinin (Hi-Lite II) kullanımının insan dişi minesinin yüzey morfolojisinde istatistiksel olarak anlamlı bir değişiklik oluşturmadığını bildirmişlerdir.

Mohsen'in yaptığı çalışmada (284) beyazlatma ajanlarının seramometal dental alaşımların yüzey topografyaları üzerine oluşturduğu etkileri incelemiştir. Üç tip seramometal alaşım ve iki farklı konsantrasyonda karbamid peroksit beyazlatma ajanı çalışmada kullanılmıştır. Seramometal alaşım örnekleri üzerinde beyazlatma işlemi dışında herhangi bir restorasyon işlemi uygulanmamıştır. Çalışmanın sonucunda, karbamid peroksit konsantrasyonunun artması materyallerin yüzey pürüzlülük değerlerinde artışa neden olduğu bildirilmiştir. Bizim çalışmamızda bitim ve cila işlemleri Sof-Lex XT çok aşamalı diskleri uygulanan Cerasmart CAD/CAM blok örneklerinde %22 konsantrasyonunda karbamid peroksit uygulaması, %14 konsantrasyondaki hidrojen peroksit uygulamasından daha fazla yüzey pürüzlülüğü oluşmuştur ancak bu değerler birbirine çok yakındır. Shofu Blok HC CAD/CAM blok örnekleri için ise Sof-Lex XT ile bitim ve cila işleminin arkasından uygulanan %14 hidrojen peroksit uygulaması, %22 konsantrasyonunda karbamid peroksit uygulamasından daha fazla yüzey pürüzlülüğüne neden olmuştur. Ancak, Shofu Blok HC CAD/CAM blok kesitleri için bitim ve cila işlemlerinin Optiglaze Color Clear tek aşamalı yöntemle yapıldığı durumda %22'lik karbamid peroksit uygulaması daha yüksek yüzey pürüzlülüğüne neden olurken, Cerasmart CAD/CAM blok kesitleri içinde benzer şekilde %22'lik karbamid peroksit uygulaması %14'lük hidrojen peroksit uygulamasından yüksek pürüzlülüğe neden olmuştur. Bu durumda bitim ve cila işlemlerinin farklılıklarının,

beyazlatma ajanlarının yüzey özelliklerini üzerindeki etkilerini değiştirebileceğini söyleyebiliriz. Bu çalışmanın sınırları içerisinde; glaze uygulanan hem Shofu Blok HC hem de Cerasmart örneklerinde %22 karbamid peroksit daha yüksek yüzey pürüzlülük değerleri oluştururken, Sof-Lex XT disk uygulanan materyaller için %14 hidrojen peroksit uygulaması daha yüksek yüzey pürüzlülük değerleri oluşturmuştur sonucuna da varılabilir. Bitim ve cila işlemlerinin Sof-Lex XT veya glaze ile tamamlanması durumunda farklı konsantrasyonlardaki beyazlatma ajanlarının bu yüzeyler üzerindeki etkinlikleri farklılık oluşturulabilir sonucuna varılabilir.

Ourique ve arkadaşları (152), farklı ev tipi beyazlatma işlemi periyotlarının dental seramiklerin yüzey pürüzlülüğü üzerindeki etkisini incelemişlerdir. Çalışmada hazırlanan tüm örneklerin beyazlatma işleminden önce yüzey pürüzlülük değerlerinin ölçümü yapılmıştır. IPS Classic ve IPS d.Sign seramik örneklerine 21 gün boyunca günde 6 saat süresince %10 veya %16 konsantrasyonunda karbamid peroksit ile beyazlatma işlemi yapılmıştır. 18., 42., 84. ve 126. saatlerde yüzey pürüzlülük değerlerinin ölçümü yapılmıştır. Çalışmada beyazlatma aralıkları ve beyazlatma işlemlerinden bağımsız olarak beyazlatma işlemi görmemiş ve beyazlatılmış seramik yüzeyler arasında yüzey pürüzlülüğü açısından istatistiksel olarak anlamlı farklılık gözlenmemiştir. Bu durumdan dolayı ev tipi beyazlatma işleminin seramik yüzeyler üzerinde herhangi bir değişiklik oluşturmadığı ifade edilmiştir. Bizim çalışmamızda ise iki farklı yapıdaki ev tipi beyazlatma ajanlarının uygulama süresi, ajan konsantrasyonu ve tipinin farklı olması durumunda, rezin içerikli CAD/CAM materyallerin yüzey özelliklerinde değişiklik oluşturduğu bulunmuştur. Bunun nedeni, Ourique ve arkadaşlarının çalışmasından farklı olarak bizim çalışmamızda full-seramik örnek yerine rezin içerikli seramik kullanmış olmamız etkili olmuş olabilir. Ayrıca iki çalışmada beyazlatma ajan uygulama sürelerinde çok farklı olması bu sonuç üzerinde etkili olmuş olabilir. Bu durumda beyazlatma ajanlarının restoratif materyaller üzerinde oluşturabileceği yıkım seramik bazlı materyaller ve rezin içerikli materyaller için çok farklı olabilir ya da seramik materyaller rezin içerikli materyallerden beyazlatma ajanının oluşturacağı yıkıma karşı daha dayanıklıdır sonucuna varılabilir.

Flury ve arkadaşları (291) yapmış oldukları çalışmada farklı polisaj tekniklerinin, farklı CAD/CAM seramik materyaller üzerindeki etkilerini incelemişlerdir. VITABLOCS MARK II ve IPS Empress CAD çalışmada kullanılan CAD/CAM seramik materyalleridir. Glaze tek aşamalı polisaj tekniği deneyde kontrol grubu olarak kullanılmıştır. EVE Diacera W11DC-Seti, JOTA 9812-Seti, OptraFine-System, Sof-Lex XT 2382 diskleri ve Brownie/Greenie/Occlubrush polisaj lastikleri olmak üzere beş farklı teknik çalışmaya dahil

edilmiştir. Örneklerin yüzey özellikleri Ra ve Rz parametreleri incelenerek değerlendirilmiştir. Temsili örneklerde SEM ile kalitatif yüzey değerlendirilmesi yapılmıştır. Araştırmacılar, VITABLOCS MARK II ve IPS Empress örneklerin bitim ve cila işleminin Sof-Lex XT diskler ile yapıldığı durumda en pürüzsüz yüzeylerin elde edildiğini ifade etmişlerdir. VITABLOCS MARK II'de Sof-Lex XT disklerin uygulandıkları yüzeylerde glaze ile oluşturulan yüzeylerden daha düşük Ra değerleri ölçülmüştür, ancak diğer polisaj sistemleri glazeli yüzeylerden daha yüksek Ra değerlerine neden olmuşlardır. Araştırmacılar, IPS Empress CAD'de ise Sof-Lex XT diskler ve JOTA seti ile oluşturulan yüzeylerin Ra değerlerinin glaze uygulanan yüzeylerden daha düşük olduğunu, diğer polisaj teknikleri ile glazeli yüzeylerin Ra değerlerinin eşdeğer olduğunu bildirmiştir. Bizim çalışmamızda Sof-Lex XT disk ile bitim ve cila işlemi yapılan örneklerin Ra değerleri, glaze ile bitim ve cila işlemi yapılan örneklerin Ra değerlerinden daha düşük bulunmuştur. Bu durumda Sof-Lex XT ile yapılan bitim ve cila işlemleri kompozit rezin içerikli CAD/CAM materyalleri için de etkilidir sonucuna varılabilir.

Tholt ve arkadaşları (236) yaptıkları çalışmada üç farklı seramik malzemenin bitim ve cila işlemleri uygulandıktan sonraki yüzey özelliklerini değerlendirmişlerdir. Araştırmacılar Vitadur Alpha, IPS Empress 2, AllCeram materyallerini çalışmalarına dahil etmişlerdir. Bu çalışmada materyallerin bitim ve cila işlemleri beş farklı sistem ile gerçekleştirilmiş ve yüzey özellikleri AFM ile incelenmiştir. Bu beş farklı bitim ve cila işlemleri; sadece glaze ile polisaj uygulaması, glaze sonrasında kumlama daha sonra Eve sistemi ile polisaj uygulaması, glaze arkasından kumlama daha sonra Identoflex sistemi ile polisaj uygulaması, glaze arkasından Identoflex ile polisaj uygulaması, glaze arkasından kumlama ve daha sonra Shofu kit ile polisaj uygulamasıdır. Sadece glaze uygulaması kontrol grubu olarak değerlendirilmiştir. Diğer gruplarda klinikte yeniden yapılan polisaj işlemi ile benzer etki oluşturmak amacıyla glaze işleminden sonra kumlama işlemi yapılmış ve arkasından farklı polisaj sistemleri uygulanmıştır. Araştırmacılar ayrıca yüzey incelemesinde kullanılan yöntemler olan AFM ve profilometre ölçüm sonuçları arasında bir korelasyon olup olmadığını araştırmışlardır. Araştırmacılar, AFM ve profilometre ölçüm sonuçları arasında bir korelasyon bulunmadığını, profilometre sonuçlarına göre final (ikincil) olarak cilalanan yüzeylerin ölçüm sonuçlarının başlangıç ölçümleri ile anlamlı bir farklılık oluşturmadığını belirlemişlerdir. Diğer bir yandan ise AFM ile ikincil olarak yapılan cila sistemlerinin glaze ile oluşturulan başlangıç yüzeylerinden daha pürüzsüz bir yüzey oluşturmadığını ifade etmişlerdir. Araştırmacılar üç farklı markaya ait seramik materyalleri üzerinde farklı cila prosedürlerinin farklı sonuçlar oluşturduğunu bildirmişlerdir. Araştırmacılar, seramik

restorasyonları ağız içinde yerleştirilmesinden sonra özellikle Vitadur Alpha seramik için ikincil ciladan sakınılması gerektiğini bildirmişlerdir. Bizim çalışmamızda da Tholt ve arkadaşlarının çalışmasında olduğu gibi, farklı bitim ve cila işlemleri, iki farklı kompozit rezin içerikli CAD/CAM materyal yüzeyinde farklı etkiler oluşturmuştur. Sethi ve arkadaşları (292) otoglazeli seramik yüzeyi, chair-side olarak cilalanmış bir seramik yüzeyi ve yeniden glaze yapılan bir seramik yüzeyi kıyasladıkları çalışmada seramik materyal olarak VITA VMK94 ve IVOCLAR CLASSIC seramik kullanmışlardır. Shofu porselen polisaj seti, White gloss disk/parlatma diski, elmas parlatma pastası ile silikon koni biçimli frez, pomza ile küçük tekerlek biçimli frez chair-side cilalama sistemleri çalışmada kullanılan seramik yüzey bitim/cila sistemleridir. Örneklerin yüzey pürüzlülük ölçümleri bir profilometre ve taramalı elektron mikroskobu kullanılarak yapılmıştır. Çalışmada hazırlanan örneklerin yeniden verniklenen (reglazed) yüzeylerle chair-side cilalama yöntemleri uygulanan yüzeylerin yüzey pürüzlülükleri arasında hem niceliksel hem de niteliksel olarak istatistiksel anlamlı bir farklılık olmadığı ifade edilmiştir. Hem yeniden verniklenen yüzeylerle hem de chair-side cilalama yöntemleriyle hazırlanan örneklerin yüzeylerinin yüzey pürüzlülük değerleri otoglazeli yüzeylerden daha iyi olduğu bildirilmiştir. Bizim çalışmamızda ise glaze uygulanan yüzeylerle chair-side cilalama yöntemiyle hazırlanan örnek yüzeylerinin yüzey pürüzlülük değerleri arasında anlamlı farklılıklar bulunmuştur. Bizim kullandığımız materyallerin inertliğinin seramik materyallere kıyasla daha az olması, rezin içerikli kompozit CAD/CAM materyallerinde cilalama tekniklerinin etkisini etkiliyor olabilir.

Genel olarak, geleneksel seramik estetik restorasyonlar için yayınlanmış çalışmalar bu malzemelerin yüksek kırılma dayanımı ve düşük malzeme aşınma özellikleri bulunduğunu ifade etmiştir (293, 294). Bazı çalışmalar, seramiklerin düşük aşınma özellikleri nedeniyle, karşıt dentisyon üzerinde potansiyel bir aşındırıcı etkisinin olduğunu tespit etmiştir (49, 295-297). Üreticiler dayanıklılık ve renk stabilitesi gibi seramiklerin avantajlı özelliklerini, kompozit rezinlerin gelişmiş bükülme ve düşük aşındırıcılık gibi özellikleriyle birleştirerek, chair-side CAD/CAM sistemleri için yeni formülasyonlar geliştirmiştir ve geliştirmeye de devam etmektedir (298, 299). Rezin içerikli blokların frezelenme işlemi daha kolaydır, çünkü mikrosertlik testleri kompozit rezin malzemelerin sertlik değerlerinin cam seramik malzemelerden daha düşük olduğunu göstermiştir (74). Kompozit içerikli CAD/CAM hibrit malzemelerin posterior bölgede uzun, çok üyeli köprüler için kullanımı ise uygun değildir. Polimer içeren malzemeler yüksek başlangıç dayanım sağlayamasa da, nispeten elastik davranışı mekanik yorulma sırasında meydana gelen çatlak ilerlemesini önlemeye yardımcı

olabilir. Polimer içeren malzemelerin kırılma dayanımının araştırılması, kırılma davranışının daha iyi anlaşılmasına yardımcı olabilir. Polimer bazlı malzemeler daha az kırılğan ve daha fazla esnek olma eğilimindedirler. Polimer bazlı malzemeler eğilme testinde seramik malzemelerden daha iyi sonuçlar gösterir Buna karşılık, seramik malzemeler nispeten yüksek eğilme dayanımı ve eğilme katsayısına sahiptir. Seramik ve kompozit rezinlerin kombinasyonu, kompozit rezin malzemelere göre daha az esnek ve daha kırılğandır. Polimer bazlı malzemeler ile seramik malzemeler arasındaki elastik özellikteki bu farklılık, tam seramik materyallerin kırılğan yapısını azaltmaya yardımcı olan rezin bileşenin yapıya eklenmesi ile giderilmeye çalışılmaktadır. Daha yüksek esneklik modülüne sahip bir malzeme, kalıcı olarak deforme olmadan ve/veya başarısız olmadan önce daha fazla enerji emebilir. Esnek bir restorasyon materyalinin klinik avantajları net görünsede esnek bir restoratif materyalin istenmeyen etkilere neden olabileceği durumlar da öngörülebilir. Örneğin, esnek bir restorasyonun marjinlerinin tekrarlanan elastik deformasyonu, tekrarlayan bozulma ile marjinlerde mikrosızıntıya ve daha sonra klinik problemlere yol açabilir. Esnek restoratif materyallerin kenar adaptasyon araştırmalarının daha sık yapılması klinik için yararlı bilgiler verebilir (76).

