

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

**FARKLI CAD/CAM SERAMİK MATERYALLERİN  
YÜZEY ÖZELLİKLERİ VE RENKLENMELERİNİN  
IN-VITRO İNCELENMESİ**

**Dt. Dilara ŞAHİN**

**Protetik Diş Tedavisi Programı  
UZMANLIK TEZİ**

**ANKARA**

**2021**

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

**FARKLI CAD/CAM SERAMİK MATERYALLERİN  
YÜZEY ÖZELLİKLERİ VE RENKLENMELERİNİN  
IN-VITRO İNCELENMESİ**

**Dt. Dilara ŞAHİN**

**Protetik Diş Tedavisi Programı  
UZMANLIK TEZİ**

**TEZ DANIŞMANI  
Prof. Dr. R. Şenay CANAY**

**ANKARA  
2021**

## YAYIMLAMA VE FİKRİ MÜLKİYET HAKLARI BEYANI

Enstitü/Dekanlık tarafından onaylanan lisansüstü tezimin/raporumun tamamını veya herhangi bir kısmını, basılı (kağıt) ve elektronik formatta arşivleme ve aşağıda verilen koşullarla kullanıma açma iznini Hacettepe Üniversitesine verdiğimi bildiririm. Bu izinle Üniversiteye verilen kullanım hakları dışındaki tüm fikri mülkiyet haklarım bende kalacak, tezimin tamamının ya da bir bölümünün gelecekteki çalışmalarda (makale, kitap, lisans ve patent vb.) kullanım hakları bana ait olacaktır.

Tezin kendi orijinal çalışmam olduğunu, başkalarının haklarını ihlal etmediğimi ve tezimin tek yetkili sahibi olduğumu beyan ve taahhüt ederim. Tezimde yer alan telif hakkı bulunan ve sahiplerinden yazılı izin alınarak kullanılması zorunlu metinlerin yazılı izin alınarak kullandığımı ve istenildiğinde suretlerini Üniversiteye teslim etmeyi taahhüt ederim.

Yükseköğretim Kurulu tarafından yayınlanan “**Lisansüstü Tezlerin Elektronik Ortamda Toplanması, Düzenlenmesi ve Erişime Açılmasına İlişkin Yönerge**” kapsamında tezimin aşağıda belirtilen koşullar haricince YÖK Ulusal Tez Merkezi / H.Ü. Kütüphaneleri Açık Erişim Sisteminde erişime açıktır.

- Enstitü / Fakülte yönetim kurulu kararı ile tezimin erişime açılması mezuniyet tarihimden itibaren 2 yıl ertelenmiştir. <sup>(1)</sup>
- Enstitü / Fakülte yönetim kurulunun gerekçeli kararı ile tezimin erişime açılması mezuniyet tarihimden itibaren 6 ay ertelenmiştir. <sup>(2)</sup>
- Tezimle ilgili gizlilik kararı verilmiştir. <sup>(3)</sup>

07/06/2021

Dilara ŞAHİN

i

---

<sup>i</sup>“Lisansüstü Tezlerin Elektronik Ortamda Toplanması, Düzenlenmesi ve Erişime Açılmasına İlişkin Yönerge”

- (1) Madde 6. 1. Lisansüstü teze ilgili patent başvurusu yapılması veya patent alma sürecinin devam etmesi durumunda, tez **danışmanın** önerisi ve **enstitü anabilim dalının** uygun görüşü üzerine **enstitü** veya **fakülte yönetim kurulu** iki yıl süre ile tezin erişime açılmasının ertelenmesine karar verebilir.
- (2) Madde 6. 2. Yeni teknik, materyal ve metotların kullanıldığı, henüz makaleye dönüşmemiş veya patent gibi yöntemlerle korunmamış ve internetten paylaşılması durumunda 3. şahıslara veya kurumlara haksız kazanç imkanı oluşturabilecek bilgi ve bulguları içeren tezler hakkında tez **danışmanın** önerisi ve **enstitü anabilim dalının** uygun görüşü üzerine **enstitü** veya **fakülte yönetim kurulunun** gerekçeli kararı ile altı ayı aşmamak üzere tezin erişime açılması engellenebilir.
- (3) Madde 7. 1. Ulusal çıkarları veya güvenliği ilgilendiren, emniyet, istihbarat, savunma ve güvenlik, sağlık vb. konulara ilişkin lisansüstü tezlerle ilgili gizlilik kararı, **tezin yapıldığı kurum** tarafından verilir \*. Kurum ve kuruluşlarla yapılan işbirliği protokolü çerçevesinde hazırlanan lisansüstü tezlere ilişkin gizlilik kararı ise, **ilgili kurum ve kuruluşun önerisi** ile **enstitü** veya **fakültenin** uygun görüşü üzerine **üniversite yönetim kurulu** tarafından verilir. Gizlilik kararı verilen tezler Yükseköğretim Kuruluna bildirilir. Madde 7.2. Gizlilik kararı verilen tezler gizlilik süresince enstitü veya fakülte tarafından gizlilik kuralları çerçevesinde muhafaza edilir, gizlilik kararının kaldırılması halinde Tez Otomasyon Sistemine yüklenir

\* Tez **danışmanın** önerisi ve **enstitü anabilim dalının** uygun görüşü üzerine **enstitü** veya **fakülte yönetim kurulu** tarafından karar verilir.

## ETİK BEYAN

Bu çalışmadaki bütün bilgi ve belgeleri akademik kurallar çerçevesinde elde ettiğimi, görsel, işitsel ve yazılı tüm bilgi ve sonuçları bilimsel ahlak kurallarına uygun olarak sunduğumu, kullandığım verilerde herhangi bir tahrifat yapmadığımı, yararlandığım kaynaklara bilimsel normlara uygun olarak atıfta bulunduğumu, tezimin kaynak gösterilen durumlar dışında zgn olduğunu, Prof. Dr. R. şenay CANAY danışmanlığında tarafımdan üretildiğini ve Hacettepe Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü Tez Yazım Yönergesine göre yazıldığını beyan ederim.

Dt. Dilara şAHİN

## TEŞEKKÜR

Öğrencisi olduğum için onur duyduğum, bilgi ve tecrübelerini benimle her zaman paylaşan ve bana rehberlik eden, mesleki bilgilerinin yanı sıra hayata bakış açısı ile de bana yol gösteren, yaşadığım tüm zorluklarda her zaman yanımda olduğunu hissettiren, her daim pozitif yönlendirmeleriyle ve olumlu söylemleriyle uzmanlık eğitim sürecimin her aşamasında bana destek olan, danışman hocam Sayın Prof. Dr. R. Şenay CANAY'a,

Uzmanlık eğitimim boyunca bilgi ve tecrübelerini her zaman benimle paylaşan ve kendisine her konuda danışabildiğim, tez çalışmamda değerli katkılarını esirgemeyen çok değerli hocam Sayın Prof. Dr. Nesrin ANIL'a,

Tez jürimde bulunarak bizi onurlandıran çok değerli hocam Sayın Prof. Dr. Hakan TERZİOĞLU'na,

Mesleki ve hayata dair birikimlerini benimle her zaman paylaşan anabilim dalı başkanımız Sayın Prof. Dr. Mehmet MUHTAROĞULLARI'na ve uzmanlık eğitimim süresince öğrenimime katkıda bulunan tüm saygı değer H.Ü. Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı öğretim üyelerine,

Tüm H.Ü Diş Hekimliği Fakültesi idari personeline,

Dt. Hale ARIKAN ve Dt. Yusuf Şamil DOYMUŞ'a, üniversite yıllarımdan günümüze kadar hep yanımda olan aynı uzmanlık alanını da birlikte kazandığımız canım arkadaşım Dt. İrem Sözen Yanık'a, eş kıdemlilerim ve diğer bütün çalışma arkadaşlarıma,

Her zaman beni destekleyen ve her koşulda yanımda olan, üzerimde sonsuz emekleri olan ve evlatları olduğum için her zaman gurur duyduğum canım annem Figen ŞAHİN, canım babam Hüseyin ŞAHİN ve biricik kardeşim Deniz ŞAHİN'e, ve hep yanımda olduğunu bildiğim, bana her konuda destek olan arkadaşım Berk HAZIR'a,

Tüm kalbimle teşekkür ederim.

## ÖZET

**Şahin D. Farklı cad/cam seramik materyallerin yüzey özellikleri ve renklenmelerinin in-vitro incelenmesi, Hacettepe Üniversitesi, Diş Hekimliği Fakültesi Protetik Diş Tedavisi Uzmanlık Tezi, Ankara, 2021.** Bu çalışmanın amacı; farklı bitirme ve parlatma seti uygulanan dört farklı CAD/CAM seramik materyalinin yüzey pürüzlülüklerini ve renklenmelerini değerlendirmektir. Çalışmada IPS e. Max (EX), Shofu Block HC (SH), VITA Enamic (EN), GC Cerasmart (CS) materyallerinin Ceramaster Coarse Assorted-Ceramaster Assorted-Dura polish DIA (CCA-CA-DPD), GZ Eve Diapol (ED), Optrafine (OF), Vita Enamic (VE) polisaj seti uygulanması öncesi ve sonrasında yüzey pürüzlülükleri ölçüldü. Materyallerin zaman içinde gösterdikleri renklenmelerinin incelenmesi amacıyla 60 gün süreyle 37 °C’ de kahve solüsyonunda bekletildi. Örneklerin renkleri başlangıçta ve ardından solüsyonda bekletilmelerinin 7, 14, 30 ve 60. günlerinde ölçüldü. Elde edilen pürüzlülük ve  $\Delta E$  verileri materyal ve polisaj setlerine göre değerlendirildi. Her bir materyal/polisaj seti için renklenme ve pürüzlülüğün zaman içindeki değişiminin, zaman içindeki değişimin materyal/polisaj seti türleri arasında benzer olup olmadığının analizi tekrarlı ölçümlerde iki yönlü varyans analizi ile incelendi. Bunun için renklenme ve pürüzlülük değerlerinin zaman içindeki değişiminin normal dağılıma uygun olup olmadığı Kolmogorof- Simirnof uyum iyiliği testi ile test edildi. Farklılıklar Tamhane Çoklu Karşılaştırma testi kullanılarak saptandı. Zaman içindeki değişimlerin materyal/polisaj setleri arasında nasıl değiştiği grafiklerle açıklandı. Renklenmenin pürüzlülük ile ilişkisinin belirlenmesi için Pearson korelasyon katsayısı kullanıldı ve saçılım grafikleri ile ilişki gösterildi. Tüm istatistiksel testlerde anlamlılık sınırı olarak 0,05 alındı. EX’e OF ve VE uygulanması sonucu elde edilen pürüzlülük değerleri arasındaki fark anlamlı bulundu ( $P<0,05$ ). EX’e VE uygulandığında yüzey pürüzlülüğü doğal mine pürüzlülüğü üzerinde kaldı. EX’e OF uygulanması sonucu elde edilen renk değişim değerleri diğer tüm setlerden anlamlı derecede düşük bulundu ( $P<0,05$ ) ve klinik olarak kabul edilebilir eşik değeri altında kaldı.