Yoshihara ve arkadaşları (300) kompozit rezin içerkli CAD/CAM bloklar üzerinde kumlama işleminin yüzey topografyası üzerinde oluşturduğu etkiyi inceledikleri çalışmalarında beş farklı kompozit CAD/CAM bloğu (Cerasmart, Shofu, Katana Avencia, KZR-CAD HR, Lava Ultimate) kullanmışlardır. Bu blokların yapısal ve kimyasal bileşimlerini X-ışını difraksiyonu (XRD), enerji dispersiyon spektroskopisi (EDS), taramalı elektron mikroskobu (SEM) ve taramalı transmisyon elektron mikroskobu kullanarak korelasyonla araştırmışlardır. Araştırmacılar çalışmada kullandıkları tüm materyallerin farklı bir ultra yapı ortaya koyduğunu, kumlama işleminin yüzey pürüzlülüğünü arttırdığını bildirmişlerdir. Araştırmacılar kumlamanın kompozit CAD/CAM bloklarda sadece düzensiz bir yüzey değil, aynı zamanda yüzey ve yüzeyaltı çatlaklar da ürettiğini, bu nedenle kompozit CAD/CAM blokların düşük basınçla kumlanması gerektiğini ifade etmişlerdir. Bizim çalışmamızda kumlama işlemi Optiglaze Color'ın üretici firma önerileri gereğince materyallere uygulanmıştır. Çalışmamızda Shofu Blok HC CAD/CAM materyali için başlangıç zaman diliminde Sof-Lex XT uygulanan örneklerin yüzey pürüzlülük değerleri glaze uygulanan örneklerden daha düşük bulunmuştur. Sof-Lex XT ile hazırlanan örneklerden yüzey pürüzlülüğünün daha düşük değerlerde elde edilmesinin sebebi zımparalı düz yüzeylere direkt olarak ultra ince grenli Sof-Lex XT disklerin uygulanmış olması olabilir. Sonuçta kumlama işlemi materyalin yüzeyinin tamamında makro büyüklükte

pürüzlü alanlar oluşturur. Bu makro pürüzlü yüzeyin glaze ile kapatılması da CAD/CAM kesitinin yüzeyinde pürüzssüz dalgalı alanlar oluşturmuş olabilir. Shofu Blok HC CAD/CAM materyali için glaze adhezyonunu arttırmak için yapılan kumlama işleminin materyalde hem yüzeyel olarak hem de derinlik olarak pürüzlü alanlar oluşturduğu da söylenebilir. Eğilmez ve arkadaşları (291) hibrit CAD/CAM blokların farklı markalarının ve farklı renk tonlarının materyallerin yüzey pürüzlülük özellikleri üzerindeki farklılıklarını inceledikleri çalışmada Cerasmart, Lava Ultimate, Vita Enamic kullanmışlardır. Cerasmart ve Lava Ultimate materyalleri için A1-HT, A1-LT, A3-LT Vita Enamic materyali için 1M1-HT, 1M1-T, 3M2-T renk tonları kullanılmıştır. Blok materyallerden elde edilen kesitlerin yüzeyleri yalnızca SiC zımpara kağıtları ile bitirilmiştir. Materyallerin yüzey özellikleri taramalı elektron mikroskobu kullanılarak incelenmiştir. Araştırmacılar, materyaller arasında Ra değerlerinde ve renk tonları arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılıklar bulunduğu bildirmiştir. Materyal kalınlıkları arasındaki farklılıklar ise Ra değerlerinde istatistiksel olarak anlamlı farklılığa neden olmamıştır. Ra değerleri en yüksekten en düşüğe markalar için Cerasmart>Vita Enamic>Lava Ultimate, renk tonları için A1-LT/1M1-T, A3-LT/3M2-T, A1-HT/1M1-HT olarak bulunmuştur. Bizim çalışmamızda iki CAD/CAM materyali için de A2-HT renk tonu kullanılmıştır ve yüzey pürüzlülüğü ölçümünde Shofu Blok HC'nin Cerasmart'tan çoğu grupta daha yüksek Ra değerlerine sahip olduğu tespit edilmiştir. Eğilmez ve arkadaşları materyallerin yüzey özelliklerini taramalı elektron mikroskobu ile incelerken biz çalışmamızda profilometre cihazı kullandık. Bizim çalışmamızda Cerasmart'ın yüzey özelliklerinin Shofu Blok HC'den daha düzgün bulunması, ancak Eğilmez ve arkadaşlarının Cerasmart'ın yüzey pürüzlülük değerlerini diğer materyallerden daha yüksek bulmasının sebebi iki çalışma metodolojisindeki ciddi farklılıklar olabilir. Yinede, her iki çalışmanın sonuçlarına göre de hibrit materyallerin üretici firma farklılıkları ya da içerik farklılıkları ile bitim ve cila işlemleri farklılıkları materyallerin nihai yüzey morfoloji özellikleri üzerinde etkili olabilir.

Koizumi ve arkadaşları (301) farklı doldurucu içeriği ve özelliklere sahip CAD/CAM kompozit blokların yüzey sertlik ve yüzey pürüzlülük özelliklerini incelemişlerdir. Örneklerin bitim işlemleri 1000, 1500, 2000 gritlik SiC zımpara kağıtları, keçe ve monokristalin elmas süspansiyon ile yapılmıştır. Çalışmada kullanılan materyaller doldurucu içeriğine göre yüksekten düşüğe göre Vita Enamic>Lava Ultimate>Gradia Block>Cerasmart>Katana Avencia blok, Shofu Blok HC olarak tespit edilmiştir. Araştırmacılar, Katana Avencia blok ve Shofu Blok HC blokların dolduru içeriklerinin ağırlıkça ve hacimce oranlarının benzer olmasına rağmen yüzey sertlik değerlerinin farklı

olduğunu bildirmişlerdir. Araştırmacılar, materyallerin yüzey sertliğinin sadece doldurucu oranı ile değil aynı zamanda doldurucu boyutu, doldurucu formu ve polimer matriks içeriğinden de etkilenebileceğini ifade etmişlerdir. Çalışmada, hacimsel veya ağırlıkça doldurucu içeriği Shofu Blok HC'den yüksek olan Cerasmart'ın sertlik değerleri Shofu Blok HC'den anlamlı olarak düşük bulunmuştur. Bu durumun nedeni, Shofu Blok HC'nin içeriğinde zirkonya parçacıklar bulunuyor olması olabilir. Araştırmacıların yaptıkları yüzey pürüzlülük ölçümlerinin sonucuna göre Cerasmart ve Shofu Blok HC bloklar sırasıyla 0,011 ve 0,014 Ra yüzey pürüzlülük değerleri sergilemişlerdir. Shofu Blok HC'nin yüzey sertlik değerlerinin yüksek olması cilalanabilirlik özelliklerini etkiliyor olabilir. Zirkonya parçacıklarının varlığı materyalin aşınmaya karşı yüksek direnç göstermesine neden oluyor olabilirken, cila diskleri üzerindeki alüminyum oksit partiküllerinin sert zirkonya doldurucuyu aşındırmada yetersiz kalması sonucu pürüzlü yüzeyler oluşuyor olabilir. Bu durumda, organik içeriği etkin bir şekilde aşındırabilen alüminyum oksit partikülleri zirkonyayı aşındırmada yetersiz kalarak yüzeyde pürüzlü alanların oluşmasına neden oluyor olabilir. Yani hem materyalin organik içeriği hem inorganik partikül tipi ve büyüklüğü hem de aşındırıcı cila sisteminin parçacık tipi ve büyüklüğü bütün bu sonuçlar üzerinde etkili oluyor olabilir.

Chung yaptığı çalışmada (302) bitim ve cila işlemlerinin rezin kompozitlerin yüzey pürüzlülüğü üzerindeki etkisini incelemiştir. Araştırmacı, kompozitlerin bitim ve cila işlemlerinden bağımsız olarak birbirinden farklı yüzey özellikleri sergilediğini ve yüzey özelliklerinin kompozitin doldurucu içeriğiyle ilişkili olduğunu bildirmiştir. Araştırmacı, 1 µm'nin altındaki Ra değerlerinin dışarıdan göz ile algılanamadığını bildirirken, Jones ve arkadaşları (244) hastaların dilleriyle restorasyonların yüzey pürüzlülüğünü tespit ettikleri eşik değerini 0,25-0,5 mikrometre aralığında olduğunu ve bir hastanın dili tarafından algılayabileceği maksimum olması gereken yüzey pürüzlülük değerinin 0,5 mikrometre olduğunu ifade etmişlerdir.

Yüzey pürüzlülüğü ölçümleri için kontakt profilometre, non-kontakt profilometre yöntemi, basınçlı hava ölçümü, taramalı elektron mikroskopu (SEM) ve atomik kuvvet mikroskopisi (AFM) gibi birkaç farklı teknik kullanılabilir (303). Yüzey pürüzlülüğünün sayısal olarak elde edilen ölçüm değerleri, büyük ölçüde seçilen pürüzlülük parametresine ve kullanılan ölçüm ekipmanına bağlıdır (238).

Restoratif materyallerin klinik başarısını etkileyen ve belirleyen önemli parametrelerden birisi de materyallerin yüzey pürüzlülüğü ölçümüdür. Biyofilm birikimine neden olan yüzey pürüzlülüğü için kritik Ra değeri 0,2 µm olarak bildirilmiştir (15, 304).

Kritik eşik pürüzlülüğü göz önüne alındığında, önceki çalışmalarda yüzey pürüzlülük değerinin sadece ortalama yüzey pürüzlülüğü 0,2 µm'yi aştığı durumlarda klinik olarak önemli etkilere neden olduğunu ortaya koyulmuştur (243, 305). Ancak, bu durum bazı in vitro çalışmalarda gözlemlenememiştir (236, 306). Yapılan bir çalışma, rezin kompozit CAD/CAM malzemelerin asit ortamına maruz kaldığında pürüzlenmeye duyarlı olduğunu göstermiştir. Bu durum, asidik pH'ın polimer matrikslerinde yer alan metakrilat ester bağlarının hidrolizine neden olması ile açıklanmıştır (307). Restorasyonların yüzey pürüzlülüğü, beyazlatma ajanlarına maruz kalma prosedürü ve restoratif materyallerin içeriği ile ilişkili olarak uygulanan beyazlatma işlemi sonrasında artabilir (156, 157). Pürüzlü yüzeyler materyale plak tutunmasına ve renklenmeye neden olarak restorasyonların estetik özelliklerini etkileyen önemli bir yüzey özelliğidir (308, 309). İlâveten, restorasyon yüzeylerinin pürüzsüz olması antagonist dişin minesinin aşınmasını en aza indirmek için de önemlidir (310). Genel olarak pürüzlü bir restorasyon yüzeyinin oral ortamda lekelenmeye daha duyarlı olduğu kabul edilir, çünkü pürüzlü bir yüzeyde pürüzsüz bir yüzeye kıyasla daha fazla yüzey alanı vardır. Pürüzsüz yüzeyler estetik görünümü artırır ve biyofilm oluşumunu ve plak birikimini önler; ayrıca aşınma oranını da düşürebilirler (311). Yüzey pürüzlülüğünü azaltmak ve materyalin yüzeyinde yer alan mikro çatlakların yayılmasını önlemek için glazeleme işlemi de yapılabilir (312). Bazı araştırmacılar, glazeli ve cilalı yüzeylerin yüzey pürüzlülüğü açısından benzer sonuçlar ortaya koyduğunu bildirmişlerdir (313, 314). Cilalama ile elde edilen yüzey pürüzsüzlüğü glazeleme ile elde edilen yüzey pürüzsüzlüğüne eşit ya da daha düşük olabilir. (235, 255). Seramik yüzeyde glazeleme işlemi, sinterleme işlemi sırasında açılan gözenekleri kapatmak, parlak ve pürüzsüz yüzeyler elde etmek için kullanılır (308, 309). İlâveten, laboratuvar işlemleri sırasında materyal içeriğinde oluşan mikro çatlakların ilerlemesine ve bunun sonucunda kırık oluşmasına daha dirençli yüzeyler oluşturur. Ancak, seramiklerin glaze yerine cilalanmasıyla daha doğal bir yüzey parlaklık elde edilebilir (17). Seramiklerin pürüzsüzlük açısından glazeli bir yüzeyle cilalı bir yüzeyi hemen hemen aynı olabilirken aşınma, aşınmaya karşı direnç ve pigmentlerin emilmesi gibi diğer özellikler açısından farklı sonuçlar doğurabilir (308, 309). Cilalı bir yüzeyin daha pürüzsüz olduğunu ve glazeli bir yüzeye göre daha az plak birikimi oluşturduğunu bildiren çalışmalar da vardır (242). Glazeli yüzeyin başlangıç zaman dilimindeki pürüzsüzlüğü cilalı yüzeye göre daha üstün olabilir (254, 315, 316). Sof-Lex XT diskler seramik materyaller üzerinde pürüzsüz yüzeyler üretebilir. Ancak, diskler sert ve düzlemsel formları nedeniyle tüm restorasyonların parlatma işlemi için uygun

olamayabilirler. Kauçuk veya lastik frezler ya da naylon fırçalar seramik yüzeylerinde uygulanabilir ve iyi dayanıklılık özellikleri gösterirler (291).

Beyazlatma maddeleri materyallerin yüzey özellikleri üzerindeki etkisi, beyazlatma maddesine, uygulama süresine ve substratın tipine bağlıdır (213). Hem karbamid peroksit hem de hidrojen peroksit beyazlatma için kullanılırken, özellikleri oldukça farklıdır. Daha yüksek konsantrasyonda aktif hidrojen peroksit kullanıldığı zaman substratlar için daha iyi bir beyazlatıcılık etkinliğinin gözlenmesi beklenebilir (22). Hidrojen peroksit bazlı ürünler çok dengesizdir ve tüm aktif hidrojen peroksitlerini 30 ile 60 dakika içinde serbest bırakır (317, 318). Organik maddenin oksitlenmesi bir dizi ardışık adım içerdiğinden ve gerçekleşmesi zaman aldığından, bir kimyasal reaktifin (hidrojen peroksit) salınımı ile daha hızlı reaksiyon gerçekleşir. Bu nedenle, hidrojen peroksit bazlı ürünlerden hızlı salınan hidrojen peroksitin bir kısmı, dişlerin organik maddesiyle temas etmeden kaybolabilir. Diğer yandan, aktif hidrojen peroksitin kaşık ile verilen karbamid peroksit jellerinde serbest kalması, hidrojen peroksit bazlı ürünlere kıyasla daha yavaştır. Karbamid peroksit bazlı jellerde peroksitin yaklaşık %50'si ilk 2 ile 4 saatte serbest bırakılırken, diğer %50'si sonraki 2 ile 6 saatin üzerinde serbest bırakılır (317, 319). Bu şekilde, karbamid peroksit içerikli beyazlatma ajanlarıyla yavaş salınımdan dolayı substratta oksitlenme için her zaman mevcut hidrojen peroksit olacak ve böylece substratın organik matriksinin daha iyi oksitlenmesi sağlanır. Renk değişimi için beyazlatma jellerinin toplam temas süresi jelin konsantrasyonundan daha önemlidir (320). Karbamid peroksit uygulandıktan sonra hidrojen peroksit ve üre'ye bölünür (karbamid peroksit çözeltisi kararsızdır ve karbamid peroksit substrat ya da tükürük ile temasında 1/3 hidrojen peroksit ve 2/3 üre oranlarında ayrışır) (128). Ev tipi beyazlatma tekniklerinde karbamid peroksit parçalanmasından sonra oluşan hidrojen peroksit konsantrasyonu ofis tipi beyazlatma yöntemlerine göre çok daha düşüktür. Hidrojen peroksit ayrıca oksijene ve suya ayrışırken, üre pH'ı yükselten amonyak ve karbon dioksite dönüşür (321). Bu durumun ek bir avantajı vardır: amonyak ortaya çıkması ile oluşan pH artışı, hidrojen peroksitin serbest radikallere ayrışmasını desteklemektedir (22). Alkali bir ortamda, hidrojen peroksitin serbest radikallere ayrılması, hidrojen peroksitin ayrılma sabiti (pKa) yaklaşık 11.5 olduğu en yüksek olduğu bilinmektedir. pH 9 değerinde, hidrojen peroksit pH 4.4 değerinden 2.7 kat daha fazla ayrışır (322). Beyazlatmanın maksimum etkinliğinin alkalın bir pH altında gerçekleştiği gösterilmiştir. Ortamın pH'sı sadece ayrışma kinetiğini değil, aynı zamanda üretilen yan ürünlerin tipini de etkiler. Asidik bir çözeltide, serbest oksijen radikalleri ve hidroksil anyonları üretilir; alkali bir ortamda ise daha yüksek perhidroksil iyon konsantrasyonu oluşur (323). Üretilen farklı serbest

radikallerin beyazlatma etkinliği üzerinde bir etkisinin olup olmadığı net bir konu değildir. Bu kimyasal ayrışmaların bazı aşamaları restoratif malzemelerin hidrolitik bozunmasını hızlandırabilir (324). Beyazlatma sonrası, mine yüzey morfolojisindeki değişiklikler sonucu adezivlerin yapışma kuvvetinde bir azalma olduğu bildirilmiştir (325-327). Yüzey pürüzlülüğü, malzeme yapışmasının tek belirleyicisi değildir. Gözeneklilik, mikroyapısal kalıntılar ve kütle kusurları gibi diğer özelliklerde pürüzlülüğü etkiler (308). Beyazlatmanın olumsuz etkileri, rezin kompozit, porselen kaplamalar ve ortodontik braketlerin beyazlatılmış mine yüzeylerine yapıştırılmasında klinik olarak kritiktir. Kompozitlerin rezin matriksi, peroksit konsantrasyonu veya tekrarlanan uygulama seanslarının sayısının artmasından dolayı kimyasal olarak bozulmaya uğrayabilir. Zaman zaman beyazlatma işlemine alternatif olarak uygulanan lamina kaplama ve tüm seramik restorasyonlar estetiği geliştirmek için güvenilir prosedürler olmalarına rağmen, dişlerde preparasyonu yapılması gerekliliği nedeniyle konservatif yaklaşımlar değildir (321).

Diş hekimlerinin beyazlatıcı ajanların restoratif materyallerin renk stabilitesi üzerindeki etkilerini bilmeleri önemlidir (134). Restoratif malzemelerin hem organik hem de inorganik fraksiyonlarında, benzer şekilde kategorize edilmiş ürünlerde bile farklı bileşikler bulunduğundan, bu malzemeler aynı işlem karşısında farklı şekilde reaksiyonlar gösterebilir (25, 328). Özellikle ev tipi beyazlatma işlemi sırasında, mevcut restorasyonlar beyazlatma maddelerine maruz kalmaktadır. Restorasyonu olan bireylere, tedavinin başlangıcında, doğal dişlerindeki renk değişikliği nedeniyle, birçok restorasyonun tedavi sonrası renk uyumunun kötü olabileceği bildirilmektedir. Renk uyumunun bozulması, küçük boyutlu kompozit restorasyonlar için genellikle önemsiz olsada, tam kuronların veya kaplamaların veya büyük restorasyonların olduğu dişlerde bu değişim klinik olarak önemli problemlere yol açabilir (257).

Renk skalasındaki bir değişiklik klinik olarak tespit edilebilir. Görsel inceleme ile  $\Delta E$ 'deki değerlerin 3'e eşit veya daha yüksek olduğunda renk değişimi klinik olarak tespit edilebilir (329). Kompozitlerin renk değişimleri incelenirken renk değişimi, kompozitlerin polimerizasyon koşullarından, örneklerin renk ölçümü için kullanılan arka plan fonlarından, ortamın ışığından, renk ölçüm yöntemlerinden, renk ölçüm aletlerinin türü ve gözlem yöntemlerinden etkilenir (330).

Kompozit rezinler, mükemmel mekanik ve fiziksel özellikleri ile diş dokularına iyi bağlanabilmeleri nedeniyle estetik işlemlerde yaygın olarak kullanılırlar. Bununla birlikte, bu malzemelerin bir dezavantajı, yüzey renginin zamanla değişmesidir (331). Resin bazlı kompozitler (RBC'ler) tipik olarak bir metakrilat bazlı resin matriksinden (yaklaşık %25 ile

%30 kütle kısmı), cam veya seramik dolgu maddelerinden (yaklaşık %70 ile %75 kütle kısmı) ve bir dolgu maddesi matriks birleştiriciden yani silandan oluşur (332). Ağız boşluğu koşulları altında, rezin bazlı kompozitler tükürüğe, besin bileşenlerine ve içeceklere maruz kalırlar (333). Mükemmel estetiği sağlamak için, diş rengindeki malzemelerin içsel renk dengesini ve yüzey lekelemesine karşı direncini koruması gereklidir. Bununla birlikte, zamanla kompozit restorasyonlar çeşitli gıda maddelerinden dış lekeler alır ve içten de renklenir. Bu, yapısında bir matriks ve doldurucu maddeleri içeren malzemenin bifazik yapısına bağlanabilir. Buna ek olarak, silan ile doldurucu parçacıkları ve/veya yine polimerlerin hidrofilikliğine ve bileşik ağın çapraz bağlanma yoğunluğuna bağlı olarak da bozulmalar gerçekleşebilir (333, 334). Rezin matriks bileşimi ve doldurucu oranı/dağılımı/büyüklüğü/tipi yükleme kompozitler arasında farklılıklar gösterebilir (160). Kompozit rezinlerin renk stabilitesini etkileyen içsel faktörler rezin matriks kompozisyonu, doldurucu oranı, partiküllerin (222) büyüklüğü ve yapısı, foto initiatörün veya inhibitörün (335) miktarı/tipi ve materyalin polimerizasyon derecesi (336) renklenme özellikleri üzerinde etkili olabilir. Rezin bazlı kompozit malzemelerin boyanma duyarlılığı, rezin matriksinin hidrofilik/hidrofobik yapısından etkilenirken bu özellikle ilişkili olan materyallerin su emme dereceleriyle de doğrudan ilişkilidir. Materyalin içeriğinde yer alan TEGDMA yapısı materyalin su emilim oranını arttırabilir, suyun matriks veya ara bileşenlerin yapısına girmesine izin verir ve bu nedenle çevresel lekelerle karşı duyarlılığı arttırır (337). Hidrofilik yapıda olan Bis-GMA hem TEGDMA'dan hem de UDMA'dan daha fazla su emilim oranına sahiptir (156, 287). Daha fazla su emilimi de materyalin renklenmeye karşı daha açık olması anlamına gelir. Ayrıca önceki çalışmalar (338), UDMA bazlı malzemelerin renk değişimine karşı, düşük su emme ve çözünürlük özelliklerinden dolayı, Bis-GMA ve TEGDMA bazlı olanlardan daha dirençli olduğunu bildirmiştir. Bis-GMA ve TEGDMA'nın her ikisi de hidrofilik monomerlerdir, ancak Bis-GMA rezinlerinde su emilim oranı %3 ile %6 arasındadır, TEGDMA'da ise %0 ile %1 arasındadır (333, 339). Genel olarak, vital beyazlatma tekniklerine maruz kaldığında rezin kompozitde renk değişim mekanizması, yüzey pigmentlerinin oksidasyonunu, amin bileşiklerinin oksidasyonunu (zaman içinde renk stabilitesinden sorumludur) veya zayıf polimerize rezin matriksinin parçalanmasını içerir (167). Rezin bazlı kompozit malzemelerin boyanmaya duyarlılığı içeceklerin kimyasal bileşiminden de etkilenebilir. Eğer bir kompozit rezin suyu emebiliyorsa, suda çözünen pigmentleri de emmesi olasıdır, bu da zaman içerisinde kompozitlerde renk bozulmasına neden olur (162, 340-342). Bununla birlikte, gıda renklendiricilerine maruz kalma sıklığı, UV radyasyonu (163), sıcaklık değişiklikleri/sıklığı

ve suyun mevcudiyeti/nemli ıslak ortam (343), bu malzemelerin görünümünü etkileyen renklenme özelliklerini etkileyen kompozitlerin hidrolizinde ve parçalanmasında rol oynayan ana dışsal faktörlerdir.

Ruyter ve arkadaşları (225) 3 farklı ışıkla polimerize edilen veneer materyaller ile 3 farklı geleneksel ısı ve oto polimerize olan veneer materyali karşılaştırmışlardır. Dentacolor, Elcebond, ESPE VISIOGEM, VITAPAN K+B N, VITAPAN K+B S, VITAPAN K+B K çalışmada kullanılan malzemelerdir. Kromatik farklılıkların değerlendirilmesinde CIELab sistemi kullanılmıştır. Numunelerin aydınlık değerlerindeki artış  $\Delta L$  değerlerinde bir artış olarak tanımlanırken, gerçek ton-kroma değişimi a veya b değerlerindeki değişikliklerle gösterilmiştir. Araştırmacılar,  $\Delta E$  değerinin 2'den daha az bir değişiklik olan bir materyalin rengindeki değişimin insan gözü ile tespit edemez olduğunu bildirmişlerdir (225).

Cvıkl ve arkadaşları (226) yapmış oldukları çalışmada karbamid peroksit ve hidrojen peroksit içerikli beyazlatma ajanlarının insan dişi minesi üzerindeki etkilerini incelemiştir. Çalışmada beyazlatma ajanı olarak %10 Opalescence (karbamid peroksit), %10 Home Whitening (karbamid peroksit), %45 Opalescence Quick (karbamid peroksit), %35 Home Whitening (karbamid peroksit), %40 Opalascence Boost (hidrojen peroksit) ve %40 Power Whitening (hidrojen peroksit) kullanılmıştır. %10 Opalescence 10 defa 8 saat boyunca, %10 Home Whitening 10 defa 4 saat boyunca, %45 Opalescence Quick 10 defa 30 dakika boyunca, %35 Home Whitening 10 defa 30 dakika boyunca uygulanmıştır. %40 Opalascence Boost ise 3 defa 60 dakika süresince uygulanmıştır. %40 Power Whitening 3 defa 45 dakika süresince uygulanmıştır. Yüzey pürüzlülük ve renk ölçümleri tüm gruplar için beyazlatma ajanı uygulanmasından önce başlangıçta yapılmıştır. Diğer ölçümler, karbamid peroksit içerikli beyazlatma ajanları için her beyazlatma işlemi uygulamasından 24 saat sonra, hidrojen peroksit içerikli beyazlatma ajanları için ise her beyazlatma ajanı uygulamasından 1 hafta sonra yapılmıştır. Altı beyazlatma jeli de materyaller üzerinde açıklık koordinatında bir artışa, sarılıkta (mavi-sarı koordinatı) bir azalmaya ve  $\Delta E$ 'de klinik olarak anlamlı değişikliklere neden olmuştur. Araştırmacılar, son beyazlatma işleminden sonra gruplar arasında  $\Delta E$  ölçümü için istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık bulunmadığını ifade etmişlerdir. İlâveten, Ra ve Rz için altı farklı beyazlatma ajanının yüzeyler üzerinde oluşturduğu etkiler arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık bulunmadığı bildirmiştir. %10 Opalescence hariç diğer tüm beyazlatma ajanları başlangıç ve son kez beyazlatma işlemi uygulaması arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık göstermemişlerdir. Bizim çalışmamızda ise, hidrojen peroksit ve karbamid peroksitin oluşturduğu yüzey pürüzlülüğü ve beyazlatma etkileri birbirinden istatistiksel olarak anlamlı farklılıklar oluşturmuştur.

Bunun nedeni bizim çalışmamızda bitim ve cila işlemi değişkenlerinin de işin içine katılmış olması olabilir. Hafez ve arkadaşları (156) yaptıkları çalışmada, iki farklı kompozite üç farklı beyazlatma ajanı uygulayarak kompozitlerin renk değişimlerini ve yüzey pürüzlülüklerini değerlendirmişlerdir. Durafil VS ve TPH3 çalışmada kullanılan kompozitlerdir. Kompozitler A2 ve A4 tonları kullanılarak alt gruplara ayrılmıştır. Beyond, Luma White Plus, Opalescence Boost çalışmada kullanılan beyazlatma ajanlarıdır. Araştırmacılar, beyazlatma sistem farklılıklarının pürüzlülük değerleri üzerinde ciddi bir etkisinin olduğunu bildirmişlerdir. Çalışmada kullanılan beyazlatma ajanları pH dereceleri ve uygulama süreleri bakımından farklılık göstermektedir. Araştırmacılar, ofis tipi beyazlatma prosedürünün kompozitin yüzey lekelerini çıkartabileceğini, ancak lekесiz olan örnekleri beyazlatamayacağını ifade etmişlerdir. Ayrıca, bu çalışmanın sonuçlarına göre ışıkla aktive edilen iki beyazlatma sisteminin, yüzey lekelerinin kompozit yüzeyinden çıkarılmasında kimyasal olarak etkinleştirilen beyazlatıcı ajanlardan daha etkili olduğu bildirilmiştir. Beyazlatma işlemi sonucunda kompozitlerin yüzey pürüzlülüğünün artması, kullanılan ağartıcı maddenin yanı sıra kompozit malzeme tipi ve renk tonuna bağlı olarak da değişebilmektedir (156).

Amengual-Lorenzo ve arkadaşları (344) yapmış oldukları bir çalışmada, iki farklı beyazlatma ajanının kompozit materyalin dişler üzerindeki restorasyonlarına uygulanması durumunda veya materyallerin disk şeklinde hazırlanarak uygulanması durumunda ortaya çıkabilecek renk değişikliklerini incelemişlerdir. Çalışmada kompozit materyal olarak nanokompozit Ice. SDI kullanılmıştır. Disk şeklindeki numunelerin ve restorasyonların bitirme ve cila işlemleri Sof-Lex diskler ile yapılmıştır. %37,5 hidrojen peroksit ve %16 karbamid peroksit beyazlatma ajanı olarak kullanılmıştır. %16 karbamid peroksit ajan günde 90 dakika olmak üzere 21 gün boyunca uygulanırken, %37,5 hidrojen peroksit ajan 7 gün arayla 3 defa 24 dakika boyunca uygulanmıştır. Beyazlatma ajanları, hidrojen peroksit ve karbamid peroksit, dişler üzerindeki restorasyonlarda kullanılan kompozitlerin renk ölçümlerinde L, a, b değerlerinde önemli bir düşüş sağlarken; disk şeklindeki numunelerin sadece parlaklık değerlerini değiştirmişlerdir. Hidrojen peroksit diş üzerindeki restorasyon örneklerinde disk şeklindeki numunelerden çok daha büyük renk değişikliğine neden olmuştur, karbamid peroksitte bu durum oluşmamıştır. Bizim çalışmamızda örnek şekilleri tek tip olmakla birlikte disk (tek düzlem) şeklindedir. Bu durumda beyazlatma ajanlarının ve cilalama sistemlerinin etkilerinin farklı numune şekillerinde incelenmesinde fayda olabilir. Numunenin geometrik formu değiştikçe polisaj sistemlerin etkinlikleri daha farklı olabilir. Yılmaz ve arkadaşları (345) yapmış olduğu çalışmada beyazlatma ajanlarının rezin

kompozitlerinin renk özellikleri üzerindeki etkisini araştırmışlardır. Beş farklı rezin kompozit (Reflexions, Grandio, Gradia Direct, Clearfil Majesty Esthetic, Ceram-X Mono) materyali üzerine karbamid peroksit (%10) ve hidrojen peroksit (%10) ajanları uygulanmıştır. Örneklere zımpara kağıdı dışında herhangi bir başka yüzey bitim ve cila işlemi uygulanmamıştır. 14 gün boyunca beyazlatma ajanları örneklere uygulanmıştır. Uygulamalar arasında örnekler distile suda saklanmıştır. Hidrojen peroksit ajanı günde 1 saat uygulanırken, karbamid peroksit ajanı günde 8 saat boyunca uygulanmıştır. Renk ölçümleri beyazlatma işleminden önce ve sonra yapılmıştır. Örneklerin renk değişimleri CIELab sistemine göre bir spektrofotometre cihazı ile değerlendirilmiştir. Çalışmada, karbamid peroksit ve hidrojen peroksit uygulanan gruplar arasında anlamlı farklılıklar bulunmamıştır. Ancak, 14 gün sonunda oluşan renk farklılıklarının klinik olarak kabul edilebilir değerlerin üzerinde olduğu bildirilmiştir. Bizim çalışmamızda farklı tekniklerle cila işlemi yapıp farklı konsantrasyonlarda farklı beyazlatma ajanlarını uygulandığında Shofu Blok HC için Sof-Lex XT disk seti ile bitim ve cila işlemi yapılan ZOOM DayWhite ACP beyazlatma ajanı uygulanan grup hariç, diğer tüm grupların renk değişimleri klinik olarak kabul edilebilir düzeyin altında bulunmuşur, Cerasmart materyali için ise örneklerin cila işleminin Sof-Lex XT ya da glaze ile yapılması durumu farketmeksizin beyazlatma ajanı uygulamasından sonra materyallerin renk değişim düzeyleri klinik olarak kabul edilebilir seviyenin üzerinde bulunmuştur. Irawan ve arkadaşları (320) yaptığı çalışmada, beyazlatma ajanları karbamid peroksit içerikli ev tipi ve ofis tipi sistemlerin materyallerin (Filtek Z350 XT, Estelite Quick ve Ketac N100) renk ve yüzey morfolojisi üzerindeki etkilerini incelemiştir. Beyazlatma ajanı olarak Opalesence PF ve Opalesence Boost kullanılmıştır. Materyallerin renk özellikleri CIELab sistemi ile, yüzey özellikleri ise AFM cihazıyla değerlendirilmiştir. Irawan ve arkadaşlarının yaptığı çalışmanın sonuçlarına göre, düşük konsantrasyonlarda beyazlatma ajanlarının bile restoratif materyallerin renk özellikleri üzerinde etkisinin olduğu bildirilmiştir (320).

Diş eti tahrişi ve diş hassasiyeti beyazlatma tedavisiyle ilişkili en sık görülen post-operatif yan etkilerdir (125). Ofis tipinde olduğu gibi ev tipi beyazlatmada da benzer post-operatif hassasiyet görülmektedir. Ev tipi beyazlatma ile ilişkili diş eti tahrişi temel olarak iki faktörle ilişkilidir: kaşık/şerit nedeniyle oluşan travma ve hidrojen peroksitin dişeti dokusunda yarattığı tahriş. Kenarları yuvarlatılmayan (yumuşak dokuya 1 mm'den fazla uzatılmış) kalın ve sert bir kaşık malzemesinin kullanılması, dişeti hasarından sorumlu en önemli faktör olarak bildirilmiştir (346, 347). Günümüzde, kaşık malzemeleri ve tasarımlarındaki birçok gelişme ile özellikle klinik çalışmalarda kullanılan yumuşak, ince

kaşık malzemesinin (346, 347) kullanımının dişeti tahrişini azalttığı ifade edilmiştir (148-150, 348-351).