**Anahtar kelimeler:** Tam seramik, profilometre, spektrofotometre, yüzey pürüzlülüğü

Destekleyen kurumlar: H.Ü.B.A.K.B Destek Projesi (Proje Kodu: THD-2020-18748)

## ABSTRACT

**Şahin D. In-vitro investigation of surface properties and coloration of different cad/cam ceramic materials, Hacettepe University, Faculty of Dentistry, Thesis in Prosthodontics, Ankara, 2021.** This in-vitro study aims to evaluate the surface roughness and coloration of four different CAD/CAM ceramic materials applied with different finishing and polishing sets. In this study, the surface roughness of IPS e. Max (EX), Shofu Block HC (SH), VITA Enamic (EN), GC Cerasmart (CS) materials were measured before and after the use of the Ceramaster Coarse Assorted-Ceramaster Assorted-Dura polish DIA (CCA-CA-DPD), GZ Eve Diapol (ED), Optrafine (OF), Vita Enamic (VE) polishing sets. The material specimens were kept in coffee solution at 37 ° C for 60 days to examine their coloration. The colors of the specimens were measured at the beginning and then 7, 14, 30 and 60 days of immersion in solution. The obtained roughness and  $\Delta E$  data were evaluated according to the material and polishing sets. The significance of the change in coloration and roughness over time; for each material/polishing set, the analysis of whether the change in coloration and roughness over time is similar between the material/polishing set types and whether there is a significant difference between material/polishing sets were examined by two-way repeated measures analysis of variance. Kolmogorof-Simironof goodness of fit test was used to test whether the change of coloration and roughness values over time was normal or not. Differences between materials/polishing sets were determined using the Tamhane Multiple Comparison test. How the changes over time changed between the material/polishing sets were graphically explained. Pearson's correlation coefficient was used to determine the relationship between coloration and roughness, and the relationship was shown with scatter plots.  $p < 0.05$  was taken as the limit of significance in all statistical tests. The difference between the roughness values obtained by using OF and VE for EX was significant ( $p < 0.05$ ). When VE was applied to EX, the surface roughness remained above the natural enamel roughness. The color change values obtained from applying OF to EX were significantly lower than all other sets ( $p < 0.05$ ) and remained below the clinically acceptable threshold value.

**Keywords:** All ceramic, profilometer, spectrophotometer, surface roughness

Supported by H.Ü.B.A.K.B. Support Project (Project Code: THD-2020-18748)

## İÇİNDEKİLER

|  |          |
|--|----------|
| YAYIMLAMA VE FİKRİ MÜLKİYET HAKLARI BEYANI                             | iii      |
| ETİK BEYAN SAYFASI   | iv       |
| TEŞEKKÜR   | v        |
| ÖZET   | vi       |
| ABSTRACT   | vii      |
| İÇİNDEKİLER  | viii     |
| SİMGELER VE KISALTMALAR  | x        |
| ŞEKİLLER   | xii      |
| TABLOLAR   | xv       |
| <b>1. GİRİŞ</b>  | <b>1</b> |
| <b>2. GENEL BİLGİLER</b>   | <b>3</b> |
| 2.1. Seramikler  | 3        |
| 2.2. Dental Seramikler   | 3        |
| 2.2.1. Dental Seramiklerin Yapısı                                      | 3        |
| 2.3. Dental Seramik ve Seramik Benzeri Materyallerin Sınıflandırılması | 6        |
| 2.3.1. Cam Matriks Seramikler  | 7        |
| 2.3.2. Polikristalin Seramikler  | 11       |
| 2.3.3. Rezin Matriks Seramikler  | 13       |
| 2.4. CAD/CAM Sistemleri  | 16       |
| 2.4.1. Tarama (CSD)  | 17       |
| 2.4.2. Tasarım (CAD)   | 17       |
| 2.4.3. Üretim (CAM)  | 18       |
| 2.5. Yüzey Pürüzlülüğü   | 19       |
| 2.6. Dental Seramiklerde Yüzey Bitirme ve Parlatma İşlemleri           | 21       |
| 2.6.1. Abraziv Çeşitleri ve Bileşenleri                                | 22       |
| 2.6.2. Dental Bitirme ve Parlatma Aletleri                             | 23       |
| 2.7. Dental Seramiklerde Glazürleme                                    | 24       |
| 2.8. Diş Hekimliğinde Işık ve Renk                                     | 25       |
| 2.8.1. Işık ve Renk ile İlgili Temel Kavramlar                         | 25       |
| 2.8.2. Diş Hekimliğinde Kullanılan Renk Sistemleri                     | 27       |
| 2.8.3. Diş Hekimliğinde Kullanılan Renk Tespit Yöntemleri              | 30       |



|  |           |
|--|-----------|
| <b>3. GEREÇ VE YÖNTEM</b>  | <b>33</b> |
| 3.1. Örneklerin Hazırlanması   | 34        |
| 3.2. Örnek Yüzeylerine Aşındırma İşleminin Uygulanması   | 36        |
| 3.3. Örnek Yüzeylerine Polisaj İşleminin Uygulanması   | 36        |
| 3.3.1. Ceramaster Coarse Assorted- Ceramaster Assorted- Dura Polish<br>DIA Polisaj Setinin Uygulanması | 37        |
| 3.3.2. GZ Eve Diapol Polisaj Setinin Uygulanması   | 37        |
| 3.3.3. OptraFine Polisaj Setinin Uygulanması   | 38        |
| 3.3.4. Vita Enamic Polisaj Setinin Uygulanması   | 39        |
| 3.4. Örneklerin Yüzeylerinin Temizlenmesi  | 40        |
| 3.5. Örneklerin Yüzey Pürüzlülüklerinin Ölçümü   | 40        |
| 3.6. Solüsyonun Hazırlanması   | 41        |
| 3.7. Örneklerin Renk Ölçümü  | 42        |
| 3.8. İstatistiksel Analiz  | 44        |
| <b>4. BULGULAR</b>   | <b>45</b> |
| 4.1. Renk Değişim Bulguları  | 45        |
| 4.1.1. Materyallere Göre Renk Değişim Bulguları  | 45        |
| 4.1.2. Polisaj Setlerine Göre Renk Değişim Bulguları   | 50        |
| 4.2. Yüzey Pürüzlülüğü Değişim Bulguları   | 54        |
| 4.2.1. Materyallere Göre Yüzey Pürüzlülüğü Değişim Bulguları   | 54        |
| 4.2.2. Polisaj Setlerine Göre Yüzey Pürüzlülüğü Değişim Bulguları                                      | 58        |
| 4.3. Pürüzlülük ile Renk İlişkisi Bulguları  | 62        |
| 4.4. SEM İnceleme Bulguları  | 65        |
| <b>5. TARTIŞMA</b>   | <b>70</b> |
| <b>6. SONUÇLAR</b>   | <b>78</b> |
| <b>7. KAYNAKLAR</b>  | <b>79</b> |

## SİMGELER VE KISALTMALAR

|  |  |
|--|--|
| <b>%</b>   | Yüzde  |
| <b>°C</b>  | Santigrat derece   |
| <b>µm</b>  | Mikrometre   |
| <b>ADA</b>   | American Dental Association  |
| <b>AFM</b>   | Atomik kuvvet mikroskobu   |
| <b>Al<sub>2</sub>O<sub>3</sub></b>                                 | Alüminyum oksit  |
| <b>ATZ</b>   | Alümina ile güçlendirilmiş zirkonya  |
| <b>B<sub>2</sub>O<sub>3</sub></b>                                  | Bor oksit  |
| <b>Bis-EMA</b>   | Bisphenol ethoxylated bisphenol-A dimethacrylate   |
| <b>Bis-GMA</b>   | Bisphenol-A diglycidylether methacrylate   |
| <b>Bis-MEPP</b>  | Bismethacryloxypolyethoxyphenyl propane  |
| <b>CAD</b>   | (Computer Aided Design)<br>Bilgisayar Destekli Tasarım   |
| <b>CAM</b>   | (Computer Aided Manufacturing)   |
| <b>CCA-CA-DPD</b>  | Ceramaster Coarse Assorted- Ceramaster Assorted<br>-Dura polish DIA polisaj seti<br>Bilgisayar Destekli Üretim |
| <b>CaO</b>   | Kalsiyum oksit   |
| <b>CeO<sub>2</sub></b>   | Seryum oksit   |
| <b>CS</b>  | GC Cerasmart   |
| <b>DMA</b>   | Dimethacrylate   |
| <b>ED</b>  | EVE Diapol polisaj seti  |
| <b>EN</b>  | Vita Enamic  |
| <b>EX</b>  | IPS e. Max   |
| <b>FSZ</b>   | Tam stabilize zirkonya   |
| <b>GPa</b>   | Gigapaskal   |
| <b>HS</b>  | Hibrit seramik   |
| <b>K<sub>2</sub>O</b>  | Potasyum oksit   |
| <b>K<sub>2</sub>O.Al<sub>2</sub>O<sub>3</sub>.6SiO<sub>2</sub></b> | Potasyum alümina silikat   |
| <b>La<sub>2</sub>O<sub>3</sub></b>                                 | Lantan oksit   |
| <b>LDS</b>   | Lityum Disilikat   |

|   |   |
|---|---|
| <b>Li<sub>2</sub>O</b>  | Lityum oksit  |
| <b>MgO</b>  | Magnezyum oksit   |
| <b>mm</b>   | Milimetre   |
| <b>Mpa</b>  | Megapaskal  |
| <b>Na<sub>2</sub>O</b>  | Sodyum oksit  |
| <b>Na<sub>2</sub>O.Al<sub>2</sub>O<sub>3</sub>.6SiO<sub>2</sub></b> | Sodyum alümina silikat                                  |
| <b>nm</b>   | Nanometre   |
| <b>O</b>  | Oksijen atomu   |
| <b>OF</b>   | OptraFine polisaj seti                                  |
| <b>P<sub>2</sub>O<sub>5</sub></b>                                   | Fosfor pentoksit  |
| <b>PSZ</b>  | Parsiyel stabilize zirkonya                             |
| <b>RNS</b>  | Rezin nanoseramik                                       |
| <b>SEM</b>  | Taramalı elektron mikroskobu                            |
| <b>SH</b>   | Shofu Block HC  |
| <b>Si</b>   | Silisyum atomu  |
| <b>SiO<sub>2</sub></b>  | Silisyum dioksit  |
| <b>SiO<sub>4</sub></b>  | Silisyum tetraoksit                                     |
| <b>TEGDMA</b>   | Triethylene glycol dimethacrylate                       |
| <b>TZP</b>  | Tetragonal zirkonya polikristalleri                     |
| <b>UDMA</b>   | Urethane dimethacrylate                                 |
| <b>VE</b>   | Vita Enamic polisaj seti                                |
| <b>Y<sub>2</sub>O<sub>3</sub></b>                                   | İtriyum oksit   |
| <b>Y-TZP</b>  | İtriyum ile stabilize parsiyel zirkonya polikristalleri |
| <b>ZRMS</b>   | Zirkonya ile güçlendirilmiş rezin matriks seramik       |
| <b>ZrO<sub>2</sub></b>  | Zirkonyum oksit   |
| <b>ZrSiO<sub>4</sub></b>  | Zirkonyum silikat                                       |
| <b>ZTA</b>  | Zirkonya ile güçlendirilmiş alümina                     |

## ŞEKİLLER

| Şekil   | Sayfa |
|---|-------|
| 2.1. Silisyum tetrahedra yapısı   | 4     |
| 2.2. Dental seramikler ve seramik benzeri materyallerin sınıflandırılması                     | 7     |
| 2.3. Işığın prizmadan dağılması ve dalga boyları  | 25    |
| 2.4. Metamerizm etkisi  | 26    |
| 2.5. Floresan etki  | 26    |
| 2.6. a. Doğal diş b. Floresan c-d. Mavi-Turuncu Opalesan e. Translusensi                      | 27    |
| 2.7. Munsell Renk Sisteminde Hue, Value, Kroma  | 28    |
| 2.8. Vita Klasik Renk Skalası   | 32    |
| 2.9. Vita Toothguide 3D-Master Renk Skalası   | 32    |
| 3.1. IPS e. Max CAD, Shofu Block HC, Vita Enamic, GC Cerasmart blokları                       | 34    |
| 3.2. Metkon Microcut 201 Hassas Testere Cihazı  | 34    |
| 3.3. Metkon Gripo 2V zımparalama ve parlatma cihazı   | 35    |
| 3.4. Kristalizasyon için kullanılan fırın   | 35    |
| 3.5. Ceramaster Coarse Assorted-Ceramaster Assorted-<br>Dura polish DIA polisaj seti          | 37    |
| 3.6. GZ Eve Diapol polisaj seti   | 38    |
| 3.7. OptraFine polisaj seti   | 39    |
| 3.8. Vita Enamic Klinik polisaj seti  | 39    |
| 3.9. Dijital ölçüm resmi  | 40    |
| 3.10. Temizlenen örnekler   | 40    |
| 3.11. Profilometre cihazı   | 41    |
| 3.12. Solüsyonunun yerleştirilmesi ve 37°C etüv   | 42    |
| 3.13. SpectroShade Micro II   | 42    |
| 3.14. Standardizasyon aparatı   | 43    |
| 3.15. L* a* b* değerlerinin elde edilmesi   | 43    |
| 4.1. EX materyaline farklı polisaj setleri uygulanmasıyla<br>elde edilen $\Delta E$ değerleri | 45    |
| 4.2. SH materyaline farklı polisaj setleri uygulanmasıyla<br>elde edilen $\Delta E$ değerleri | 46    |

|   |    |
|---|----|
| <b>4.3.</b> EN materyaline farklı polisaj setleri uygulanmasıyla elde edilen $\Delta E$ değerleri | 48 |
| <b>4.4.</b> CS materyaline farklı polisaj setleri uygulanmasıyla elde edilen $\Delta E$ değerleri | 49 |
| <b>4.5.</b> CCA-CA-DPD polisaj seti uygulanan materyallerin $\Delta E$ değerleri                  | 50 |
| <b>4.6.</b> ED polisaj seti uygulanan materyallerin $\Delta E$ değerleri                          | 51 |
| <b>4.7.</b> OF polisaj seti uygulanan materyallerin $\Delta E$ değerleri                          | 52 |
| <b>4.8.</b> VE polisaj seti uygulanan materyallerin $\Delta E$ değerleri                          | 53 |
| <b>4.9.</b> EX materyalinin polisaj setleri uygulanmadan önce-sonra pürüzlülük değerleri          | 54 |
| <b>4.10.</b> SH materyalinin polisaj setleri uygulanmadan önce-sonra pürüzlülük değerleri         | 55 |
| <b>4.11.</b> EN materyalinin polisaj setleri uygulanmadan önce-sonra pürüzlülük değerleri         | 56 |
| <b>4.12.</b> CS materyalinin polisaj setleri uygulanmadan önce-sonra pürüzlülük değerleri         | 57 |
| <b>4.13.</b> Materyallerin CCA-CA-DPD polisaj seti uygulanmadan önce-sonra pürüzlülük değerleri   | 58 |
| <b>4.14.</b> Materyallerin ED polisaj seti uygulanmadan önce-sonra pürüzlülük değerleri           | 60 |
| <b>4.15.</b> Materyallerin OF polisaj seti uygulanmadan önce-sonra pürüzlülük değerleri           | 60 |
| <b>4.16.</b> Materyallerin VE polisaj seti uygulanmadan önce-sonra pürüzlülük değerleri           | 61 |
| <b>4.17.</b> Ips e. Max CAD materyali için pürüzlülük-renklenme dağılımı                          | 62 |
| <b>4.18.</b> Shofu HC materyali için pürüzlülük-renklenme dağılımı                                | 63 |
| <b>4.19.</b> Vita Enamic materyali için pürüzlülük-renklenme dağılımı                             | 63 |
| <b>4.20.</b> GC Cerasmart materyali için pürüzlülük-renklenme dağılımı                            | 64 |
| <b>4.21.</b> Polisaj setlerine göre materyallerin 60. gün renklenme karşılaştırılması             | 64 |
| <b>4.22.</b> Polisaj setlerine göre materyallerin yüzey pürüzlülük karşılaştırılması              | 64 |

- 4.23.** Ips e. Max CAD materyalinin  $\times 1000$ ,  $\times 5000$  büyütme altında SEM görüntüleri A, A', aşındırma işlemi sonrası; B, B', CCA-CA-DPD polisaj seti uygulanması sonrası; C, C', ED polisaj seti uygulanması sonrası; D, D', OF polisaj seti uygulanması sonrası; E, E', VE polisaj seti uygulanması sonrası 66
- 4.24.** Shofu HC materyalinin  $\times 1000$ ,  $\times 5000$  büyütme altında SEM görüntüleri A, A', aşındırma işlemi sonrası; B, B', CCA-CA-DPD polisaj seti uygulanması sonrası; C, C', ED polisaj seti uygulanması sonrası; D, D', OF polisaj seti uygulanması sonrası; E, E', VE polisaj seti uygulanması sonrası 67
- 4.25.** Vita Enamic materyalinin  $\times 1000$ ,  $\times 5000$  büyütme altında SEM görüntüleri A, A', aşındırma işlemi sonrası; B, B', CCA-CA-DPD polisaj seti uygulanması sonrası; C, C', ED polisaj seti uygulanması sonrası; D, D', OF polisaj seti uygulanması sonrası; E, E', VE polisaj seti uygulanması sonrası 68
- 4.26.** GC Cerasmart materyalinin  $\times 1000$ ,  $\times 5000$  büyütme altında SEM görüntüleri A, A', aşındırma işlemi sonrası; B, B', CCA-CA-DPD polisaj seti uygulanması sonrası; C, C', ED polisaj seti uygulanması sonrası; D, D', OF polisaj seti uygulanması sonrası; E, E', VE polisaj seti uygulanması sonrası

**TABLULAR**

| <b>Tablo</b>                                       | <b>Sayfa</b> |
|--|--------------|
| <b>3.1.</b> Çalışmada kullanılan materyaller       | 33           |
| <b>3.2.</b> Ips e. Max CAD kristalizasyonu         | 35           |
| <b>3.3.</b> Materyallere uygulanan polisaj setleri | 36           |
| <b>4.1.</b> Çoklu Karşılaştırma (Tamhane) Testi    | 46           |
| <b>4.2.</b> Çoklu Karşılaştırma (Tamhane) Testi    | 47           |
| <b>4.3.</b> Çoklu Karşılaştırma (Tamhane) Testi    | 48           |
| <b>4.4.</b> Çoklu Karşılaştırma (Tamhane) Testi    | 49           |
| <b>4.5.</b> Çoklu Karşılaştırma (Tamhane) Testi    | 51           |
| <b>4.6.</b> Çoklu Karşılaştırma (Tamhane) Testi    | 52           |
| <b>4.7.</b> Çoklu Karşılaştırma (Tamhane) Testi    | 53           |
| <b>4.8.</b> Çoklu Karşılaştırma (Tamhane) Testi    | 55           |
| <b>4.9.</b> Çoklu Karşılaştırma (Tamhane) Testi    | 56           |
| <b>4.10.</b> Çoklu Karşılaştırma (Tamhane) Testi   | 57           |
| <b>4.11.</b> Çoklu Karşılaştırma (Tamhane) Testi   | 58           |
| <b>4.12.</b> Çoklu Karşılaştırma (Tamhane) Testi   | 59           |
| <b>4.13.</b> Çoklu Karşılaştırma (Tamhane) Testi   | 61           |
| <b>4.14.</b> Çoklu Karşılaştırma (Tamhane) Testi   | 62           |

## 1. GİRİŞ

Protetik diş hekimliğinde amaç hastaya eksik diş dokusunu doğal olana en yakın şekilde kazandırmaktır (1). Uzun zamandır diş hekimliğinde kullanılan metal destekli seramikler toksisite, estetik beklentiler, metal ve seramik arasında görülen bağlantı sorunları gibi nedenlerle yerini estetik, mekanik ve biyolojik özellikleri daha üstün olan tam seramik restorasyonlara bırakmıştır (2).