ACP'ler canlı organizmalarda bulunabilen veya biyomimetik koşullar altında veya yüksek sıcaklık ve yüksek enerji teknikleri kullanarak sentezlenebilen çok çeşitli kompozisyonlar sunar. ACP kemik mineral kristallerine benzer şekilde zayıf kristalli apatite yapıya dönüştürülebilir ve biyoaktif biyomalzemelerin hazırlanması için yüksek reaktivitesinden yararlanır. ACP, metal protezler üzerine plazma püskürtmeli kaplamalar ve ortopedik uygulamalar için enjekte edilebilir simanlar gibi bazı ticari ikameli kemik malzemelerinde geçici veya yapısal bir faz olarak görev görür. ACP aynı zamanda diş hekimliği alanında, kavitelerin doldurulması için iyonomer siman yapısına katılarak bir dolgu maddesi veya diş macunlarında koloidal bir süspansiyon olarak, çürük lezyonların remineralizasyonunu arttırmak ve/veya diş demineralizasyonunu önlemek amacıyla kullanılır. ACP'lerin kararsız yapısı nedeniyle, ACP'nin üretimi, depolanması ve kullanılması alanlarında problemler oluşabilmektedir. Bu problemler, ACP bazlı biyomalzemelerin gelişimini sınırlandırmaktadır. ACP'nin adsorpsiyon özellikleri tam olarak bilinmese bile, yüksek remineralizasyon potansiyeli olması ve ilaç taşıyıcıları olan kompozitlerin hazırlanmasında kullanılması sebebiyle oldukça popüler malzemelerdir (175). CPP-ACP'nin antikariojenik potansiyeli, sıçan çürüğü modelinde, insan çürüğü modelinde, in vitro remineralizasyon modelleri ve klinik çalışmalar ile kanıtlanmıştır. Bu biyoyararlanılabilir kalsiyum, fosfat ve florür plak pH'sını artırır, mine demineralizasyonunu baskılayarak remineralizasyonu geliştirir. CPP-ACP kompleksi sakız, diş macunu, pastiller, ağız gargaraları veya ağız spreyleri ile uygulanılabilir. CPP-ACP plak yapısına girerek streptokokların kolonileşmesini önler. Dental plak yokluğunda ise aşırı doymuş kalsiyum ve fosfat ortamı sağlayarak bu şekli ile diş biyofilmine yapışır. Antikaryojenik aktivite sağlayan CPP-ACP sütün doğal bir türevi olduğundan florürden farklı olarak şeker içeren yiyeceklere de eklenebilirler. Bu şekilde, CPP-ACP diş çürüğünün kontrolü için gıda katkı maddesi olarak önemli bir role sahip olabilir (183).

Abreu ve arkadaşları (352) yaptıkları çalışmada, ACP içeren ve içermeyen beyazlatma ajanlarının minenin yüzey pürüzlülüğü üzerindeki etkilerini incelemiştir. Beyazlatma ajanı olarak %7,5 hidrojen peroksit içeren Polo Day, %9,5 hidrojen peroksit içeren Polo Day, %7,5 hidrojen peroksit ve ACP içeren DayWhite, %9,5 hidrojen peroksit içeren ve ACP içeren DayWhite, %35 hidrojen peroksit içeren Polo Office, %38 hidrojen peroksit içeren Opalescence Xtra Boost kullanılmıştır. Ofis tipi beyazlatma ajanları haftada bir sefer olmak üzere her seferde 24 dakika boyunca 21 gün süresince toplamda 3 defa uygulanmıştır. Ev

tipi beyazlatma ajanları 21 gün boyunca hergün olmak üzere günde 30 dakika süresince örnekler uygulanmıştır. Yüzey pürüzlülüğü ölçümleri başlangıçta ve 7., 14., 21. günlerde yapılmıştır. 21. günden sonra örneklerin tamamı 14 gün boyunca yapay tükürükte bekletilmiştir ve daha sonra tekrar yüzey pürüzlülük ölçümleri yapılmıştır. Yüzey pürüzlülüğü %38 hidrojen peroksit içeren Opalescence Xtra Boost grubu hariç diğer gruplarda değişmemiş olarak bulunmuştur. Araştırmacılar 14 günlük yapay tükürükte örneklerin bekletilmesinden sonra tüm grupların yüzey pürüzlülük değerlerinin istatistiksel olarak benzer olduğunu bildirmişlerdir. ACP içeren %7,5 hidrojen peroksitin neden olduğu yüzey pürüzlülük değişimi diğer gruplara göre nispeten daha düşük düzeyde bulunmuş ancak bu değişim istatistiksel olarak bir anlamlılık ifade etmemiştir. 14 gün yapay tükürükte bekletme prosedüründen arkasından, ACP içeren %7,5'lük hidrojen peroksit uygulanmış olan örneklerin yüzey pürüzlülük değerleri minenin başlangıçtaki yüzey pürüzlülük değerinden daha düşük olarak bildirilmiştir. Çalışmada beyazlatma ajanlarının ACP'lerle birlikte kullanımının beyazlatma ajan konsantrasyonunun daha düşük seviyede kullanılabilmesine olanak sağlayabileceği ifade edilmiştir. Bizim çalışmamızda ise Shofu Blok HC örneklerde glazeli olanların beyazlatma prosedürü sonrası yüzey pürüzlülük değerleri başlangıç Ra değerlerine göre daha düşük bulunmuştur. Bu durumda, ACP içeriği glazeli yüzeyler üzerinde Shofu Blok HC materyali için pürüzlü alanların pürüzsüzleştirilmesinde etkili olmuştur diye düşünülebilir.

## 8. SONUÇLAR

1. Shofu Blok HC CAD/CAM materyali için başlangıç zaman diliminde Sof-Lex XT uygulanan örneklerin yüzey pürüzlülük değerleri glaze uygulanan örneklerden daha düşük bulunmuştur. Cerasmart için ise başlangıç zaman diliminde Sof-Lex XT ve glaze uygulanan örneklerin yüzey pürüzlülük değerleri benzerdir.
2. Shofu Blok HC CAD/CAM materyali için örneklerin bitiminin Sof-Lex XT ile yapılması ve arkasından ZOOM DayWhite ACP uygulaması durumunda yüzey pürüzlülük değerleri artarken, glaze ile bitirilmesi ve arkasından ZOOM DayWhite ACP uygulaması ile yüzey pürüzlülük değerleri azalır.
3. Shofu Blok HC CAD/CAM materyali için örneklerin bitiminin Sof-Lex XT ile yapılması ve arkasından ZOOM NiteWhite ACP uygulaması durumunda yüzey pürüzlülük değerleri artarken, glaze ile bitirilmesi ve arkasından ZOOM NiteWhite ACP uygulaması ile yüzey pürüzlülük değerleri değişmez.
4. Cerasmart için örneklerin bitim işleminin Sof-Lex XT disk ile ya da glaze ile yapılması durumu farketmeksizin ZOOM DayWhite ACP uygulaması materyalin yüzey pürüzlülük değerlerini artırır. Yine aynı materyal Cerasmart için örneklerin glaze ile bitirilip arkasından ZOOM NiteWhite ACP uygulaması ile yüzey pürüzlülük değerleri artarken, Sof-Lex XT disk uygulanıp arkasından ZOOM NiteWhite ACP uygulaması ile materyalin yüzey pürüzlülük değerleri değişmez.
5. Shofu Blok HC CAD/CAM materyali için örneklerin bitiminin Sof-Lex XT ile yapılması ve arkasından ZOOM DayWhite ACP uygulaması durumunda Rz değerleri artarken, glaze ile bitirilmesi ve arkasından ZOOM DayWhite ACP uygulaması ile Rz değerleri anlamlı olarak değişmez.
6. Shofu Blok HC CAD/CAM materyali için örneklerin bitiminin Sof-Lex XT ile yapılması ve arkasından ZOOM NiteWhite ACP uygulaması durumunda Rz değerleri artarken, glaze ile bitirilmesi ve arkasından ZOOM NiteWhite ACP uygulaması ile Rz değerleri anlamlı olarak değişmez.
7. Shofu Blok HC CAD/CAM materyali için başlangıç zaman diliminde Sof-Lex XT uygulanan örneklerin Rz değerleri glaze uygulanan örneklerden daha düşük bulunmuştur. Cerasmart için ise başlangıç zaman diliminde Sof-Lex XT ve glaze uygulanan örneklerin Rz değerleri benzerdir.
8. Cerasmart için örneklerin bitim işleminin Sof-Lex XT disk ile yapılması ve arkasından ZOOM DayWhite ACP uygulaması materyalin Rz değerlerini değiştirmez. Cerasmart için

örneklerin bitim işleminin glaze ile yapılması ve arkasından ZOOM DayWhite ACP uygulaması materyalin Rz değerlerini anlamlı olarak değiştirir.

9. Shofu Blok HC CAD/CAM materyali, glaze uygulaması ve arkasından ZOOM DayWhite ACP ya da ZOOM NiteWhite ACP beyazlatma tekniği uygulanması farketmeksizin klinik olarak kabul edilebilir oranda bir renk değişimi sergilemiştir. Bu grupta yer alan materyallerde her iki beyazlatma seçeneğinde güvenle kullanılabilir. Shofu Blok HC CAD/CAM materyali için bitim işlemlerinin Sof-Lex XT disk ile yapılması durumunda ve arkasından NiteWhite beyazlatma tekniği uygulanması da klinik olarak kabul edilebilir sonuçlar sergilemiştir. Ancak, Cerasmart materyalinin bitim işlemlerinin Sof-Lex XT veya glaze olması durumu farketmeksizin materyale ZOOM DayWhite ACP ya da ZOOM NiteWhite ACP beyazlatma tekniği uygulanması sonucu materyaller klinik olarak kabul edilemez oranda renk değişimi sergilemişlerdir.

## 9.KAYNAKLAR

1. Tassin M, Bonte E, Loison-Robert LS, Nassif A, Berbar T, Le Goff S, et al. Effects of High-Temperature-Pressure Polymerized Resin-Infiltrated Ceramic Networks on Oral Stem Cells. *PLoS One*. 2016;11(5):e0155450.
2. Nobuaki A, Keiichi Y, Takashi S. Effects of air abrasion with alumina or glass beads on surface characteristics of CAD/CAM composite materials and the bond strength of resin cements. *J Appl Oral Sci*. 2015;23(6):629-36.
3. Kassem AS, Atta O, El-Mowafy O. Fatigue resistance and microleakage of CAD/CAM ceramic and composite molar crowns. *J Prosthodont*. 2012;21(1):28-32.
4. Magne P, Schlichting LH, Maia HP, Baratieri LN. In vitro fatigue resistance of CAD/CAM composite resin and ceramic posterior occlusal veneers. *J Prosthet Dent*. 2010;104(3):149-57.
5. Kramer N, Kunzelmann KH, Taschner M, Mehl A, Garcia-Godoy F, Frankenberger R. Antagonist enamel wears more than ceramic inlays. *J Dent Res*. 2006;85(12):1097-100.
6. Kunzelmann KH, Jelen B, Mehl A, Hickel R. Wear evaluation of MZ100 compared to ceramic CAD/CAM materials. *Int J Comput Dent*. 2001;4(3):171-84.
7. Fischer J, Stawarczyk B, Hammerle CH. Flexural strength of veneering ceramics for zirconia. *J Dent*. 2008;36(5):316-21.
8. Rocca GT, Bonnafous F, Rizcalla N, Krejci I. A technique to improve the esthetic aspects of CAD/CAM composite resin restorations. *J Prosthet Dent*. 2010;104(4):273-5.
9. Nguyen JF, Migonney V, Ruse ND, Sadoun M. Resin composite blocks via high-pressure high-temperature polymerization. *Dent Mater*. 2012;28(5):529-34.
10. Alt V, Hannig M, Wostmann B, Balkenhol M. Fracture strength of temporary fixed partial dentures: CAD/CAM versus directly fabricated restorations. *Dent Mater*. 2011;27(4):339-47.
11. Balkenhol M, Mautner MC, Ferger P, Wostmann B. Mechanical properties of provisional crown and bridge materials: chemical-curing versus dual-curing systems. *J Dent*. 2008;36(1):15-20.
12. Fasbinder DJ. Clinical performance of chairside CAD/CAM restorations. *J Am Dent Assoc*. 2006;137 Suppl:22S-31S.
13. Fasbinder DJ, Neiva GF. Surface Evaluation of Polishing Techniques for New Resilient CAD/CAM Restorative Materials. *J Esthet Restor Dent*. 2016;28(1):56-66.
14. Oliveira-Junior OB, Buso L, Fujii FH, Lombardo GH, Campos F, Sarmiento HR, et al. Influence of polishing procedures on the surface roughness of dental ceramics made by different techniques. *Gen Dent*. 2013;61(1):e4-8.
15. Bollen CM, Lambrechts P, Quirynen M. Comparison of surface roughness of oral hard materials to the threshold surface roughness for bacterial plaque retention: a review of the literature. *Dent Mater*. 1997;13(4):258-69.
16. Anusavice KJ, Kakar K, Ferree N. Which mechanical and physical testing methods are relevant for predicting the clinical performance of ceramic-based dental prostheses? *Clin Oral Implants Res*. 2007;18 Suppl 3:218-31.
17. de Jager N, Feilzer AJ, Davidson CL. The influence of surface roughness on porcelain strength. *Dent Mater*. 2000;16(6):381-8.
18. Preis V, Behr M, Handel G, Schneider-Feyrer S, Hahnel S, Rosentritt M. Wear performance of dental ceramics after grinding and polishing treatments. *J Mech Behav Biomed Mater*. 2012;10:13-22.
19. Jefferies SR. Abrasive finishing and polishing in restorative dentistry: a state-of-the-art review. *Dent Clin North Am*. 2007;51(2):379-97, ix.

20. Haywood VB, Heymann HO. Nightguard vital bleaching. *Quintessence Int.* 1989;20(3):173-6.
21. Meireles SS, Fontes ST, Coimbra LA, Della Bona A, Demarco FF. Effectiveness of different carbamide peroxide concentrations used for tooth bleaching: an in vitro study. *J Appl Oral Sci.* 2012;20(2):186-91.
22. Luque-Martinez I, Reis A, Schroeder M, Munoz MA, Loguercio AD, Masterson D, et al. Comparison of efficacy of tray-delivered carbamide and hydrogen peroxide for at-home bleaching: a systematic review and meta-analysis. *Clin Oral Investig.* 2016;20(7):1419-33.
23. Wilson NH, Burke FJ, Mjor IA. Reasons for placement and replacement of restorations of direct restorative materials by a selected group of practitioners in the United Kingdom. *Quintessence Int.* 1997;28(4):245-8.
24. Braun A, Jepsen S, Krause F. Spectrophotometric and visual evaluation of vital tooth bleaching employing different carbamide peroxide concentrations. *Dent Mater.* 2007;23(2):165-9.
25. Joiner A. Tooth colour: a review of the literature. *J Dent.* 2004;32 Suppl 1:3-12.
26. Paul S, Peter A, Pietrobon N, Hammerle CH. Visual and spectrophotometric shade analysis of human teeth. *J Dent Res.* 2002;81(8):578-82.
27. Duret F, Blouin JL, Duret B. CAD-CAM in dentistry. *J Am Dent Assoc.* 1988;117(6):715-20.
28. Priest G. Virtual-designed and computer-milled implant abutments. *J Oral Maxillofac Surg.* 2005;63(9 Suppl 2):22-32.
29. Mormann WH. The origin of the Cerec method: a personal review of the first 5 years. *Int J Comput Dent.* 2004;7(1):11-24.
30. Raigrodski AJ. Contemporary materials and technologies for all-ceramic fixed partial dentures: a review of the literature. *J Prosthet Dent.* 2004;92(6):557-62.
31. Conrad HJ, Seong WJ, Pesun IJ. Current ceramic materials and systems with clinical recommendations: a systematic review. *J Prosthet Dent.* 2007;98(5):389-404.
32. Giordano R. Materials for chairside CAD/CAM-produced restorations. *J Am Dent Assoc.* 2006;137 Suppl:14S-21S.
33. Fuster-Torres MA, Albalat-Estela S, Alcaniz-Raya M, Penarrocha-Diago M. CAD / CAM dental systems in implant dentistry: update. *Med Oral Patol Oral Cir Bucal.* 2009;14(3):E141-5.
34. Kucey BK, Fraser DC. The Procera abutment--the fifth generation abutment for dental implants. *J Can Dent Assoc.* 2000;66(8):445-9.
35. Voitik AJ. CT data and its CAD and CAM utility in implant planning: part I. *J Oral Implantol.* 2002;28(6):302-3.
36. 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.
37. Mehl A, Gloger W, Kunzelmann KH, Hickel R. A new optical 3-D device for the detection of wear. *J Dent Res.* 1997;76(11):1799-807.
38. May KB, Russell MM, Razzoog ME, Lang BR. Precision of fit: the Procera AllCeram crown. *J Prosthet Dent.* 1998;80(4):394-404.
39. Webber B, McDonald A, Knowles J. An in vitro study of the compressive load at fracture of Procera AllCeram crowns with varying thickness of veneer porcelain. *J Prosthet Dent.* 2003;89(2):154-60.
40. Reiss B. Cerec standard 3-d occlusal contouring in comparison with the new biogeneric occlusal morphing: a case report. *Int J Comput Dent.* 2007;10(1):69-75.