Gelişen CAD/CAM (Bilgisayar Destekli Tasarım/ Bilgisayar Destekli Üretim) sistemlerinin diş hekimliğinde kullanımının artmasıyla, farklı bükülme direnci ve estetik özelliklere sahip olan çeşitli monolitik seramik bloklar geliştirilmiştir (3, 4).

Felspatik porselenler, cam seramikler, polimer kompozitler CAD/CAM teknolojisi ile kullanılabilen materyallerdendir (5, 6).

Cam seramik bir materyal olan lityum disilikat yüksek estetik ve dayanım özelliklerinden dolayı özellikle ön bölgede tam kontur sabit protetik restorasyonlarda sıklıkla kullanılır (7). Lityum disilikat kronlar pre-sintere aşamasında millenmelerinin ardından nihayi dayanıma ulaşmaları için ısıl işleme tabi tutularak iki aşamada üretilirler (8).

Bunların yanında ısıl işleme gerek kalmadan tek aşamada üretilebilen yeni seramik-polimer hibrit restoratif materyal tanıtılmıştır (6). Rezin matriks seramikler olarak da adlandırılan bu grup, sinterlenmiş seramik matriks (ağırlıkça % 86) yapısına polimer matriksin (ağırlıkça %14) infiltrasyonu ile elde edilir (9).

Feldspatik seramikler ve lösit ile güçlendirilmiş cam seramikler düşük kırılma dayanımına sahiptir. Kompozit esaslı materyaller ise düşük sertlik değerleri nedeniyle ağız içerisinde kısa sürede aşınabilmektedir (5). Rezin matriks seramikler, rezin esaslı kompozitlerin ve seramiklerin dezavantajlarının üstesinden gelebilmek için alternatif bir çözüm olarak geliştirilmiştir (10, 11). Rezin matriks seramik blokları yüksek sıcaklık ve basınçta üretilmeleri nedeniyle homojen ve yoğun mikro yapılardan oluşmaktadır (12, 13), bunun yanı sıra yüksek işlenebilirlik, tamir edilebilme, başarılı kenar uyumu sağlama gibi avantajlara sahiptir (14).



CAD/CAM sistemleri kullanılarak üretilen tam seramik restorasyonların yüzeylerinin pürüzsüz olması renk stabilitesi, estetik, hasta konforu ve biyolojik açıdan oldukça önemlidir (15-17).

Hasta başında uyumlanan tam seramik restorasyonlara klinikte el ile bitirme ve parlatma işlemlerinin uygulanması, hızı ve kullanım kolaylığı nedeniyle tercih edilen bir seçenektir (18). Restoratif materyallerin üreticileri tarafından uygun şekilde bitirilmiş restoratif materyal yüzeyleri elde etmek için geliştirilen polisaj setleri ile çeşitli mekanik parlatma protokolleri önerilmiştir. Ancak literatürde tam seramik restorasyonlarda kullanım endikasyonu bulunan farklı mekanik bitirme ve parlatma setlerinin restoratif materyallerin yüzey pürüzlülüğüne etkisini inceleyen ve farklı yüzey pürüzlülük değerlerinin renklenme ile bağlantısını araştıran yeterli çalışma bulunmamaktadır.

Bu çalışmanın amacı dört farklı bitirme ve parlatma seti uygulanan lityum disilikat (LDS), zirkonya ile güçlendirilmiş rezin matris seramik (ZRMS), hibrit seramik (HS) ve rezin nanoseramik (RNS) materyallerinin yüzey pürüzlülüklerini ve zaman içindeki renklenmelerini değerlendirmektir.

## 2. GENEL BİLGİLER

### 2.1. Seramikler

Seramik Yunanca'da "topraktan yapılma" anlamına gelen "keramos" kelimesinden köken alır (19). Seramik terimi inorganik ametallere verilen gelen bir isimdir. Birbiri içinde çözünmeyen kaolin, kuartz, feldspar materyallerinin eritilerek karıştırılıp şekillendirildiği seramik materyalleri ise porselen olarak adlandırılır. Porselen kullanımındaki ilerlemeler ilk olarak Çin'de görülmüştür (20).

Diş hekimliğinde porselen kullanımı 18. yy'da Pierre Fauchart'ın porselenin mine ve dentin renklerini taklit edebileceğini bildirmesi ve diş hekimliğinde porselenin kullanılabilmesini ileri sürmesi ile başlamıştır (21, 22).

### 2.2. Dental Seramikler

Bilinen ilk kişisel seramik restorasyonlar 1837 yılında Murphy tarafından total protezlerde kullanılmıştır (23). Porselenin sabit protezlerde kullanımının başlangıcı, Dr. Charles Land'ın 1886 yılında platin yaprak üzerine feldspatik porseleni işlemesine dayanmaktadır. Land, inley ve kronların yapımından sonra 1889'da jaket kronu geliştirmiştir (24). 1950'lerde porselenin yapısına lösit eklenerek güçlendirilmiştir (25).

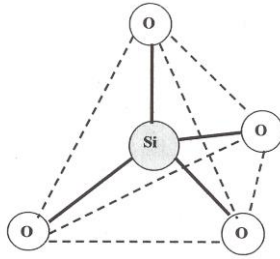
1965 yılında Mc Lean ve Hughes günümüzde kullanılan tam porselen sistemlerinin temelini oluşturan % 40-50 oranında alümina kristalleri ile kuvvetlendirilmiş jaket kron yapımını geliştirmiştir. Alümina partiküllerinin elastik modülü arttırdığı ve çatlakların ilerlemesini durdurduğunu belirlemiştir (23). 1976 yılında McLean ve Sced çift folyo tekniği kullanarak porselen jaket kronun güçlenmesini sağlamış ve günümüzde kullanılan tam seramik sistemlerinin gelişmesine öncülük etmiştir (26).

#### 2.2.1. Dental Seramiklerin Yapısı

Restoratif materyallerin diş yapısını koruması, estetik, dayanıklı, biyouyumlu olması, doğal dişlerle benzer aşınma ve aşındırma göstermesi, ısıl genişleme

katsayısının doğal dişle uyumlu olması, düşük ısı iletkenliği sergilemesi beklenmektedir. Bu özelliklerin kazandırılması amacıyla tarih boyunca farklı maddeler dental seramiklere eklenerek denemeler yapılmıştır (27).

Dental porselen, dört oksijen ( $O^-$ ) atomu ile merkezde bulunan silisyum ( $Si^{+4}$ ) atomu arasında kimyasal bağ kurulmasıyla oluşan silisyum tetraoksitten ( $SiO_4$ ) meydana gelir. Bu yapıya silisyum tetrahedra denir (Şekil 2.1.). Dental seramiklerin yapısını esas olarak feldspar, kuartz ve kaolin oluşturur. Yapıya ayrıca opaklaştırıcı, lüminisans özelliği veren ajanlar, ara oksitler, cam modifiye ediciler, renk pigmentleri ve akışkanları da ilave edilmiştir (28, 29).



**Şekil 2.1.** Silisyum tetrahedra yapısı

**Feldspar;** porselenin ana yapısını oluşturur ve doğal saydamlık kazandırır (30, 31). Porselen yapısının %70-90'ını oluşturur (29). Potasyum alümina silikat ( $K_2O.Al_2O_3.6SiO_2$ ) ve sodyum alümina silikat ( $Na_2O.Al_2O_3.6SiO_2$ ) karışımıdır (32). Cam matriksin oluşturulmasından sorumludur. Erime ısısı düşüktür, bu sayede fırınlama sırasında diğer bileşenleri sararak yapısal bütünlüğün korunmasını sağlar. Diş hekimliğinde potasyum oksit oranı daha yüksek olan seramikler tercih edilir (33).

**Kuartz;** silika yapısındadır, porselen restorasyonunda dolgu görevi görür. Fırınlama ile olabilecek büzölmeleri önler. Yaklaşık 1700 °C olan yüksek erime ısısı ile tutucu destek sağlar ve porselenin fırınlama sıcaklığında aynı kalmasını sağlar (26, 34). Porselen yapısının %10-30'unu oluşturur. Porselenin dayanıklılığını arttırır (35, 36).

**Kaolin;** Dehidrate olmuş alüminyum silikattır. 1800 °C'de erir. Yapışkan yapıdaki alüminyum hidrat silikattır ve böylece diğer maddeleri bir arada tutar. Opak yapıdadır ve ısıya dayanıklıdır. Porselen yapısında %1-5 oranında bulunur (31, 37).

**Akışkanlar ve cam modifiye ediciler;** akışkanlar cam yapıcı elementlerle oksijen arasındaki bağı azaltarak porselenin erime ısısını düşürür. Magnezyum,

kalsiyum, baryum oksit modifiye edici olarak rol oynar. Bu metal oksitler orijinal cam ağı oluşumunun sağlanabilmesi için hassasiyetle kullanılmalıdır (29, 38).

**Ara oksitler;** diş hekimliğinde kullanılan porselenlere eklenen alüminyum oksit gibi ara oksitler camın sertliği ve viskozitesinin artmasını sağlamaktadır (29, 38).

**Renk pigmentleri;** dental porselenler metal ve metal oksitler ile renklendirilerek doğal görünümlerin elde edilmesi sağlanır. Renk oluşturan pigmentler titanyum, uranyum, demir, kobalt, krom, çinko, nikel, kalay metal oksitleridir. Bu metal oksitlere renk fritleri de denir. Renk fritleri maksimum %7 oranında ilave edilmektedir (29).

**Opaklaştırıcı ajanlar;** porselenin fazla şeffaf olması nedeniyle renk fritlerinin yanı sıra hassas biçimde opaklaştırıcı ajanların da eklenmesi gerekmektedir. Opaklaştırıcı ajan olarak ince partiküllü metal oksitler kullanılmaktadır. Seryum oksit, titanyum oksit ve zirkonyum oksit sıklıkla kullanılır (38, 39).

**Luminisans özelliği sağlayan ajanlar;** luminisans ışıldama, parlama demektir. Florasans ve fosforesans etkinin birleşimiyle oluşur. Dental porselenlerde fosforesans özelliği yoktur, doğal dişlerde bir miktar florasans görülür. Bu özelliğin sağlanabilmesi için günümüzde zararlı olduğu saptanan uranyum tuzları ve sodyum diüronat yerine europinyum, samaryum, itterbiyum gibi elementler tercih edilmektedir (38, 40).

Brecker'in dental altın üzerine porselen pişirme yöntemini tanımlamasından itibaren metal-seramik restorasyonlar kullanılmaktadır. Metal-seramik restorasyonlar uygulanan işlemlerle yeterli dayanıklılık ve kabul edilebilir estetiğe ulaşmışlardır. Ancak fazla preparasyon miktarı gerekliliği, estetik sorunlar, allerji, yumuşak dokuda renklenme, kötü ışık geçirgenliği gibi dezavantajları vardır. Bu durum yeni materyal arayışına yönlendirmiş ve metal içermeyen restorasyonların ortaya çıkmasına neden olmuştur (41-43).

Tam seramik materyaller dişlerin optik özelliklerini çok doğal bir şekilde taklit eder, ayrıca yeni geliştirilen bu seramikler yapılan rekonstrüksiyonlar ile ön ve arka bölgelerde tek ve çok üyeli sabit dental protezlerde kullanılabilir (44, 45).

Tam seramik materyallerde zaman içinde artan gelişmelerle hekimlerin aralarında tercih yapabileceği çok sayıda ürün piyasaya sürülmüştür.

Bu ürünlerin yüksek sayısı ve yeni ürünlerin piyasaya sürülme hızı nedeniyle, günümüzde hekimler belirli endikasyon için seramik restoratif materyal seçerken karmaşık bir karar sürecinde kalmaktadır.

Diş hekimliğinde kullanılan seramik malzemelerin sınıflandırma sistemi, iletişim ve eğitim açısından önemi büyüktür. İdeal olarak sınıflandırma sistemi, materyalin nerede kullanılacağı (ön ve arka bölge), ne tür restorasyonlar için uygun olduğu (kısmi veya tam, kısa veya uzun aralık) ve nasıl yapıştırılacağı (adheziv veya geleneksel olarak) hakkında bilgi sağlamalıdır (21, 46-49). Ayrıca geliştirilen yeni materyaller sınıflandırmaya dahil edilebilmelidir (50).

Tam seramik materyallerin endikasyonları, içerikleri, dayanıklılıkları, fırınlama ısıları, erime ısıları, translüsensileri, içerikleri, mikro yapıları gibi özelliklerine göre sınıflandırmaları vardır. Ancak yeterli netlikte olmayan bu sınıflamalar hekimler ve teknisyenler için seçim ve uygulama zorluklarına neden olmaktadır. Ayrıca bu sınıflamalarda yeni çıkan materyaller yer bulamamaktadır. Örneğin; mevcut sınıflamalar yüksek oranda seramikle doldurulmuş rezin matriks materyalleri içermez. Bu materyaller Amerikan Dişhekimleri Birliği (ADA) tarafından "*seramik*" olarak kodlanmıştır çünkü seramik benzeri özelliklere sahiptirler ve sınıflamalarda yer almaları gerekmektedir (21, 51).

Bu noktalar dikkate alınarak, Gracis ve arkadaşlarının 2015 yılında seramik ve seramik benzeri materyallerin yapısal içeriklerine göre hazırladıkları sınıflama literatürde bulunun en güncel sınıflamadır (50).

### **2.3. Dental Seramik ve Seramik Benzeri Materyallerin Sınıflandırılması**

Yapılarındaki belirli niteliklerin varlığına göre seramik restoratif materyaller üç ana gruba ayrılmıştır.

Yeni yaklaşım aşağıdaki gibidir (Şekil 2.2.):

**Cam matriks seramikler;** cam faz içeren metalik olmayan inorganik seramik materyaller

**Polikristalin seramikler;** herhangi bir cam faz içermeyen metalik olmayan inorganik seramik materyaller

**Rezin matriks seramikler;** ağırlıklı olarak porselenler, camlar, seramikler ve cam seramikler gibi dayanıklı inorganik içeriği olan polimer matriksli materyaller



**Şekil 2.2.** Dental seramikler ve seramik benzeri materyallerin sınıflandırılması

### 2.3.1. Cam Matriks Seramikler

#### Feldspatik Seramikler

Bu geleneksel seramik grubu, kaolin (hidrate alüminasilikat), kuartz (silika) ve feldspar (potasyum ve sodyum alüminosilikatların karışımı)'dan meydana gelir. Potasyum feldspar lösit kristallerini (kristalin fazı) oluşturur. Lösit kristalleri yapıda oluşan çatlakları durdurarak restorasyonu daha dayanıklı hale getirir (21, 49, 52). Bu materyaller, metal alaşım ve seramik alt yapılar üzerinde tabakalama porseleni olarak, bunun yanı sıra diş yapısına asitle pürüzlendirme ardından adeziv simantasyon ile yapıştırılan estetik bir materyal olarak da kullanılmaktadır.

IPS Empress Esthetic, IPS Empress CAD, IPS Classic, Ivoclar Vivadent; Vitadur, Vita VMK 68, Vitablocs, Vident bu grubun örneklerindedir (50).

Feldspatik bloklardan Vitablocs Mark I'in kırılma dayanımının düşük olduğu bildirilmiştir (53). Bu nedenle mekanik özellikleri daha yüksek olan ve glazür sonrası

dayanıklılığı 160 MPa olan Vitablocs Mark II, Cerec I sistemine özel üretilmiştir (54-57). Vitablocs Mark II'nin birçok renk seçeneği mevcuttur ancak monokromatiktir. Daha estetik ve doğal görünüm elde edebilmek için çok katmanlı renk seçenekleri olan Vitablocs TriLux, Trilux Forte and RealLife blockları piyasaya sürülmüştür (5).

### **Sentetik Seramikler**

Hammaddelerin doğal kaynaklarına ve bunların varyasyonlarına daha az bağımlı olabilmek için seramik endüstrisi sentetik malzemeler kullanmaya başlamıştır. Birleşim oranları üreticiler arasında değişim gösterse de sentetik seramikler temel olarak içeriğinde silisyum dioksit ( $\text{SiO}_2$ ), potasyum oksit ( $\text{K}_2\text{O}$ ), sodyum oksit ( $\text{Na}_2\text{O}$ ) ve alüminyum oksit ( $\text{Al}_2\text{O}_3$ ) bulundurmaktadır (50).

Sentetik seramikler lösit bazlı seramikler (IPS d. Sign,Ivoclar Vivadent; Vita VM7, VM9,VM13,Vident; Noritake EX-3, Cerabien, Cerabien ZR, Noritake), lityum disilikat ve türevlerini içeren seramikler (3G HS,Pentron Ceramics; IPS e. Max CAD, IPS e. Max Press, Ivoclar Vivadent; Obsidian, Glidewell Laboratories; Suprinity, Vita; Celtra Duo, Dentsply) ve florapatit bazlı seramikler (IPS e. Max Ceram, ZirPress, Ivoclar Vivadent ) olmak üzere üç gruba ayrılır.

IPS Empress, 1983 yılında Zürih Üniversitesi geliştirilen bir sistemdir. Ivoclar Vivadent tarafından 1990'da diş hekimlerinin kullanımına sunulmuştur (58). IPS-Empress'in temel bileşeni, lösit kristalleri ile güçlendirilmiş, % 63 silikon dioksit ve %19 alüminyum oksitten oluşan tek üyeli restorasyonlar için tasarlanmış feldspatik porselendir. IPS-Empress sisteminin temel avantajı, ısı ve basıncın kullanıldığı "*injection-moulding tekniği*" ile eklenen lösit kristallerinin mikro çatlak oluşumunu engellemesidir. IPS-Empress kronların adeziv simantasyonu ile daha düşük kırılma direncine sahip olduğu bildirilmiştir (59). 120-180 MPa bükülme direncine sahiptir (47, 58). İnley, onley, ön bölge kron ve veneer endikasyonları bulunmaktadır (60-62).

IPS Empress II, cam matriks içinde hacimce %70 lityum disilikat kristalleri içeren bu sistem 1998 yılında piyasaya sürülmüştür. 5  $\mu\text{m}$  uzunluğunda ve 0,8  $\mu\text{m}$  çapında, oldukça birbirine geçmiş lityum disilikat kristallerinden oluşur. 350 MPa bükülme direncine sahiptir. Lityum disilikat cam seramiğin ısıyla preslenmesinden sonra kristal hizalanması, çok sayıda çatlak sapmasına yol açar. Uzun süreli klinik

çalışmalarda birinci küçük azı dişine kadar olan bölgede IPS Empress 2 kronlarında yüksek sağkalım oranları gözlenmiştir (47, 59, 63). Artan mekanik özellikleri ile ön bölgede üç üyeli sabit dental protezlerde kullanım endikasyonu mevcuttur (64, 65).

IPS e.max Press, gelişmiş fiziksel özelliklere ve translusensliğe sahip preslenebilir lityum disilikat cam seramik olarak piyasaya sürülmüştür. 440 MPa bükülme direncine sahiptir. İnleyleyler, onleyleyler, ön ve arka bölgede kronlar, ön bölgede üç üyeli sabit dental protezler için kullanılabilir. Veneering için apatit cam seramikler önerilir (47). Klinik verilere göre IPS e.max Press onlaylerde (3 yıl sonra % 100) (66), kronlarda (3 yıl sonra % 96,6) (67) ve sabit dental protezlerde yüksek sağ kalım oranlarına sahiptir (68).