41. Kamonkhantikul K, Arksornnukit M, Lauvahutanon S, Takahashi H. Toothbrushing alters the surface roughness and gloss of composite resin CAD/CAM blocks. *Dent Mater J*. 2016;35(2):225-32.
42. Luthy H, Filser F, Loeffel O, Schumacher M, Gauckler LJ, Hammerle CH. Strength and reliability of four-unit all-ceramic posterior bridges. *Dent Mater*. 2005;21(10):930-7.
43. Raigrodski AJ. All-ceramic full-coverage restorations: concepts and guidelines for material selection. *Pract Proced Aesthet Dent*. 2005;17(4):249-56; quiz 58.
44. Raigrodski AJ, Chiche GJ. The safety and efficacy of anterior ceramic fixed partial dentures: A review of the literature. *J Prosthet Dent*. 2001;86(5):520-5.
45. Reich S, Wichmann M, Nkenke E, Proeschel P. Clinical fit of all-ceramic three-unit fixed partial dentures, generated with three different CAD/CAM systems. *Eur J Oral Sci*. 2005;113(2):174-9.
46. Batson ER, Cooper LF, Duqum I, Mendonca G. Clinical outcomes of three different crown systems with CAD/CAM technology. *J Prosthet Dent*. 2014;112(4):770-7.
47. Poticny DJ, Klim J. CAD/CAM in-office technology: innovations after 25 years for predictable, esthetic outcomes. *J Am Dent Assoc*. 2010;141 Suppl 2:5S-9S.
48. Chen HY, Hickel R, Setcos JC, Kunzelmann KH. Effects of surface finish and fatigue testing on the fracture strength of CAD-CAM and pressed-ceramic crowns. *J Prosthet Dent*. 1999;82(4):468-75.
49. Sripetchdanond J, Leevailoj C. Wear of human enamel opposing monolithic zirconia, glass ceramic, and composite resin: an in vitro study. *J Prosthet Dent*. 2014;112(5):1141-50.
50. Ruse ND, Sadoun MJ. Resin-composite blocks for dental CAD/CAM applications. *J Dent Res*. 2014;93(12):1232-4.
51. Sadighpour L, Geramipannah F, Ghasri Z, Neshatian M. Microtensile bond strength of CAD/CAM-fabricated polymer-ceramics to different adhesive resin cements. *Restor Dent Endod*. 2018;43(4):e40.
52. Ferracane JL. Resin composite--state of the art. *Dent Mater*. 2011;27(1):29-38.
53. Wisniewska-Jarosinska M, Poplawski T, Chojnacki CJ, Pawlowska E, Krupa R, Szczepanska J, et al. Independent and combined cytotoxicity and genotoxicity of triethylene glycol dimethacrylate and urethane dimethacrylate. *Mol Biol Rep*. 2011;38(7):4603-11.
54. Bouillaguet S. Biological Risks of Resin-Based Materials to the Dentin-Pulp Complex. *Crit Rev Oral Biol Med*. 2004;15(1):47-60.
55. Jedeon K, De la Dure-Molla M, Brookes SJ, Loiodice S, Marciano C, Kirkham J, et al. Enamel defects reflect perinatal exposure to bisphenol A. *Am J Pathol*. 2013;183(1):108-18.
56. Peutzfeldt A, Asmussen E. In vitro wear, hardness, and conversion of diacetyl-containing and propanal-containing resin materials. *Dent Mater*. 1996;12(2):103-8.
57. Mohsen NM, Craig RG, Hanks CT. Cytotoxicity of urethane dimethacrylate composites before and after aging and leaching. *J Biomed Mater Res*. 1998;39(2):252-60.
58. Phan AC, Tang ML, Nguyen JF, Ruse ND, Sadoun M. High-temperature high-pressure polymerized urethane dimethacrylate-mechanical properties and monomer release. *Dent Mater*. 2014;30(3):350-6.
59. Santini A, Turner S. General dental practitioners' knowledge of polymerisation of resin-based composite restorations and light curing unit technology. *Br Dent J*. 2011;211(6):E13.
60. Leprince JG, Palin WM, Hadis MA, Devaux J, Leloup G. Progress in dimethacrylate-based dental composite technology and curing efficiency. *Dent Mater*. 2013;29(2):139-56.
61. Price RB, Ferracane JL, Shortall AC. Light-Curing Units: A Review of What We Need to Know. *J Dent Res*. 2015;94(9):1179-86.

62. He LH, Swain M. A novel polymer infiltrated ceramic dental material. *Dent Mater.* 2011;27(6):527-34.
63. Nguyen JF, Ruse D, Phan AC, Sadoun MJ. High-temperature-pressure polymerized resin-infiltrated ceramic networks. *J Dent Res.* 2014;93(1):62-7.
64. Ferracane JL, Mitchem JC, Condon JR, Todd R. Wear and marginal breakdown of composites with various degrees of cure. *J Dent Res.* 1997;76(8):1508-16.
65. Murakami M. Surface properties of an indirect composite polymerized with five laboratory light polymerization systems. *J Oral Sci.* 2009;51(2):215-21.
66. Miyazaki T, Hotta Y, Kunii J, Kuriyama S, Tamaki Y. A review of dental CAD/CAM: current status and future perspectives from 20 years of experience. *Dent Mater J.* 2009;28(1):44-56.
67. Lauvahutanon S, Takahashi H, Shiozawa M, Iwasaki N, Asakawa Y, Oki M, et al. Mechanical properties of composite resin blocks for CAD/CAM. *Dent Mater J.* 2014;33(5):705-10.
68. Touati B. The evolution of aesthetic restorative materials for inlays and onlays: a review. *Pract Periodontics Aesthet Dent.* 1996;8(7):657-66; quiz 68.
69. Leinfelder KF. Indirect posterior composite resins. *Compend Contin Educ Dent.* 2005;26(7):495-503; quiz 4, 27.
70. Fradeani M, D'Amelio M, Redemagni M, Corrado M. Five-year follow-up with Procera all-ceramic crowns. *Quintessence Int.* 2005;36(2):105-13.
71. Acar O, Yilmaz B, Altintas SH, Chandrasekaran I, Johnston WM. Color stainability of CAD/CAM and nanocomposite resin materials. *J Prosthet Dent.* 2016;115(1):71-5.
72. Egilmez F, Ergun G, Cekic-Nagas I, Vallittu PK, Lassila LVJ. Comparative color and surface parameters of current esthetic restorative CAD/CAM materials. *J Adv Prosthodont.* 2018;10(1):32-42.
73. Makhija SK, Lawson NC, Gilbert GH, Litaker MS, McClelland JA, Louis DR, et al. Dentist material selection for single-unit crowns: Findings from the National Dental Practice-Based Research Network. *J Dent.* 2016;55:40-7.
74. Lawson NC, Bansal R, Burgess JO. Wear, strength, modulus and hardness of CAD/CAM restorative materials. *Dent Mater.* 2016;32(11):e275-e83.
75. Swain MV, Coldea A, Bilkhair A, Guess PC. Interpenetrating network ceramic-resin composite dental restorative materials. *Dent Mater.* 2016;32(1):34-42.
76. Awada A, Nathanson D. Mechanical properties of resin-ceramic CAD/CAM restorative materials. *J Prosthet Dent.* 2015;114(4):587-93.
77. Alamoush RA, Silikas N, Salim NA, Al-Nasrawi S, Satterthwaite JD. Effect of the Composition of CAD/CAM Composite Blocks on Mechanical Properties. *Biomed Res Int.* 2018;2018:4893143.
78. Zhang Y, Kelly JR. Dental Ceramics for Restoration and Metal Veneering. *Dent Clin North Am.* 2017;61(4):797-819.
79. Petrini M, Ferrante M, Su B. Fabrication and characterization of biomimetic ceramic/polymer composite materials for dental restoration. *Dent Mater.* 2013;29(4):375-81.
80. Okada K, Kameya T, Ishino H, Hayakawa T. A novel technique for preparing dental CAD/CAM composite resin blocks using the filler press and monomer infiltration method. *Dent Mater J.* 2014;33(2):203-9.
81. Wang JC, Charbeneau GT, Gregory WA, Dennison JB. Quantitative evaluation of approximal contacts in Class 2 composite resin restorations: a clinical study. *Oper Dent.* 1989;14(4):193-202.
82. Sorensen JA, Choi C, Fanuscu MI, Mito WT. IPS Empress crown system: three-year clinical trial results. *J Calif Dent Assoc.* 1998;26(2):130-6.

83. Sorensen JA, Cruz M, Mito WT, Raffener O, Meredith HR, Foser HP. A clinical investigation on three-unit fixed partial dentures fabricated with a lithium disilicate glass-ceramic. *Pract Periodontics Aesthet Dent.* 1999;11(1):95-106; quiz 8.
84. Sorensen JA, Kang SK, Avera SP. Porcelain-composite interface microleakage with various porcelain surface treatments. *Dent Mater.* 1991;7(2):118-23.
85. Sorensen JA, Munksgaard EC. Ceramic inlay movement during polymerization of resin luting cements. *Eur J Oral Sci.* 1995;103(3):186-9.
86. Blatz MB, Oppes S, Chiche G, Holst S, Sadan A. Influence of cementation technique on fracture strength and leakage of alumina all-ceramic crowns after cyclic loading. *Quintessence Int.* 2008;39(1):23-32.
87. Rosenstiel SF, Land MF, Crispin BJ. Dental luting agents: A review of the current literature. *J Prosthet Dent.* 1998;80(3):280-301.
88. Burke FJ, Fleming GJ, Nathanson D, Marquis PM. Are adhesive technologies needed to support ceramics? An assessment of the current evidence. *J Adhes Dent.* 2002;4(1):7-22.
89. Hooshmand T, Mohajerfar M, Keshvad A, Motahary P. Microleakage and marginal gap of adhesive cements for noble alloy full cast crowns. *Oper Dent.* 2011;36(3):258-65.
90. Vult von Steyern P, Jonsson O, Nilner K. Five-year evaluation of posterior all-ceramic three-unit (In-Ceram) FPDs. *Int J Prosthodont.* 2001;14(4):379-84.
91. Raigrodski AJ, Chiche GJ. All-ceramic fixed partial dentures, Part I: in vitro studies. *J Esthet Restor Dent.* 2002;14(3):188-91.
92. Raigrodski AJ, Chiche GJ, Swift EJ, Jr. All-ceramic fixed partial dentures, Part III: clinical studies. *J Esthet Restor Dent.* 2002;14(5):313-9.
93. Dunn M. Biogeneric and user-friendly: the Cerec 3D software upgrade V3.00. *International journal of computerized dentistry.* 2007;10(1):109-17.
94. Tinschert J, Zvez D, Marx R, Anusavice KJ. Structural reliability of alumina-, feldspar-, leucite-, mica- and zirconia-based ceramics. *J Dent.* 2000;28(7):529-35.
95. Ardlin BI. Transformation-toughened zirconia for dental inlays, crowns and bridges: chemical stability and effect of low-temperature aging on flexural strength and surface structure. *Dent Mater.* 2002;18(8):590-5.
96. Denry I, Kelly JR. State of the art of zirconia for dental applications. *Dent Mater.* 2008;24(3):299-307.
97. Manicone PF, Rossi Iommetti P, Raffaelli L. An overview of zirconia ceramics: basic properties and clinical applications. *J Dent.* 2007;35(11):819-26.
98. Curtis AR, Wright AJ, Fleming GJ. The influence of surface modification techniques on the performance of a Y-TZP dental ceramic. *J Dent.* 2006;34(3):195-206.
99. Kosmac T, Oblak C, Jevnikar P, Funduk N, Marion L. The effect of surface grinding and sandblasting on flexural strength and reliability of Y-TZP zirconia ceramic. *Dent Mater.* 1999;15(6):426-33.
100. Piconi C, Maccauro G. Zirconia as a ceramic biomaterial. *Biomaterials.* 1999;20(1):1-25.
101. Hjerpe J, Vallittu PK, Froberg K, Lassila LV. Effect of sintering time on biaxial strength of zirconium dioxide. *Dent Mater.* 2009;25(2):166-71.
102. Shahin R, Kern M. Effect of air-abrasion on the retention of zirconia ceramic crowns luted with different cements before and after artificial aging. *Dent Mater.* 2010;26(9):922-8.
103. Son YH, Han CH, Kim S. Influence of internal-gap width and cement type on the retentive force of zirconia copings in pullout testing. *J Dent.* 2012;40(10):866-72.
104. Kern M, Wegner SM. Bonding to zirconia ceramic: adhesion methods and their durability. *Dent Mater.* 1998;14(1):64-71.

105. Aboushelib MN, Dozic A, Liem JK. Influence of framework color and layering technique on the final color of zirconia veneered restorations. *Quintessence Int.* 2010;41(5):e84-9.
106. Fron Chabouis H, Smail Faugeron V, Attal JP. Clinical efficacy of composite versus ceramic inlays and onlays: a systematic review. *Dent Mater.* 2013;29(12):1209-18.
107. Anusavice KJ. Degradability of dental ceramics. *Adv Dent Res.* 1992;6:82-9.
108. Arnetzl G, Arnetzl GV. Hybrid materials offer new perspectives. *Int J Comput Dent.* 2015;18(2):177-86.
109. <http://www.gcaustralasia.com/Upload/product/pdf/98/Brochure-CERASMART.pdf>.
110. <http://www.shofu.com/en/products/ceramics-dentures/new/shofu-block-disk-hc/>.
111. <http://www.shofu.com/en/wp-content/uploads/sites/2/2016/11/Shofu-Blocks-Disks-HC-Brochure.pdf>.
112. <https://multimedia.3m.com/mws/media/204046O/3m-sof-lex-finishing-and-polishing-discs-technique-guide.pdf>.
113. [http://www.gcamerica.com/products/digital/OPTIGLAZE\\_Color/](http://www.gcamerica.com/products/digital/OPTIGLAZE_Color/)
114. Coachman C, Paravina RD. Digitally Enhanced Esthetic Dentistry - From Treatment Planning to Quality Control. *J Esthet Restor Dent.* 2016;28 Suppl 1:S3-4.
115. Xiao J, Zhou XD, Zhu WC, Zhang B, Li JY, Xu X. The prevalence of tooth discolouration and the self-satisfaction with tooth colour in a Chinese urban population. *J Oral Rehabil.* 2007;34(5):351-60.
116. Alkhatib MN, Holt R, Bedi R. Prevalence of self-assessed tooth discolouration in the United Kingdom. *J Dent.* 2004;32(7):561-6.
117. Barghi N. Making a clinical decision for vital tooth bleaching: at-home or in-office? *Compend Contin Educ Dent.* 1998;19(8):831-8; quiz 40.
118. Burrows S. A review of the efficacy of tooth bleaching. *Dent Update.* 2009;36(9):537-8, 41-4, 47-8 passim.
119. Matis BA, Cochran MA, Eckert G. Review of the effectiveness of various tooth whitening systems. *Oper Dent.* 2009;34(2):230-5.
120. Mondelli RF, Azevedo JF, Francisconi AC, Almeida CM, Ishikiriyama SK. Comparative clinical study of the effectiveness of different dental bleaching methods - two year follow-up. *J Appl Oral Sci.* 2012;20(4):435-43.
121. Lee JH, Kim DG, Park CJ, Cho LR. Minimally invasive treatment for esthetic enhancement of white spot lesion in adjacent tooth. *J Adv Prosthodont.* 2013;5(3):359-63.
122. Bussadori SK, do Rego MA, da Silva PE, Pinto MM, Pinto AC. Esthetic alternative for fluorosis blemishes with the usage of a dual bleaching system based on hydrogen peroxide at 35%. *J Clin Pediatr Dent.* 2004;28(2):143-6.
123. Kugel G, Kastali S. Tooth-whitening efficacy and safety: a randomized and controlled clinical trial. *Compend Contin Educ Dent Suppl.* 2000(29):S16-21; quiz S42.
124. Dahl JE, Pallesen U. Tooth bleaching--a critical review of the biological aspects. *Crit Rev Oral Biol Med.* 2003;14(4):292-304.
125. Hasson H, Ismail AI, Neiva G. Home-based chemically-induced whitening of teeth in adults. *Cochrane Database Syst Rev.* 2006(4):CD006202.
126. Joiner A. The bleaching of teeth: a review of the literature. *J Dent.* 2006;34(7):412-9.
127. Azrak B, Callaway A, Kurth P, Willershausen B. Influence of bleaching agents on surface roughness of sound or eroded dental enamel specimens. *J Esthet Restor Dent.* 2010;22(6):391-9.
128. Fasanaro TS. Bleaching teeth: history, chemicals, and methods used for common tooth discolorations. *J Esthet Dent.* 1992;4(3):71-8.