IPS e.max CAD, 2006 yılında yapısal ve estetik seramik özelliklerine sahip lityum disilikat seramik olarak piyasaya sürüldü (69). Bu bloklar millenlemelerinin ardından iki aşamalı kristalizasyon işlemine tabi tutulurlar. Lityum metasilikat kristalleri ilk aşamada çökeltilir. Elde edilen cam seramik hacimce % 40 lityum metasilikat kristalleri içerir. Kristal boyutu 0.2 ila 1.0 µm aralığındadır. Bu prekristalize form 130-150 MPa bükülme direncine sahiptir. Mavi renktedir ve işlenmesi kolaydır. İkinci kristalizasyon işleminden sonra metasilikat kristal fazı tamamen çözülür ve lityum disilikat kristalleşir. Prekristalize edilmiş bloğun rengi seçilen diş rengine dönüşür. Sonuçta % 70 kristal hacmine sahip cam seramik elde edilir. Kristal boyutu 1,5 µm'ye yükselmiştir (70). Bükülme direnci artarak 360 MPa'a ulaşmıştır. Uygun translusenslik ve renk çeşitliliği nedeniyle monolitik ve alt yapı materyali olarak kullanılabilirler. Ön ve arka bölge tek kronlar, implant üstü kronlar, inleyleyler, onleyleyler, laminate veneerler, premolarlara kadar üç üyeli köprüler yapılabilmektedir (71, 72).

VITA Suprinity ve Celtra Duo, cam seramiklere ağrılıkça yaklaşık % 10 oranında zirkonya eklenmesiyle elde edilen zirkonya ile güçlendirilmiş lityum silikat seramiklerdir (73). Bu bloklar (ağrılıkça %) SiO<sub>2</sub> (% 56-64), Li<sub>2</sub>O (% 15-21), K<sub>2</sub>O (% 1-4), P<sub>2</sub>O<sub>5</sub> (% 3-8), Al<sub>2</sub>O<sub>3</sub> (% 1-4), ZrO<sub>2</sub> (% 8-12) ve CeO<sub>2</sub> (% 0-4) içerirler (50). 2013 yılında VITA tarafından Suprinity, 2014 yılında Dentsply tarafından Celtra Duo piyasaya sürülmüştür. Cam seramiklerin estetik özellikleri zirkonyum oksitin mekanik özellikleri bu bloklarda bir araya getirilmiştir. CAD/CAM sistemleri kullanılarak



monolitik üretilen restorasyonları sayesinde alt yapı ile veneering porselen arasındaki bağlantı sorunlarının önüne geçilmiştir (74).

VITA Suprinity, parsiyel kristalize zirkonya içermektedir. Sinterlendiğinde bükülme direnci 180 MPa'dan 420 MPa'a yükselir. Celtra Duo ise tam kristalize zirkonya içermektedir (73). Üretici firma Celtra Duo'nun kristalizasyon için fırınlanma yapılmadan, polisaj işlemi sonrasında adeziv sistemlerle simante edilebileceğini belirtmiştir. Bu durumun çalışma süresi açısından lityum disilikata avantaj sağlayacağını savunmuştur. Ancak estetiği optimize etmek ve bükülme direncini 210 MPa'dan 370 MPa'ya çıkarmak için glazür fırınlaması önerilmektedir (75). İnley, onley, laminate veneer, implant üstü veya diş üstü ön ve arka bölge restorasyonlarında kullanım endikasyonları bulunmaktadır (76).

### **Cam İnfiltre Seramikler**

Cam İnfiltre seramikler alümina, alümina ve magnezyum, alümina ve zirkonya olmak üzere 3 gruba ayrılmıştır.

Alümina, ilk cam infiltre seramik materyali olarak In-Ceram Alümina 1989 yılında piyasaya sunulmuştur. Bükülme direnci 600 MPa olan bu materyalin içeriğinde  $Al_2O_3$  (% 82),  $La_2O_3$  (% 12),  $SiO_2$  (% 4.5),  $CaO$  (% 0.8) ve diğer oksitler (% 0.7) bulunmaktadır. “*Split-casting*” yöntemi ile üretilir. Bu yöntemle göre alümina partiküllerinin pöröz iskeletine lantan camları infiltre edilerek pörözite elimine edilir ve dayanıklılık artırılır. Opasite nedeniyle veneering porselene ihtiyaç duymaktadır (49, 50).

Alümina-Magnezyum, 1994 yılında üretilmiştir. Üretim süreci In-Ceram Alümina ile benzerdir. Farklı olarak, sentetik üretilen pöröz magnezyum alümina koruna cam infiltre edilir. Bükülme direnci 350 MPa'dır ve ışık geçirgenliği In-Ceram Alümina'dan iki kat daha fazladır (50).

Alümina-Zirkonya, In-Ceram Alümina'nın parsiyel stabilize zirkonyum oksit eklenerek güçlendirilmiş modifikasyonudur. Işık geçirgenliği düşük olan bu seramik materyalinin bükülme direnci 600-800 MPa'dır (50, 77).

CAD-CAM sistemleriyle üretilen lityum disilikat ve zirkonya içerikli seramiklerin popülaritesi arttıkça bu grup seramiklerin kullanımı azalmıştır (50).

### 2.3.2. Polikristalin Seramikler

Polikristalin seramik grubu ince grenli kristal yapı içermektedir. Bu yapı kırılma direnci ve dayanımı arttırırken ışık geçirgenliğini azaltır. Bu seramik grubunda cam fazın olmaması hidroflorik asit ile pürüzlendirmeyi zorlaştırır, daha uzun süreli ya da yüksek ısıli asit uygulanmasını gerektirir (78).

Alümina, stabilize zirkonya, zirkonya ile güçlendirilmiş alümina ve alümina ile güçlendirilmiş zirkonya polikristalin seramik grubunu oluşturmaktadır (50).

#### Alümina

Procera AllCeram, 1993 yılında Nobel Biocare tarafından piyasaya sürülmüştür. Yüksek saflıkta  $Al_2O_3$  (% 99.5) içerir. Kor materyali olarak CAD-CAM sistemi ile üretilir. Yüksek sertlik (17-20 GPa) ve yüksek dayanıma sahiptir. Elastisite modülü diğer tüm tam seramik materyallerinden daha yüksektir bu özelliği kütleli kırılmalara yol açmaktadır (47, 79, 80). Bu kırılma eğilimi ve stabilize zirkonyada bulunan gelişmiş mekanik özellikler, alümina kullanımının azalmasına neden olmuştur (50).

#### Stabilize Zirkonya

Zirkonyum, periyodik tabloda D grubunda bulunan geçiş elementidir (81). Zirkonyum doğada serbest bulunmaz, zirkonyum oksit ( $ZrO_2$ ) ve zirkonyum silikat ( $ZrSiO_4$ ) formlarında bulunur. Literatürde zirkonyum oksite zirkonya, zirkonyum silikata ise zirkon denilmektedir (82). Saf zirkonya sıcaklığa göre üç allotropik formda bulunur: Oda sıcaklığından 1170 °C'ye kadar stabil olan monoklinik fazdadır. 1170-2370 °C arasında tetragonal fazda, sıcaklık 2370 °C'yi aştığında ise kübik fazdadır (83, 84). Zirkonya soğutma sırasında tetragonal fazdan monoklinik faza geçer ve % 3-5 oranında hacimde artış meydana gelir. Bu olaya “*transformation toughening*” bir diğer deyişle dönüşüm sertleşmesi denilmektedir. Bu hacim artışı çatlak ilerlemesini önleyerek kırılma direncini arttırır. Ancak faz dönüşümü kontrol altına alınmadığında materyalin mekanik özelliklerini olumsuz etkileyebilir (85). Zirkonyanın oda sıcaklığında tetragonal ya da kübik fazda stabil kalmasını sağlamak için saf

zirkonya'ya CaO, MgO, CeO<sub>2</sub>, Y<sub>2</sub>O<sub>3</sub> gibi oksitler ilave edilir. Böylece fazlar arasındaki geçiş kontrolü sağlanmış olur (81).

Zirkonya seramikler mikro yapılarına göre tam stabilize edilmiş zirkonya (FSZ), parsiyel stabilize edilmiş zirkonya (PSZ) ve tetragonal zirkonya polikristalleri (TZP) olarak sınıflandırılmıştır. FSZ'de zirkonya kübik formdadır ve % 8 mol'dan fazla itriyum oksit (Y<sub>2</sub>O<sub>3</sub>) içerir. PSZ, kübik bir matrikste nano boyutlu tetragonal veya monoklinik partiküllerden oluşur. TZP'ler, yaygın olarak itriyum veya seryum ile tetragonal fazda stabilize edilmiş monoklinik materyallerdir (86). Dental zirkonyumların tümü TZP tipidir, sıklıkla itriyumla stabilize edilen formu Y-TZP kullanılır. Bu form işleme ve sinterlemeden sonra yüksek dayanım ve kırılma direncine sahiptir (87). Yapılan çalışmalarda zirkonyanın elastik modülünün 200 GPa, bükülme direncinin 900-1200 MPa, kırılma dayanımının 7-10 MPa olduğu bildirilmiştir (81, 88).

Zirkonyanın kullanımında yarı ya da tam sinterize bloklar tercih edilebilir. Yarı sinterize bloklar % 25 oranında daha fazla hacimde şekillendirilir, ardından tam sinterizasyon uygulanır ve elde edilmek istenen son hacime ulaşılır. Tam sinterize blokların işleme zorluğu ve bu işlemin daha uzun süre ihtiyacı nedeniyle yarı sinterize bloklar kullanılmaktadır (64).

Zirkonya seramikler tabakalama porselenlere alt yapı materyali olarak kullanılmalarının yanı sıra monolitik restorasyon üretiminde de kullanılabilirler. Monokromatik (tek renkli) ve doğal diş renklenmelerini taklit edebilen polikromatik seçenekleri mevcuttur. Kuraray firmasının ürettiği Katana Zirconia ML polikromatik blok örneğidir. Firmalar daha estetik restorasyonlar için translusensliğin artırıldığı Lava Plus (3M ESPE, Minnesota, ABD), Cercon ht ( DeguDent, Wolfgang, Almanya) gibi blokların da üretimini sağlamıştır (50).

Zirkonya kron, sabit dental protez, post materyali, implant dayanağı ve implant materyali olarak kullanılabilir (50, 89, 90).

### **Zirkonya ile Güçlendirilmiş Alümina ve Alümina ile Güçlendirilmiş Zirkonya**

Zirkonyanın genelde tetragonal fazda parsiyel stabilize olması ve alüminanın ortalama dayanıklılıkta olması nedeniyle yapısında mikro ve nano ölçeklerde zirkonya ve alümina bulunan zirkonya ile güçlendirilmiş alümina (ZTA) ve alümina ile güçlendirilmiş zirkonya (ATZ) bloklar üretilmiştir (91). Üretici firmalar arasında değişiklik olsa da, ZTA yapısında en az % 50 oranında alümina, ATZ yapısında en az % 50 oranında zirkonya bulundurmaktadır (50).