129. Okte Z, Villalta P, Garcia-Godoy F, Lu H, Powers JM. Surface hardness of resin composites after staining and bleaching. *Oper Dent*. 2006;31(5):623-8.
130. Sulieman MA. An overview of tooth-bleaching techniques: chemistry, safety and efficacy. *Periodontol 2000*. 2008;48:148-69.
131. Cavalli V, Arrais CA, Giannini M, Ambrosano GM. High-concentrated carbamide peroxide bleaching agents effects on enamel surface. *J Oral Rehabil*. 2004;31(2):155-9.
132. Bernardon JK, Sartori N, Ballarin A, Perdigao J, Lopes GC, Baratieri LN. Clinical performance of vital bleaching techniques. *Oper Dent*. 2010;35(1):3-10.
133. Marson FC, Sensi LG, Vieira LC, Araujo E. Clinical evaluation of in-office dental bleaching treatments with and without the use of light-activation sources. *Oper Dent*. 2008;33(1):15-22.
134. Cao L, Huang L, Wu M, Wei H, Zhao S. Effects of cold light bleaching on the color stability of composite resins. *Int J Clin Exp Med*. 2015;8(6):8968-76.
135. Wang W, Zhu Y, Li J, Liao S, Ai H. Efficacy of cold light bleaching using different bleaching times and their effects on human enamel. *Dent Mater J*. 2013;32(5):761-6.
136. Buchalla W, Attin T. External bleaching therapy with activation by heat, light or laser--a systematic review. *Dent Mater*. 2007;23(5):586-96.
137. Al-Harbi A, Ardu S, Bortolotto T, Krejci I. Effect of extended application time on the efficacy of an in-office hydrogen peroxide bleaching agent: an in vitro study. *Eur J Esthet Dent*. 2013;8(2):226-36.
138. Haywood VB, Leonard RH, Nelson CF, Brunson WD. Effectiveness, side effects and long-term status of nightguard vital bleaching. *J Am Dent Assoc*. 1994;125(9):1219-26.
139. Cibirka RM, Myers M, Downey MC, Nelson SK, Browning WD, Hawkins IK, et al. Clinical study of tooth shade lightening from dentist-supervised, patient-applied treatment with two 10% carbamide peroxide gels. *J Esthet Dent*. 1999;11(6):325-31.
140. Alonso de la Pena V, Balboa Cabrita O. Comparison of the clinical efficacy and safety of carbamide peroxide and hydrogen peroxide in at-home bleaching gels. *Quintessence Int*. 2006;37(7):551-6.
141. Attin T, Hannig C, Wiegand A, Attin R. Effect of bleaching on restorative materials and restorations--a systematic review. *Dent Mater*. 2004;20(9):852-61.
142. Ritter AV, Leonard RH, Jr., St Georges AJ, Caplan DJ, Haywood VB. Safety and stability of nightguard vital bleaching: 9 to 12 years post-treatment. *J Esthet Restor Dent*. 2002;14(5):275-85.
143. Mokhlis GR, Matis BA, Cochran MA, Eckert GJ. A clinical evaluation of carbamide peroxide and hydrogen peroxide whitening agents during daytime use. *J Am Dent Assoc*. 2000;131(9):1269-77.
144. Meireles SS, Heckmann SS, Santos IS, Della Bona A, Demarco FF. A double blind randomized clinical trial of at-home tooth bleaching using two carbamide peroxide concentrations: 6-month follow-up. *J Dent*. 2008;36(11):878-84.
145. Auschill TM, Hellwig E, Schmidale S, Sculean A, Arweiler NB. Efficacy, side-effects and patients' acceptance of different bleaching techniques (OTC, in-office, at-home). *Oper Dent*. 2005;30(2):156-63.
146. Giachetti L, Bertini F, Bambi C, Nieri M, Scaminaci Russo D. A randomized clinical trial comparing at-home and in-office tooth whitening techniques: A nine-month follow-up. *J Am Dent Assoc*. 2010;141(11):1357-64.
147. Batista GR, Barcellos DC, Torres CR, Goto EH, Pucci CR, Borges AB. The influence of chemical activation on tooth bleaching using 10% carbamide peroxide. *Oper Dent*. 2011;36(2):162-8.

148. da Costa JB, McPharlin R, Hilton T, Ferracane JI, Wang M. Comparison of two at-home whitening products of similar peroxide concentration and different delivery methods. *Oper Dent*. 2012;37(4):333-9.
149. Bizhang M, Chun YH, Damerou K, Singh P, Raab WH, Zimmer S. Comparative clinical study of the effectiveness of three different bleaching methods. *Oper Dent*. 2009;34(6):635-41.
150. Delgado E, Hernandez-Cott PL, Stewart B, Collins M, De Vizio W. Tooth-whitening efficacy of custom tray-delivered 9% hydrogen peroxide and 20% carbamide peroxide during daytime use: a 14-day clinical trial. *P R Health Sci J*. 2007;26(4):367-72.
151. Briso AL, Tunas IT, de Almeida LC, Rahal V, Ambrosano GM. Effects of five carbamide peroxide bleaching gels on composite resin microhardness. *Acta Odontol Latinoam*. 2010;23(1):27-31.
152. Ourique SA, Arrais CA, Cassoni A, Ota-Tsuzuki C, Rodrigues JA. Effects of different concentrations of carbamide peroxide and bleaching periods on the roughness of dental ceramics. *Braz Oral Res*. 2011;25(5):453-8.
153. de Andrade IC, Basting RT, Lima-Arsati YB, do Amaral FL, Rodrigues JA, Franca FM. Surface roughness evaluation and shade changes of a nanofilled resin composite after bleaching and immersion in staining solutions. *Am J Dent*. 2011;24(4):245-9.
154. Malkondu O, Yurdagüven H, Say EC, Kazazoglu E, Soyman M. Effect of bleaching on microhardness of esthetic restorative materials. *Oper Dent*. 2011;36(2):177-86.
155. Villalta P, Lu H, Okte Z, Garcia-Godoy F, Powers JM. Effects of staining and bleaching on color change of dental composite resins. *J Prosthet Dent*. 2006;95(2):137-42.
156. Hafez R, Ahmed D, Yousry M, El-Badrawy W, El-Mowafy O. Effect of in-office bleaching on color and surface roughness of composite restoratives. *Eur J Dent*. 2010;4(2):118-27.
157. Gouveia TH, Publio Jdo C, Ambrosano GM, Paulillo LA, Aguiar FH, Lima DA. Effect of at-home bleaching with different thickeners and aging on physical properties of a nanocomposite. *Eur J Dent*. 2016;10(1):82-91.
158. Abd Elhamid M, Mosallam R. Effect of bleaching versus repolishing on colour and surface topography of stained resin composite. *Aust Dent J*. 2010;55(4):390-8.
159. Hannig C, Duong S, Becker K, Brunner E, Kahler E, Attin T. Effect of bleaching on subsurface micro-hardness of composite and a polyacid modified composite. *Dent Mater*. 2007;23(2):198-203.
160. Kim JH, Lee YK, Lim BS, Rhee SH, Yang HC. Effect of tooth-whitening strips and films on changes in color and surface roughness of resin composites. *Clin Oral Investig*. 2004;8(3):118-22.
161. Papadopoulos T, Sarafianou A, Hatzikyriakos A. Colour stability of veneering composites after accelerated aging. *Eur J Dent*. 2010;4(2):137-42.
162. Arocha MA, Mayoral JR, Lefever D, Mercade M, Basilio J, Roig M. Color stability of siloranes versus methacrylate-based composites after immersion in staining solutions. *Clin Oral Investig*. 2013;17(6):1481-7.
163. Kolbeck C, Rosentritt M, Lang R, Handel G. Discoloration of facing and restorative composites by UV-irradiation and staining food. *Dent Mater*. 2006;22(1):63-8.
164. Ardu S, Gutemberg D, Krejci I, Feilzer AJ, Di Bella E, Dietschi D. Influence of water sorption on resin composite color and color variation amongst various composite brands with identical shade code: an in vitro evaluation. *J Dent*. 2011;39 Suppl 1:e37-44.
165. Lee YK, Yu B, Lim HN, Lim JI. Difference in the color stability of direct and indirect resin composites. *J Appl Oral Sci*. 2011;19(2):154-60.
166. Nakazawa M. Color stability of indirect composite materials polymerized with different polymerization systems. *J Oral Sci*. 2009;51(2):267-73.

167. Monaghan P, Trowbridge T, Lautenschlager E. Composite resin color change after vital tooth bleaching. *J Prosthet Dent.* 1992;67(6):778-81.
168. Polydorou O, Monting JS, Hellwig E, Auschill TM. Effect of in-office tooth bleaching on the microhardness of six dental esthetic restorative materials. *Dent Mater.* 2007;23(2):153-8.
169. Arocha MA, Basilio J, Llopis J, Di Bella E, Roig M, Ardu S, et al. Colour stainability of indirect CAD-CAM processed composites vs. conventionally laboratory processed composites after immersion in staining solutions. *J Dent.* 2014;42(7):831-8.
170. Reynolds EC, Johnson IH. Effect of milk on caries incidence and bacterial composition of dental plaque in the rat. *Arch Oral Biol.* 1981;26(5):445-51.
171. Rosen S, Min DB, Harper DS, Harper WJ, Beck EX, Beck FM. Effect of cheese, with and without sucrose, on dental caries and recovery of *Streptococcus mutans* in rats. *J Dent Res.* 1984;63(6):894-6.
172. Niu X, Wang L, Tian F, Wang L, Li P, Feng Q, et al. Shear-mediated crystallization from amorphous calcium phosphate to bone apatite. *J Mech Behav Biomed Mater.* 2016;54:131-40.
173. Hung CL, Yang JC, Chang WJ, Hu CY, Lin YH, Huang CH, et al. In vivo graft performance of an improved bone substitute composed of poor crystalline hydroxyapatite based biphasic calcium phosphate. *Dent Mater J.* 2011;30(1):21-8.
174. Asaoka K, Bae JY, Lee HH. Porosity of dental gypsum-bonded investments in setting and heating process. *Dent Mater J.* 2012;31(1):120-4.
175. Combes C, Rey C. Amorphous calcium phosphates: synthesis, properties and uses in biomaterials. *Acta Biomater.* 2010;6(9):3362-78.
176. Dorozhkin SV. Calcium orthophosphates in dentistry. *J Mater Sci Mater Med.* 2013;24(6):1335-63.
177. Ma S, Yang Y, Carnes DL, Kim K, Park S, Oh SH, et al. Effects of dissolved calcium and phosphorous on osteoblast responses. *J Oral Implantol.* 2005;31(2):61-7.
178. Maeno S, Niki Y, Matsumoto H, Morioka H, Yatabe T, Funayama A, et al. The effect of calcium ion concentration on osteoblast viability, proliferation and differentiation in monolayer and 3D culture. *Biomaterials.* 2005;26(23):4847-55.
179. Tamura Y, Tsubota K, Otsuka E, Endo H, Takubo C, Miyazaki M, et al. Dentin bonding: influence of bonded surface area and crosshead speed on bond strength. *Dent Mater J.* 2011;30(2):206-11.
180. Watson BM, Kasper FK, Mikos AG. Phosphorous-containing polymers for regenerative medicine. *Biomed Mater.* 2014;9(2):025014.
181. Niu X, Chen S, Tian F, Wang L, Feng Q, Fan Y. Hydrolytic conversion of amorphous calcium phosphate into apatite accompanied by sustained calcium and orthophosphate ions release. *Mater Sci Eng C Mater Biol Appl.* 2017;70(Pt 2):1120-4.
182. Boskey AL. Amorphous calcium phosphate: the contention of bone. *J Dent Res.* 1997;76(8):1433-6.
183. Reema SD, Lahiri PK, Roy SS. Review of casein phosphopeptides-amorphous calcium phosphate. *Chin J Dent Res.* 2014;17(1):7-14.
184. Skrtic D, Hailer AW, Takagi S, Antonucci JM, Eanes ED. Quantitative assessment of the efficacy of amorphous calcium phosphate/methacrylate composites in remineralizing caries-like lesions artificially produced in bovine enamel. *J Dent Res.* 1996;75(9):1679-86.
185. Park MS, Eanes ED, Antonucci JM, Skrtic D. Mechanical properties of bioactive amorphous calcium phosphate/methacrylate composites. *Dent Mater.* 1998;14(2):137-41.
186. Llana C, Forner L, Baca P. Anticariogenicity of casein phosphopeptide-amorphous calcium phosphate: a review of the literature. *J Contemp Dent Pract.* 2009;10(3):1-9.

187. Ranjitkar S, Kaidonis JA, Richards LC, Townsend GC. The effect of CPP-ACP on enamel wear under severe erosive conditions. *Arch Oral Biol.* 2009;54(6):527-32.
188. Reynolds EC, Cai F, Cochrane NJ, Shen P, Walker GD, Morgan MV, et al. Fluoride and casein phosphopeptide-amorphous calcium phosphate. *J Dent Res.* 2008;87(4):344-8.
189. Caruana PC, Mulaify SA, Moazzez R, Bartlett D. The effect of casein and calcium containing paste on plaque pH following a subsequent carbohydrate challenge. *J Dent.* 2009;37(7):522-6.
190. Langhorst SE, O'Donnell JN, Skrtic D. In vitro remineralization of enamel by polymeric amorphous calcium phosphate composite: quantitative microradiographic study. *Dent Mater.* 2009;25(7):884-91.
191. Skrtic D, Antonucci JM, Eanes ED, Brunworth RT. Silica- and zirconia-hybridized amorphous calcium phosphate: effect on transformation to hydroxyapatite. *J Biomed Mater Res.* 2002;59(4):597-604.
192. Singh RD, Ram SM, Shetty O, Chand P, Yadav R. Efficacy of casein phosphopeptide-amorphous calcium phosphate to prevent stain absorption on freshly bleached enamel: An in vitro study. *J Conserv Dent.* 2010;13(2):76-9.
193. Kyaw KY, Otsuki M, Segarra MS, Tagami J. Effect of sodium fluoride pretreatment on the efficacy of an in-office bleaching agent: An in vitro study. *Clin Exp Dent Res.* 2018;4(4):113-8.
194. Papathanasiou A, Kastali S, Perry RD, Kugel G. Clinical evaluation of a 35% hydrogen peroxide in-office whitening system. *Compend Contin Educ Dent.* 2002;23(4):335-8, 40, 43-4 passim; quiz 48.
195. Baik JW, Rueggeberg FA, Liewehr FR. Effect of light-enhanced bleaching on in vitro surface and intrapulpal temperature rise. *J Esthet Restor Dent.* 2001;13(6):370-8.
196. Haywood VB. History, safety, and effectiveness of current bleaching techniques and applications of the nightguard vital bleaching technique. *Quintessence Int.* 1992;23(7):471-88.
197. Croll TP. Bleaching sensitivity. *J Am Dent Assoc.* 2003;134(9):1172.
198. Haywood VB. Treating sensitivity during tooth whitening. *Compend Contin Educ Dent.* 2005;26(9 Suppl 3):11-20.
199. Jorgensen MG, Carroll WB. Incidence of tooth sensitivity after home whitening treatment. *J Am Dent Assoc.* 2002;133(8):1076-82; quiz 94-5.
200. Kim S. Hypersensitive teeth: desensitization of pulpal sensory nerves. *J Endod.* 1986;12(10):482-5.
201. Zhao J, Liu Y, Sun WB, Zhang H. Amorphous calcium phosphate and its application in dentistry. *Chem Cent J.* 2011;5:40.
202. Attin T, Kielbassa AM, Schwanenberg M, Hellwig E. Effect of fluoride treatment on remineralization of bleached enamel. *J Oral Rehabil.* 1997;24(4):282-6.
203. Bizhang M, Seemann R, Duve G, Romhild G, Altenburger JM, Jahn KR, et al. Demineralization effects of 2 bleaching procedures on enamel surfaces with and without post-treatment fluoride application. *Oper Dent.* 2006;31(6):705-9.
204. <https://www.usa.philips.com/c-m-pe/dental-professionals/products/whitening/take-home-whitening/daywhite-maximum>.
205. Grant LP, Thompson A, Tanzer JM. Caries inhibition in rats by a remineralizing toothpaste. *J Clin Dent.* 1999;10(1 Spec No):30-3.
206. Giniger M, Macdonald J, Ziemba S, Felix H. The clinical performance of professionally dispensed bleaching gel with added amorphous calcium phosphate. *J Am Dent Assoc.* 2005;136(3):383-92.
207. Tung MS, Eichmiller FC. Amorphous calcium phosphates for tooth mineralization. *Compend Contin Educ Dent.* 2004;25(9 Suppl 1):9-13.