Parsiyel stabilize zirkonyalarda, zirkonyumda oluşan düşük ısı bozulması, mekanik stres olmadığında kristallerde, tetragonal fazdan monoklinik faza yavaş bir dönüşüm gerçekleşmesi ile meydana gelir. Sinterleme işleminden önce alümina mikropartiküllerine nanopartikül ölçeklerinde zirkonya eklenmesiyle ilgili gelişmelerle, bu materyaller Y-TZP ile karşılaştırılmış ve kırılma dayanıklılıklarının daha fazla, düşük ısı bozunmasına karşı daha dirençli oldukları görülmüştür (92-95). Yapılan bir çalışmada ZTA VE ATZ seramiklerin dinamik yorulma dayanıklılıkları Y-TZP ile karşılaştırıldığında iki kattan fazla bulunmuştur (96).

#### **2.3.3. Rezin Matriks Seramikler**

Bu kategori, yüksek oranda seramik parçacıklarıyla doldurulmuş organik bir matrise sahip materyallerden oluşur. "*İstenen özellikleri elde etmek için genellikle yüksek bir sıcaklıkta pişirilerek işlenen metal olmayan inorganik malzemeler*" olarak belirtilen geleneksel seramik tanımı dikkate alınır seramik bir matriksin varlığı, rezin matriks seramik materyallerini teorik olarak sınıflandırma dışında bırakır. Ancak, 2013 yılında ADA Code on Dental Procedures and Nomenclature güncel tanımlanmasında porselen / seramik terimini "*porcelenler, camlar, seramikler ve cam seramikler dahil olmak üzere ağırlıklı olarak inorganik ısıya dayanıklı bileşenler içeren preslenmiş, fırınlanmış, parlatılmış veya frezelenmiş materyaller*" olarak değiştirmiştir. Böylece ağırlıklı olarak % 50'den fazla ısıya dayanıklı inorganik bileşik içeren seramik benzeri rezin matriks seramikler sınıflamaya dahil edilebilmiştir.

Firmaların CAD/CAM sistemleriyle kullanılmak üzere tasarladığı bu materyal grubunu geliştirme amaçları:

1. Geleneksel seramiklere göre dentinin elastik modülüne daha yakın olması
2. Cam matriks seramikler ve polikristalin seramiklerden daha kolay frezelenabilir ve uyumlanabilir olması
3. Kompozit rezinlerle onarımı ve modifikasyonu sağlanabilen restorasyonlar üretilebilir olmasıdır.

Rezin matriks seramik materyaller içerdikleri inorganik bileşenlere göre rezin nano seramikler, rezin matriks cam seramikler, rezin matriks zirkonya-silika seramikler olmak üzere üç gruba ayrılır.

### **Rezin Nano Seramikler**

Mevcut çalışmalar, materyali oluşturan atom boyutları küçüldükçe materyalin yeni özellikler kazandığını, yapı elemanları nano boyutlara indirildiğinde ise materyalin fiziksel ve kimyasal özelliklerinin değişebildiğini bildirmiştir (97, 98).

Lava ultimate, rezin nano seramik olarak 2012 yılında piyasaya sürülmüştür. Ağırlıkça % 80 nano seramik partiküllerle güçlendirilmiş yüksek derecede sertleştirilmiş rezin matrisinden oluşur. İnorganik kısmı oluşturan silika nano partiküller (20 nm çap), zirkonya nanopartiküller (4-11 nm çap) ve zirkonya-silika nano parçacıklarının kompozisyonu, dolgu partiküllerinin intertisyel aralığını azaltır ve yüksek nanoseramik içeriği sağlar. Organik kısmı bisphenol-A diglycidylether methacrylate (Bis-GMA), urethane dimethacrylate (UDMA), bisphenol ethoxylated bisphenol-A dimethacrylate (Bis-EMA), triethylene glycol dimethacrylate (TEGDMA) monomerlerini içeren rezin matriks oluşturur. Blokların üretiminde yapıya eklenen silan nano yapılar ve rezin matriks arasında kimyasal bağ oluşumunu sağlar (99, 100). Yapılan kron restorasyonlarında yüksek oranda karşılaşılan desimantasyon sorununun, kalite standartlarıyla uyuşmaması nedeniyle üretici firma 2015 tarihinde kron endikasyonunu kaldırmıştır (101). İnley, onley, veneer restorasyonlarda kullanımı sürmektedir (102).

Cerasmart ( GC, Tokyo, Japonya), bir diğer rezin nano seramiktir. GC firması tarafından 2014 yılında piyasaya sürülmüştür. Ağırlıkça % 71'ini 20 nanometre çapında silika, 300 nanometre çapında baryum cam nano doldurucuları içeren

inorganik yapı oluşturur. Organik yapıyı; Bismethacryloxypolyethoxyphenyl propane (Bis-MEPP), UDMA, dimethacrylate (DMA) oluşturur. Üretilen restorasyonların kenar uyumları oldukça başarılıdır ve diğer rezin matris seramiklere göre yüksek bükülme direncine sahiptir (103).

Rezin nano seramiklerin elastisite modülü dentine yakındır, bükülme dirençleri ve cam seramiklere göre kırılma dayanımları yüksektir. Bu sayede minimal redüksiyonlar yeterli olmaktadır (104, 105). Ayrıca bu seramik grubunun kolay uyumlanabilme, yeniden parlatılabilme, yüksek aşınma direnci, cam seramiklere göre karşı dişte daha az aşındırma, fırınlanmaya ihtiyaç duymama gibi avantajları da vardır (104, 106).

### **Rezin Matris Cam Seramikler**

Seramik materyallerin optik ve mekanik özellikleri oldukça iyidir ancak restorasyon hastaya teslim edildikten sonra tamir işlemleri oldukça zordur. Kompozitlerin ise tamir ve modifikasyonları kolay olmasına rağmen mekanik özellikleri seramiklere göre düşüktür. Kompozitlerin elastik modülü dentine, seramiklerin elastik modülü mineye yakındır. Bu durum araştırmacıları her iki grubunun avantajlarının birleştirildiği yeni bir materyal grubu üretmeye yöneltmiştir (107, 108).

Enamic (VITA, Bad Sackingen, Almanya) 2013 yılında CAD/CAM sistemleri ile kullanılan ve “hibrit seramik” olarak da adlandırılan rezin matris cam seramik olarak piyasaya sürülmüştür. Alüminyum oksitle güçlendirilmiş feldspatik seramik ağı ( ağırlıkça % 86, hacimce % 75) ve polimer ağdan (ağırlıkça % 14, hacimce % 25) oluşmaktadır. Seramik ağ %58-63 SiO<sub>2</sub>, % 20-23 Al<sub>2</sub>O<sub>3</sub>, % 9-11 Na<sub>2</sub>O, % 4-6 K<sub>2</sub>O, % 0.5-2 B<sub>2</sub>O<sub>3</sub>, % 1’den az oranda Zr<sub>2</sub>O ve CaO içermektedir. Polimer ağ UDMA ve TEGDMA monomerlerinden oluşmaktadır(50). Bükülme direnci 150-160 MPa, elastik modülü 30 GPa’dır (REF: Vita Enamic Technical and Scientific Documentation, 2013).

İnley, onley, laminate veneer, ön ve arka bölgede kron materyali olarak kullanım endikasyonu bulunmaktadır. Nano seramiklerden ve rezin matris zirkonya-silika seramiklerden farklı olarak cam matris içeriklerinden dolayı asitlenebilirler (50).

## **Rezin Matriks Zirkonya-Silika Seramikler**

Shofu Block HC, Shofu ve MZ100 Block, Paradigm MZ-100 Blocks, 3M ESPE bu seramik grubu bloklarındandır.

Shofu Block HC ağırlıkça % 60'dan fazla inorganik komponentlerden ( silika tozu, zirkonyum silikat) ve organik matriksten ( UDMA, TEGDMA) oluşur. Bükülme direncinin 191 MPa, elastik modülünün 9.5 GPa olduğu bildirilmiştir (109).

MZ100 Block, Paradigm MZ-100 Blocks, 3M ESPE blokları ise Bisfenol A glisidil metakrilat (Bis GMA), TEGDMA ve patentli üçlü aktivatör sisteminin polimer matriksine gömülü % 85 zirkonya-silika seramik parçacıklarından ( 0.6 µm) meydana gelen kompozittir.

İnley, onley, laminate veneer, ön ve arka bölgede kron materyali olarak kullanım endikasyonları bulunmaktadır (50).

## **2.4. CAD/CAM (Computer Aided Design/ Computer Aided Manufacturing) Sistemleri**

Bilgisayar destekli tasarım ve bilgisayar destekli ürem anlamına gelen CAD/CAM sistemleri ilk olarak 1960'lı yıllarda uçak ve otomotiv endüstrisinde kullanılmak üzere geliştirilmiştir (110). İlk dental CAD/CAM restorasyonu 1983 yılında Dr. Duret tarafından üretilmiştir (111). 1985 yılında ise Dr Mörmann ve Dr. Marco Brandestini CEREC 1 sistemini piyasaya sunmuştur. İlerleyen süreç içerisinde Cerec, Duret, Procera, Celay, Cercon, Lava gibi çok sayıda CAD/CAM sistemi üretilmiştir.

CAD/CAM sistemi tek seansta bitirilebilen restorasyonlar sayesinde diş hekimlerine ve hastalara zaman kazandırır. Tekrarlayan randevuları önleyerek geçici protez ihtiyacını ortadan kaldırır. Çoğu zaman model üretimi gerektirmediğinden kontaminasyon riskini düşürür. Geleneksel yöntemlerde görülen silikonlarda yırtılma, alçı modellerde kırılma gibi sorunlarla karşılaşılmaz, bu sayede daha doğru alınabilen ölçüler üzerinden üretilen restorasyonlarda kaliteyi, marjinal uyumu artırır ve standartizasyonu sağlar. Laboratuvarda kullanılan bir çok malzeme kullanımını gerektirmediği için maliyeti düşürür. Sistemin sağladığı tüm bu avantajlar CAD/CAM teknolojisinin diş hekimliğinde kullanımını arttırmıştır (112-117).