208. Munoz CA, Stephens JA, Proskin HM, Ghassemi A. Clinical efficacy evaluation of calcium, phosphate, and sodium bicarbonate on surface-enamel smoothness and gloss. *Compend Contin Educ Dent.* 2004;25(9 Suppl 1):32-9.
209. Cehreli ZC, Yazici R, Garcia-Godoy F. Effect of home-use bleaching gels on fluoride releasing restorative materials. *Oper Dent.* 2003;28(5):605-9.
210. Pretty IA, Edgar WM, Higham SM. The effect of bleaching on enamel susceptibility to acid erosion and demineralisation. *Br Dent J.* 2005;198(5):285-90; discussion 0.
211. Silva Costa SX, Becker AB, de Souza Rastelli AN, de Castro Monteiro Loffredo L, de Andrade MF, Bagnato VS. Effect of four bleaching regimens on color changes and microhardness of dental nanofilled composite. *Int J Dent.* 2009;2009:313845.
212. Dutra RA, Branco JR, Alvim HH, Poletto LT, Albuquerque RC. Effect of hydrogen peroxide topical application on the enamel and composite resin surfaces and interface. *Indian J Dent Res.* 2009;20(1):65-70.
213. Polydorou O, Hellwig E, Auschill TM. The effect of different bleaching agents on the surface texture of restorative materials. *Oper Dent.* 2006;31(4):473-80.
214. Mitra SB, Wu D, Holmes BN. An application of nanotechnology in advanced dental materials. *J Am Dent Assoc.* 2003;134(10):1382-90.
215. Pallesen U, Qvist V. Composite resin fillings and inlays. An 11-year evaluation. *Clin Oral Investig.* 2003;7(2):71-9.
216. Stober T, Gilde H, Lenz P. Color stability of highly filled composite resin materials for facings. *Dent Mater.* 2001;17(1):87-94.
217. Setz J, Engel E. In vivo color stability of resin-veneered telescopic dentures: a double blind pilot study. *J Prosthet Dent.* 1997;77(5):486-91.
218. Rosentritt M, Esch J, Behr M, Leibrock A, Handel G. In vivo color stability of resin composite veneers and acrylic resin teeth in removable partial dentures. *Quintessence Int.* 1998;29(8):517-22.
219. Patel SB, Gordan VV, Barrett AA, Shen C. The effect of surface finishing and storage solutions on the color stability of resin-based composites. *J Am Dent Assoc.* 2004;135(5):587-94; quiz 654.
220. Khokhar ZA, Razzoog ME, Yaman P. Color stability of restorative resins. *Quintessence Int.* 1991;22(9):733-7.
221. Sarafianou A, Iosifidou S, Papadopoulos T, Eliades G. Color stability and degree of cure of direct composite restoratives after accelerated aging. *Oper Dent.* 2007;32(4):406-11.
222. Dietschi D, Campanile G, Holz J, Meyer JM. Comparison of the color stability of ten new-generation composites: an in vitro study. *Dent Mater.* 1994;10(6):353-62.
223. Paravina RD, Ghinea R, Herrera LJ, Bona AD, Igiel C, Linninger M, et al. Color difference thresholds in dentistry. *J Esthet Restor Dent.* 2015;27 Suppl 1:S1-9.
224. Kuehni RG. Color-tolerance data and the tentative CIE 1976 L a b formula. *J Opt Soc Am.* 1976;66(5):497-500.
225. Ruyter IE, Nilner K, Moller B. Color stability of dental composite resin materials for crown and bridge veneers. *Dent Mater.* 1987;3(5):246-51.
226. Cvikl B, Lussi A, Moritz A, Flury S. Enamel Surface Changes After Exposure to Bleaching Gels Containing Carbamide Peroxide or Hydrogen Peroxide. *Oper Dent.* 2016;41(1):E39-47.
227. Paravina RD, Johnston WM, Powers JM. New shade guide for evaluation of tooth whitening--colorimetric study. *J Esthet Restor Dent.* 2007;19(5):276-83; discussion 83.
228. Johnston WM, Kao EC. Assessment of appearance match by visual observation and clinical colorimetry. *J Dent Res.* 1989;68(5):819-22.
229. Johnston WM. Color measurement in dentistry. *J Dent.* 2009;37 Suppl 1:e2-6.

230. Martinez-Gomis J, Bizar J, Anglada JM, Samsó J, Peraire M. Comparative evaluation of four finishing systems on one ceramic surface. *Int J Prosthodont.* 2003;16(1):74-7.
231. Gomez-Polo C, Montero J, Gomez-Polo M, Martín Casado A. Comparison of the CIELab and CIEDE 2000 Color Difference Formulas on Gingival Color Space. *J Prosthodont.* 2017.
232. Okubo SR, Kanawati A, Richards MW, Childress S. Evaluation of visual and instrument shade matching. *J Prosthet Dent.* 1998;80(6):642-8.
233. Wee AG, Kang EY, Jere D, Beck FM. Clinical color match of porcelain visual shade-matching systems. *J Esthet Restor Dent.* 2005;17(6):351-7; discussion 8.
234. Paravina RD. Evaluation of a newly developed visual shade-matching apparatus. *Int J Prosthodont.* 2002;15(6):528-34.
235. Jagger DC, Harrison A. An in vitro investigation into the wear effects of unglazed, glazed, and polished porcelain on human enamel. *J Prosthet Dent.* 1994;72(3):320-3.
236. Tholt de Vasconcellos B, Miranda-Junior WG, Prioli R, Thompson J, Oda M. Surface roughness in ceramics with different finishing techniques using atomic force microscope and profilometer. *Oper Dent.* 2006;31(4):442-9.
237. Da Costa J, Ferracane J, Paravina RD, Mazur RF, Roeder L. The effect of different polishing systems on surface roughness and gloss of various resin composites. *J Esthet Restor Dent.* 2007;19(4):214-24; discussion 25-6.
238. Leitao J. Surface roughness and porosity of dental amalgam. *Acta Odontol Scand.* 1982;40(1):9-16.
239. Haywood VB, Heymann HO, Scurria MS. Effects of water, speed, and experimental instrumentation on finishing and polishing porcelain intra-orally. *Dent Mater.* 1989;5(3):185-8.
240. Whitehead SA, Shearer AC, Watts DC, Wilson NH. Comparison of methods for measuring surface roughness of ceramic. *J Oral Rehabil.* 1995;22(6):421-7.
241. Kakaboura A, Fragouli M, Rahiotis C, Silikas N. Evaluation of surface characteristics of dental composites using profilometry, scanning electron, atomic force microscopy and gloss-meter. *J Mater Sci Mater Med.* 2007;18(1):155-63.
242. Ward MT, Tate WH, Powers JM. Surface roughness of opalescent porcelains after polishing. *Oper Dent.* 1995;20(3):106-10.
243. Bollen CM, Papaioanno W, Van Eldere J, Schepers E, Quirynen M, van Steenberghe D. The influence of abutment surface roughness on plaque accumulation and peri-implant mucositis. *Clin Oral Implants Res.* 1996;7(3):201-11.
244. Jones CS, Billington RW, Pearson GJ. The in vivo perception of roughness of restorations. *Br Dent J.* 2004;196(1):42-5; discussion 31.
245. Queiroz JR, Fissmer SF, Koga-Ito CY, Salvia AC, Massi M, Sobrinho AS, et al. Effect of diamond-like carbon thin film coated acrylic resin on candida albicans biofilm formation. *J Prosthodont.* 2013;22(6):451-5.
246. Kawai K, Urano M, Ebisu S. Effect of surface roughness of porcelain on adhesion of bacteria and their synthesizing glucans. *J Prosthet Dent.* 2000;83(6):664-7.
247. Ahmad R, Morgano SM, Wu BM, Giordano RA. An evaluation of the effects of handpiece speed, abrasive characteristics, and polishing load on the flexural strength of polished ceramics. *J Prosthet Dent.* 2005;94(5):421-9.
248. al-Wahadni A, Martin DM. Glazing and finishing dental porcelain: a literature review. *J Can Dent Assoc.* 1998;64(8):580-3.
249. Jung M, Wehlen O, Klimek J. Finishing and polishing of indirect composite and ceramic inlays in-vivo: occlusal surfaces. *Oper Dent.* 2004;29(2):131-41.

250. Mota EG, Smidt LN, Fracasso LM, Burnett LH, Jr., Spohr AM. The effect of milling and postmilling procedures on the surface roughness of CAD/CAM materials. *J Esthet Restor Dent.* 2017;29(6):450-8.
251. Bottino MC, Valandro LF, Kantorski KZ, Bressiani JC, Bottino MA. Polishing methods of an alumina-reinforced feldspar ceramic. *Braz Dent J.* 2006;17(4):285-9.
252. Glavina D, Skrinjaric I, Mahovic S, Majstorovic M. Surface quality of Cerec CAD/CAM ceramic veneers treated with four different polishing systems. *Eur J Paediatr Dent.* 2004;5(1):30-4.
253. Hulterstrom AK, Bergman M. Polishing systems for dental ceramics. *Acta Odontol Scand.* 1993;51(4):229-34.
254. Campbell SD. Evaluation of surface roughness and polishing techniques for new ceramic materials. *J Prosthet Dent.* 1989;61(5):563-8.
255. Haywood VB, Heymann HO, Kusy RP, Whitley JQ, Andreaus SB. Polishing porcelain veneers: an SEM and specular reflectance analysis. *Dent Mater.* 1988;4(3):116-21.
256. Goldstein RE. Finishing of composites and laminates. *Dent Clin North Am.* 1989;33(2):305-18, 210-9.
257. de ASMF, Davies RM, Stewart B, DeVizio W, Tonholo J, da Silva Junior JG, et al. Effect of whitening gels on the surface roughness of restorative materials in situ. *Dent Mater.* 2006;22(10):919-24.
258. Rodrigues JA, Basting RT, Serra MC, Rodrigues Junior AL. Effects of 10% carbamide peroxide bleaching materials on enamel microhardness. *Am J Dent.* 2001;14(2):67-71.
259. Rodrigues JA, Marchi GM, Ambrosano GM, Heymann HO, Pimenta LA. Microhardness evaluation of in situ vital bleaching on human dental enamel using a novel study design. *Dent Mater.* 2005;21(11):1059-67.
260. Rodrigues JA, Oliveira GP, Amaral CM. Effect of thickener agents on dental enamel microhardness submitted to at-home bleaching. *Braz Oral Res.* 2007;21(2):170-5.
261. Pinto CF, Oliveira R, Cavalli V, Giannini M. Peroxide bleaching agent effects on enamel surface microhardness, roughness and morphology. *Braz Oral Res.* 2004;18(4):306-11.
262. Ourique SA, Magdaleno JP, Arrais CA, Rodrigues JA. Effect of different concentrations of carbamide peroxide on microhardness of dental ceramics. *Am J Dent.* 2011;24(1):57-9.
263. Cho SD, Bulpakdi P, Matis BA, Platt JA. Effect of bleaching on fracture toughness of resin composites. *Oper Dent.* 2009;34(6):703-8.
264. Yu H, Li Q, Hussain M, Wang Y. Effects of bleaching gels on the surface microhardness of tooth-colored restorative materials in situ. *J Dent.* 2008;36(4):261-7.
265. Wattanapayungkul P, Yap AU, Chooi KW, Lee MF, Selamat RS, Zhou RD. The effect of home bleaching agents on the surface roughness of tooth-colored restoratives with time. *Oper Dent.* 2004;29(4):398-403.
266. Zaki AA, Fahmy NZ. The effect of a bleaching system on properties related to different ceramic surface textures. *J Prosthodont.* 2009;18(3):223-9.
267. Butler CJ, Masri R, Driscoll CF, Thompson GA, Runyan DA, Anthony von Fraunhofer J. Effect of fluoride and 10% carbamide peroxide on the surface roughness of low-fusing and ultra low-fusing porcelain. *J Prosthet Dent.* 2004;92(2):179-83.
268. Wang L, Francisconi LF, Atta MT, Dos Santos JR, Del Padre NC, Gonini A, Jr., et al. Effect of bleaching gels on surface roughness of nanofilled composite resins. *Eur J Dent.* 2011;5(2):173-9.

269. Wang L, Garcia FC, Amarante de Araujo P, Franco EB, Mondelli RF. Wear resistance of packable resin composites after simulated toothbrushing test. *J Esthet Restor Dent.* 2004;16(5):303-14; discussion 14-5.
270. Badra VV, Faraoni JJ, Ramos RP, Palma-Dibb RG. Influence of different beverages on the microhardness and surface roughness of resin composites. *Oper Dent.* 2005;30(2):213-9.
271. Yazici AR, Tuncer D, Antonson S, Onen A, Kilinc E. Effects of delayed finishing/polishing on surface roughness, hardness and gloss of tooth-coloured restorative materials. *Eur J Dent.* 2010;4(1):50-6.
272. Tinschert J, Natt G, Mautsch W, Augthun M, Spiekermann H. Fracture resistance of lithium disilicate-, alumina-, and zirconia-based three-unit fixed partial dentures: a laboratory study. *Int J Prosthodont.* 2001;14(3):231-8.
273. Sailer I, Feher A, Filser F, Gauckler LJ, Luthy H, Hammerle CH. Five-year clinical results of zirconia frameworks for posterior fixed partial dentures. *Int J Prosthodont.* 2007;20(4):383-8.
274. Tinschert J, Natt G, Mautsch W, Spiekermann H, Anusavice KJ. Marginal fit of alumina- and zirconia-based fixed partial dentures produced by a CAD/CAM system. *Oper Dent.* 2001;26(4):367-74.
275. Vult von Steyern P, Carlson P, Nilner K. All-ceramic fixed partial dentures designed according to the DC-Zirkon technique. A 2-year clinical study. *J Oral Rehabil.* 2005;32(3):180-7.
276. Luthardt RG, Holzhueter M, Sandkuhl O, Herold V, Schnapp JD, Kuhlisch E, et al. Reliability and properties of ground Y-TZP-zirconia ceramics. *J Dent Res.* 2002;81(7):487-91.
277. Bindl A, Mormann WH. Marginal and internal fit of all-ceramic CAD/CAM crown-copings on chamfer preparations. *J Oral Rehabil.* 2005;32(6):441-7.
278. Stappert CF, Denner N, Gerds T, Strub JR. Marginal adaptation of different types of all-ceramic partial coverage restorations after exposure to an artificial mouth. *Br Dent J.* 2005;199(12):779-83; discussion 7.
279. Sulaiman F, Chai J, Jameson LM, Wozniak WT. A comparison of the marginal fit of In-Ceram, IPS Empress, and Procera crowns. *Int J Prosthodont.* 1997;10(5):478-84.
280. McLean JW. Polycarboxylate cements. Five years' experience in general practice. *Br Dent J.* 1972;132(1):9-15.
281. McLean JW, von Fraunhofer JA. The estimation of cement film thickness by an in vivo technique. *Br Dent J.* 1971;131(3):107-11.
282. de Oliveira Lima M, Catelan A, Hernandez NM, Giorgi MC, Ambrosano GM, Lima DA. In vitro evaluation of the effect of different polishing techniques on the surface roughness of composite resins submitted to at-home and in-office bleaching procedures. *J Conserv Dent.* 2015;18(6):483-7.
283. Moraes RR, Marimon JL, Schneider LF, Correr Sobrinho L, Camacho GB, Bueno M. Carbamide peroxide bleaching agents: effects on surface roughness of enamel, composite and porcelain. *Clin Oral Investig.* 2006;10(1):23-8.
284. Mohsen CA. The effect of bleaching agents on the surface topography of ceramometal dental alloys. *J Prosthodont.* 2010;19(1):33-41.
285. Cengiz E, Kurtulmus-Yilmaz S, Ulusoy N, Deniz ST, Yuksel-Devrim E. The effect of home bleaching agents on the surface roughness of five different composite resins: A SEM evaluation. *Scanning.* 2016;38(3):277-83.
286. Rosentritt M, Lang R, Plein T, Behr M, Handel G. Discoloration of restorative materials after bleaching application. *Quintessence Int.* 2005;36(1):33-9.

287. Ferracane JL. Hygroscopic and hydrolytic effects in dental polymer networks. *Dent Mater.* 2006;22(3):211-22.
288. Swift EJ, Jr. Critical appraisal. Effects of bleaching on tooth structure and restorations, part IV: effects on restorative materials. *J Esthet Restor Dent.* 2008;20(3):206-11.
289. Wattanapayungkul P, Yap AU. Effects of in-office bleaching products on surface finish of tooth-colored restorations. *Oper Dent.* 2003;28(1):15-9.
290. Lopes GC, Bonisconi L, Baratieri LN, Vieira LC, Monteiro S, Jr. Effect of bleaching agents on the hardness and morphology of enamel. *J Esthet Restor Dent.* 2002;14(1):24-30.
291. Flury S, Lussi A, Zimmerli B. Performance of different polishing techniques for direct CAD/CAM ceramic restorations. *Oper Dent.* 2010;35(4):470-81.
292. Sethi S, Kakade D, Jambhekar S, Jain V. An in vitro investigation to compare the surface roughness of auto glazed, reglazed and chair side polished surfaces of Ivoclar and Vita feldspathic porcelain. *J Indian Prosthodont Soc.* 2013;13(4):478-85.
293. Kois DE, Isvilanonda V, Chaiyabutr Y, Kois JC. Evaluation of fracture resistance and failure risks of posterior partial coverage restorations. *J Esthet Restor Dent.* 2013;25(2):110-22.
294. Zahran M, El-Mowafy O, Tam L, Watson PA, Finer Y. Fracture strength and fatigue resistance of all-ceramic molar crowns manufactured with CAD/CAM technology. *J Prosthodont.* 2008;17(5):370-7.
295. Quinn GD, Giuseppetti AA, Hoffman KH. Chipping fracture resistance of dental CAD/CAM restorative materials: part I--procedures and results. *Dent Mater.* 2014;30(5):e99-e111.
296. Attia A, Abdelaziz KM, Freitag S, Kern M. Fracture load of composite resin and feldspathic all-ceramic CAD/CAM crowns. *J Prosthet Dent.* 2006;95(2):117-23.
297. Attia A, Kern M. Influence of cyclic loading and luting agents on the fracture load of two all-ceramic crown systems. *J Prosthet Dent.* 2004;92(6):551-6.
298. Coldea A, Swain MV, Thiel N. Mechanical properties of polymer-infiltrated-ceramic-network materials. *Dent Mater.* 2013;29(4):419-26.
299. Schlichting LH, Maia HP, Baratieri LN, Magne P. Novel-design ultra-thin CAD/CAM composite resin and ceramic occlusal veneers for the treatment of severe dental erosion. *J Prosthet Dent.* 2011;105(4):217-26.
300. Yoshihara K, Nagaoka N, Maruo Y, Nishigawa G, Irie M, Yoshida Y, et al. Sandblasting may damage the surface of composite CAD-CAM blocks. *Dent Mater.* 2017;33(3):e124-e35.
301. Koizumi H, Saiki O, Nogawa H, Hiraba H, Okazaki T, Matsumura H. Surface roughness and gloss of current CAD/CAM resin composites before and after toothbrush abrasion. *Dent Mater J.* 2015;34(6):881-7.
302. Chung KH. Effects of finishing and polishing procedures on the surface texture of resin composites. *Dent Mater.* 1994;10(5):325-30.
303. Whitehead SA, Shearer AC, Watts DC, Wilson NH. Comparison of two stylus methods for measuring surface texture. *Dent Mater.* 1999;15(2):79-86.
304. Ionescu A, Brambilla E, Wastl DS, Giessibl FJ, Cazzaniga G, Schneider-Feyrer S, et al. Influence of matrix and filler fraction on biofilm formation on the surface of experimental resin-based composites. *J Mater Sci Mater Med.* 2015;26(1):5372.
305. Quirynen M, Bollen CM, Papaioannou W, Van Eldere J, van Steenberghe D. The influence of titanium abutment surface roughness on plaque accumulation and gingivitis: short-term observations. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 1996;11(2):169-78.
306. Al-Wahadni A. An in vitro investigation into the surface roughness of 2 glazed, unglazed, and refinished ceramic materials. *Quintessence Int.* 2006;37(4):311-7.

307. Backer AD, Munchow EA, Eckert GJ, Hara AT, Platt JA, Bottino MC. Effects of Simulated Gastric Juice on CAD/CAM Resin Composites-Morphological and Mechanical Evaluations. *J Prosthodont.* 2017;26(5):424-31.
308. Kelly JR, Nishimura I, Campbell SD. Ceramics in dentistry: historical roots and current perspectives. *J Prosthet Dent.* 1996;75(1):18-32.
309. Fuzzi M, Zaccheroni Z, Vallania G. Scanning electron microscopy and profilometer evaluation of glazed and polished dental porcelain. *Int J Prosthodont.* 1996;9(5):452-8.
310. Lawson NC, Janyavula S, Syklawer S, McLaren EA, Burgess JO. Wear of enamel opposing zirconia and lithium disilicate after adjustment, polishing and glazing. *J Dent.* 2014;42(12):1586-91.
311. Tjan AH, Chan CA. The polishability of posterior composites. *J Prosthet Dent.* 1989;61(2):138-46.
312. Boaventura JM, Nishida R, Elossais AA, Lima DM, Reis JM, Campos EA, et al. Effect finishing and polishing procedures on the surface roughness of IPS Empress 2 ceramic. *Acta Odontol Scand.* 2013;71(3-4):438-43.
313. Brewer JD, Garlapo DA, Chipps EA, Tedesco LA. Clinical discrimination between autoglazed and polished porcelain surfaces. *J Prosthet Dent.* 1990;64(6):631-4.
314. Sulik WD, Plekavich EJ. Surface finishing of dental porcelain. *J Prosthet Dent.* 1981;46(2):217-21.
315. Klausner LH, Cartwright CB, Charbeneau GT. Polished versus autoglazed porcelain surfaces. *J Prosthet Dent.* 1982;47(2):157-62.
316. Patterson CJ, McLundie AC, Stirrups DR, Taylor WG. Efficacy of a porcelain refinishing system in restoring surface finish after grinding with fine and extra-fine diamond burs. *J Prosthet Dent.* 1992;68(3):402-6.
317. Matis BA. Degradation of gel in tray whitening. *Compend Contin Educ Dent Suppl.* 2000(28):S28, S31-5; quiz S49.
318. Al-Qunaian TA, Matis BA, Cochran MA. In vivo kinetics of bleaching gel with three-percent hydrogen peroxide within the first hour. *Oper Dent.* 2003;28(3):236-41.
319. Matis BA, Yousef M, Cochran MA, Eckert GJ. Degradation of bleaching gels in vivo as a function of tray design and carbamide peroxide concentration. *Oper Dent.* 2002;27(1):12-8.
320. Irawan BA, Irawan SN, Masudi SM, Sukminingrum N, Alam MK. 3D Surface Profile and Color Stability of Tooth Colored Filling Materials after Bleaching. *Biomed Res Int.* 2015;2015:327289.
321. Shinkai K, Wakaki S, Suzuki S, Katoh Y. The effect of tooth bleaching on the bond strength of an experimental primer to enamel. *Odontology.* 2007;95(1):38-43.
322. Frysh H, Bowles WH, Baker F, Rivera-Hidalgo F, Guillen G. Effect of pH on hydrogen peroxide bleaching agents. *J Esthet Dent.* 1995;7(3):130-3.
323. Sun G. The role of lasers in cosmetic dentistry. *Dent Clin North Am.* 2000;44(4):831-50.
324. Soderholm KJ, Zigan M, Ragan M, Fischlschweiger W, Bergman M. Hydrolytic degradation of dental composites. *J Dent Res.* 1984;63(10):1248-54.
325. Titley K, Torneck CD, Smith D. The effect of concentrated hydrogen peroxide solutions on the surface morphology of human tooth enamel. *J Endod.* 1988;14(2):69-74.
326. Torneck CD, Tittley KC, Smith DC, Adibfar A. The influence of time of hydrogen peroxide exposure on the adhesion of composite resin to bleached bovine enamel. *J Endod.* 1990;16(3):123-8.
327. McGuckin RS, Babin JF, Meyer BJ. Alterations in human enamel surface morphology following vital bleaching. *J Prosthet Dent.* 1992;68(5):754-60.

328. Langsten RE, Dunn WJ, Hartup GR, Murchison DF. Higher-concentration carbamide peroxide effects on surface roughness of composites. *J Esthet Restor Dent*. 2002;14(2):92-6.
329. Chen H, Huang J, Dong X, Qian J, He J, Qu X, et al. A systematic review of visual and instrumental measurements for tooth shade matching. *Quintessence Int*. 2012;43(8):649-59.
330. Yalcin F, Gurgan S. Bleaching-induced colour change in plastic filling materials. *J Biomater Appl*. 2005;19(3):187-95.
331. Al-Negrish AR. Composite resin restorations: a cross-sectional survey of placement and replacement in Jordan. *Int Dent J*. 2002;52(6):461-8.
332. Fong H, Dickens SH, Flaim GM. Evaluation of dental restorative composites containing polyhedral oligomeric silsesquioxane methacrylate. *Dent Mater*. 2005;21(6):520-9.
333. Bagheri R, Burrow MF, Tyas M. Influence of food-simulating solutions and surface finish on susceptibility to staining of aesthetic restorative materials. *J Dent*. 2005;33(5):389-98.
334. Oysaed H, Ruyter IE. Water sorption and filler characteristics of composites for use in posterior teeth. *J Dent Res*. 1986;65(11):1315-8.
335. Van Landuyt KL, Snauwaert J, De Munck J, Peumans M, Yoshida Y, Poitevin A, et al. Systematic review of the chemical composition of contemporary dental adhesives. *Biomaterials*. 2007;28(26):3757-85.
336. Hosoya Y. Five-year color changes of light-cured resin composites: influence of light-curing times. *Dent Mater*. 1999;15(4):268-74.
337. da Silva MA, Fardin AB, de Vasconcellos RC, Santos Lde M, Tonholo J, da Silva JG, Jr., et al. Analysis of roughness and surface hardness of a dental composite using atomic force microscopy and microhardness testing. *Microsc Microanal*. 2011;17(3):446-51.
338. Stawarczyk B, Sener B, Trottmann A, Roos M, Ozcan M, Hammerle CH. Discoloration of manually fabricated resins and industrially fabricated CAD/CAM blocks versus glass-ceramic: effect of storage media, duration, and subsequent polishing. *Dent Mater J*. 2012;31(3):377-83.
339. Kalachandra S, Turner DT. Water sorption of polymethacrylate networks: bis-GMA/TEGDM copolymers. *J Biomed Mater Res*. 1987;21(3):329-38.
340. Fontes ST, Fernandez MR, de Moura CM, Meireles SS. Color stability of a nanofill composite: effect of different immersion media. *J Appl Oral Sci*. 2009;17(5):388-91.
341. Lee YK. Comparison of CIELAB DeltaE(\*) and CIEDE2000 color-differences after polymerization and thermocycling of resin composites. *Dent Mater*. 2005;21(7):678-82.
342. Malekipour MR, Sharafi A, Kazemi S, Khazaei S, Shirani F. Comparison of color stability of a composite resin in different color media. *Dent Res J (Isfahan)*. 2012;9(4):441-6.
343. Vichi A, Ferrari M, Davidson CL. Color and opacity variations in three different resin-based composite products after water aging. *Dent Mater*. 2004;20(6):530-4.
344. Amengual-Lorenzo J, Montiel-Company JM, Bellot-Arcis C, Labaig-Rueda C, Sola-Ruiz MF. Effect of two whitening agents on the color of composite dental restorations. *J Clin Exp Dent*. 2019;11(1):e15-e20.
345. Kurtulmus-Yilmaz S, Cengiz E, Ulusoy N, Ozak ST, Yuksel E. The effect of home-bleaching application on the color and translucency of five resin composites. *J Dent*. 2013;41 Suppl 5:e70-5.
346. Haywood VB, Leonard RH, Dickinson GL. Efficacy of six months of nightguard vital bleaching of tetracycline-stained teeth. *J Esthet Dent*. 1997;9(1):13-9.

347. Matis BA. Tray whitening: what the evidence shows. *Compend Contin Educ Dent.* 2003;24(4A):354-62.
348. Li Y, Lee SS, Cartwright SL, Wilson AC. Comparison of clinical efficacy and safety of three professional at-home tooth whitening systems. *Compend Contin Educ Dent.* 2003;24(5):357-60, 62, 64 passim; quiz 78.
349. Gerlach RW, Gibb RD, Sagel PA. A randomized clinical trial comparing a novel 5.3% hydrogen peroxide whitening strip to 10%, 15%, and 20% carbamide peroxide tray-based bleaching systems. *Compend Contin Educ Dent Suppl.* 2000(29):S22-8; quiz S42-3.
350. Gerlach RW, Zhou X, McClanahan SF. Comparative response of whitening strips to a low peroxide and potassium nitrate bleaching gel. *Am J Dent.* 2002;15 Spec No:19A-23A.
351. Ferrari M, Cagidiaco MC, Monticelli F, Kugel G, Barker ML, Gerlach RW. Daytime use of a custom bleaching tray or whitening strips: initial and sustained color improvement. *Am J Dent.* 2007;20 Spec No A:19A-22A.
352. DR DEA, Sasaki RT, Amaral FL, Florio FM, Basting RT. Effect of home-use and in-office bleaching agents containing hydrogen peroxide associated with amorphous calcium phosphate on enamel microhardness and surface roughness. *J Esthet Restor Dent.* 2011;23(3):158-68.

## 10. ÖZGEÇMİŞ

Hanife Şeyma AKMAN 1991 yılında Osmangazi/BURSA'da doğmuştur. İlköğrenimini ve ortaöğrenimini Bursa Demirtaş Bucağı İlköğretim Okulu'nda okumuştur. Bursa Şükrü Şankaya Anadolu Lisesi'ne 2005 yılında başlamış olup lise öğrenimini 2009 yılında tamamlamıştır. Lisans eğitimini 2009-2014 yılları arasında Ankara'da Hacettepe Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi'nde okumuştur. Uzmanlık eğitimine Kocaeli Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Restoratif Diş tedavisi Anabilim Dalı'nda 2016 yılı Ocak ayı itibariyle başlamıştır. Kocaeli Üniversitesi'nde klinik ve akademik faaliyetlerde bulunmuştur.

Yabancı dil olarak İngilizce ve Almanca bilmektedir. Evli ve bir çocuk sahibidir.

### Yayımlar:

#### A-) Uluslararası bilimsel toplantılarda sunulan ve bildiri kitabında (Proceedings) basılan bildiriler:

1. Tekce N, Tuncer S, Aydemir S, Demirci M, Pala K, **Belgi S.** Comparison Of Fracture Strength of Fiber-Reinforced-Composite and Bulk-Filled-Composite On Endodontically Treated Teeth. AIC 19th International Congress and Conseuro, 11-13 Mayıs 2017, Bologna, Italy. (Poster sunumu)
2. **Akman H.Ş.**, Tekçe N. Akışkan, Posterior, Bulk-Fill Kompozit ve Bir Geleneksel Cam İyonomer Simanın Radyoopasite Değerlerinin Dijital Radyografi Kullanılarak İncelenmesi. Türk Dişhekimleri Birliği 23. Uluslararası Dişhekimliği Kongresi 21-24 Eylül 2017, İstanbul, Türkiye. (Sözlü Sunum)
3. **Akman H.Ş.**, Tekçe N. Direkt Ve İndirekt Kompozitlerin 2 Yıl Suda Bekletme Sonunda Yüzey Pürüzlülüğündeki Değişimin İn Vitro Olarak İncelenmesi. 21th Uluslararası Estetik Diş Hekimliği Kongresi, 13-15 Ekim 2017, İstanbul, Türkiye. (Sözlü sunum)
4. **Akman H.Ş.**, Tekçe N, Özel E. Mine Hipoplazi Vakasının İki Farklı Teknik ile Preparasyonsuz Veneer Restorasyonu 3 Aylık Klinik Takip. 25. Uluslararası Bilimsel Kongre ve Sergisi İzmir Dişhekimleri Odası, 09-11 Kasım 2018, İzmir, Türkiye. (Poster Sunumu)
5. **Akman H.Ş.**, Kara D, Tekçe N, Özel E. Ön diş diastemalarının direkt kompozit rezin ile preparasyonsuz veneer restorasyonları: 6 aylık klinik takip. 22.Restoratif

Dişhekimliği Derneği Uluslararası Bilimsel Kongresi 30 Kasım-02 Aralık 2018, Antalya, Türkiye. (Poster Sunumu)

**B-) Katıldığı Kongreler:**

1. AIC 19th International Congress and Conseuro, 11-13 Mayıs 2017, Bologna, Italy.
2. Türk Dişhekimleri Birliği 23. Uluslararası Dişhekimliği Kongresi, 21-24 Eylül 2017, İstanbul, Türkiye.
3. 21th Uluslararası Estetik Diş Hekimliği Kongresi, 13-15 Ekim 2017, İstanbul, Türkiye.
4. 25. Uluslararası Bilimsel Kongre ve Sergisi İzmir Dişhekimleri Odası, 09-11 Kasım 2018, İzmir, Türkiye.
5. 22. Restoratif Dişhekimliği Derneği Uluslararası Bilimsel Kongresi, 30 Kasım- 02 Aralık 2018, Antalya, Türkiye.