CAD/ CAM sistemi üç temel basamaktan oluşur (118):

1. Bilgisayarlı yüzey taranması (CSD) ile verilerin aktarılması ve kaydedilmesi
2. Restorasyonların bilgisayarda üç boyutlu tasarlanması (CAD)
3. Restorasyonun üretimi (CAM)

#### **2.4.1. Tarama (CSD)**

Ağız içi ve ağız dışı (laboratuvarda) tarayıcılarla elde edilen veriler bilgisayara aktarılarak sanal bir model oluşturulur (119).

Ağız içi kameralar optik tarayıcılardır, fotoğraf çekerek ve video kaydı olarak veri elde edebilenler olarak ikiye ayrılır. İlk gruptakiler dentisyonun bireysel görüntüsünü kaydeden tek görüntü kameralarıdır. CEREC, Itero (Align Technology), PlanScan (Planmeca), CS 3500 (Carestream Dental LLC) ve Trios (3 Shape) bu gruba örnektir. Video kaydı alan ikinci gruba True Definition (Lava), Apollo DI (Sirona) ve OmniCam (Sirona) sistemleri örnektir. Sistemler arasında kullanım prensibi, kayıt, ışık kaynağı, titanyum dioksit pudra gerekliliği açısından farklılıklar vardır (120-122).

Laboratuvar tarayıcılar, mekanik veya optik tarayıcılardır. Mekanik tarayıcıların uç kısımlarında bulunan iğne ile tarayıcının dişe göre pozisyonu korunur, hastadan alınan ölçü ya da ölçüden elde edilen model taramasında kullanılır (123, 124). Optik tarayıcılar harekete oldukça duyarlıdır. Hasta ya da hekimin herhangi bir hareketi hatalı görüntü elde edilmesine neden olabilir (117, 125).

#### **2.4.2. Tasarım (CAD)**

Bilgisayar ekranında üç boyutlu sanal dental restorasyonlar tasarlamak için çeşitli yazılım programları vardır. Kullanıcılar otomatik olarak tasarlanan restorasyonları seçebileceği gibi bir çok özelliği modifiye ederek yeni tasarımlar da üretebilir. Veri toplama sistemlerinde olduğu gibi yazılım programları da genellikle CAD/CAM sistemine özeldir ve çoğunlukla sistemler arasında değiştirilemez. Restorasyon tasarlandığında, CAD yazılımı sanal olarak oluşturulan modeli belirli bir komut setine dönüştürür ve tasarlanan restorasyonu üreten CAM ünitesini çalıştırır (118).



### 2.4.3. Üretim (CAM)

Tasarlanan restorasyonun seçilen materyalden üretilmesi işlemidir. Bloklardan frezler ve diskler aracılığıyla eksiltme yapılarak restorasyon elde edilmesine “*subtraktif yöntem*” denilir. Başarılı bir yöntem olmasına karşın fazla miktarda materyal kaybına neden olmaktadır. Bu soruna çözüm getirmesi amacıyla “*ekleme yöntemi*” alternatifi sunulmuştur. Seçici lazer sinterizasyonu ekleme yöntemi olarak sıkça tercih edilir. Prefabrike bloklardan kazıma yapmak yerine metal veya seramik toz havuzundan homojen tabakalar halinde eklenerek sinterize edilmesi ile restorasyonlar üretilir. Her iki yöntemin kullanılabildiği CAD/CAM sistemleri vardır (118).

CAD/CAM sistemleri; hasta başı (chair-side) sistemleri, laboratuvar (in-lab) sistemleri ve merkezi üretime sahip sistemler olmak üzere üretim yöntemlerine göre üç gruba ayrılır (126, 127):

1. Hasta başı (chair-side) sistemleri: CAD/CAM sisteminin tüm basamakları hasta başında yapılarak, restorasyon tek seansta hastaya teslim edilir. CEREC (Sirona Dental Systems GmbH, Bensheim, Almanya) ve E4D (Planmeca, Richardson, Teksas) bu gruba örnek sistemlerdir (127).

2. Laboratuvar (in-lab) sistemleri: Hastadan alınan ölçünün ya da ölçüden elde edilen alçı modelin taranması sonrasında restorasyonun üretildiği sistemlerdir. CEREC inLab (Sirona, Erlangen, Almanya), DCS Preci-fit (DCS Dental AG, Allschwil, İsviçre), Cercon (Dentsply, Surrey, İngiltere), Zeno Tec System (Wieland, Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein) bu gruba örnek verilebilir (117, 124, 127).

3. Merkezi üretime sahip sistemler: Taranması tamamlanan modellerden elde edilen veriler, internet yoluyla üretimin yapılacağı merkeze gönderilir. Hazırlanan alt yapılar tabakalama işleminin uygulanabilmesi için laboratuvara tekrar gönderilir. Alt yapıların aynı merkezde üretilmesi ile standardizasyon ve optimal kalite kontrolü sağlanmış olur. Procera (Nobel Biocare, Zürich-Flughafeni, İsviçre) ve LAVA (3M, ESPE, Seefeld, Almanya) sistemleri bu gruba örnek verilebilir (127, 128).

CAD/CAM sistemleri veri paylaşımına göre açık ve kapalı sistemler olarak sınıflandırılır. Açık sistemler farklı firmaların tarama, tasarım, üretim elemanlarının

kullanımına izin verir. Kapalı sistemlerde ise tek CAD/CAM sistemi elemanları kullanılır ve diğer firmalarla veri akışı sağlanamaz. Bu sistemde yazılım güncellemeleri tek firmaya bağlıdır (129, 130).

Diş hekimliğinde CAD/CAM sistemlerinin endikasyon alanı oldukça geniştir. Sistem; laminate veneer, inley, onley, endokron, tam kron, sabit dental protez, implant destekli protezlerde alt yapı ve dayanak, hareketli bölümlü protezlerde iskelet, tam protez, maksillofasiyal protez, implant cerrahisinde rehber görevli stent, implant yerleştirilmesinin ardından immediat restorasyon, ortodontik splint üretiminde kullanılabilir.

### **2.5. Yüzey Pürüzlülüğü**

Yüzey pürüzlülüğü, yüzey dokusu üzerinde ince aralıklı mikro düzensizlikler olarak tanımlanır (131). Yüzey pürüzlülüğünü tanımlamak için kullanılan pürüzlülük parametreleri ile ölçümlerde standardizasyon sağlanmakta ve nicel veriler elde edilebilmektedir. Sıklıkla kullanılan parametreler (132):

Ra (ortalama pürüzlülük), ölçüm uzunluğunda pürüzlülük profilinin ortalama çizgisine göre elde edilen profil sapmalarının mutlak değerlerinin aritmetik ortalamasıdır.

Rz ( ortalama maksimum profil yüksekliği), tüm ölçüm uzunluğu içinde en düşük beş vadi ile en yüksek beş zirvenin toplamının ortalaması olarak tanımlanır.

Rq, ölçüm uzunluğunda elde edilen profil yüksekliğinin ortalamasının karekök ortalaması olarak tanımlanır.

Rt ( maksimum profil yüksekliği), ölçüm uzunluğunda profilin en yüksek ve en alçak noktaları arasındaki dikey uzunluktur.

Rmax (maksimum pürüzlülük derinliği), ölçüm uzunluğunda hesaplanan Rt değerlerinin en fazlasıdır.

Yüzey pürüzlülüğü; profilometre, taramalı elektron mikroskobu (SEM), atomik kuvvet mikroskobu (AFM) gibi çeşitli yöntemler ile değerlendirilmektedir (133).

### **Profilometre**

Yüzey pürüzlülüğünü değerlendirmek için kontakt ve optik olmak üzere iki çeşit profilometre cihazı kullanılmaktadır. Bu cihazlarla, Ra, Rpm, Rz gibi pürüzlülük değerleri ölçülebilmektedir (134).

Kontakt profilometreler iki boyutludur. Yüzey 25-50 µm çözünürlükte elmas bir uç ile taranır. Sensör, bir X ekseni boyunca hareket ederek dikey Z ekseni boyunca oluşan yükseklik değişimlerini ölçer. Doğru değerlerin elde edilebilmesi için tekrarlayan ölçümler yapılmalıdır ve örneklerin yüzeylerinin düz olmasına dikkat edilmelidir. Ölçümlere başlamadan önce ve örneklerin ölçüm aralarında cihazın kalibrasyonu sağlanmalıdır (135).

Optik profilometre mekanik temasın olmadığı, optik ışınla taramanın yapıldığı üç boyutlu bir analiz yöntemidir. Yüzeye düşen bir düzlem dalgası, yansımaya uğrar ve düzlem dalgası olarak yayılır. Yüzey yapısı üç boyutlu olduğundan yüzeyin doğal karakterini gösterebilmektedir. Yüzey çok pürüzlü ise, ışık her yöne eşit olarak dağılır ve artık yüzeyin topografyasını gösteremez. Bu nedenle ölçümler, yalnızca çok yüksek kaliteli yüzey durumlarında kullanılabilir. Aparat, bir iç referans ile yüzeyin noktaları arasındaki mesafeyi ölçer. Optik bileşenler, yaklaşık 100 µm karelik bir alan üzerinde birkaç nanometre çözünürlük sağlar (134, 136).

### **Taramalı Elektron Mikroskopu (SEM)**

Taramalı elektron mikroskopu (SEM), mikroyapı morfolojisi ve kimyasal bileşim karakterizasyonlarının incelenmesi ve analizi için kullanılan çok yönlü bir araçtır. Sınırlı bir alanı hedef alan yüksek voltaj ile hız kazandırılan elektronlar aracılığıyla yüzeyin taranması prensibine dayanır. Örnek yüzeyinin taranması için odaklanan bu elektron ışınları çok sayıda sinyal üretir. Elde edilen elektron sinyalleri katot ışın tüpünde görüntülenen görsel bir sinyale dönüştürülür (137).

### **Atomik Kuvvet Mikroskopu (AFM)**

Atomik Kuvvet Mikroskopu (AFM), yüzey pürüzlülüğünün üç boyutlu detaylı topografik görüntülerini, nanometre çözünürlükte gösterebilir (136). Örnek yüzeyinin çok ince bir sivri uç ile taranması prensibine dayanır. Uçlar daha çok 40-60 nm

çapındadır. AFM, ucun tarama sırasında yüzey ile etkileşimini kaydeder. Örneklere kaplama gibi ek bir işlem yapılmasını gerektirmez ancak tarama hızı düşüktür ve undercutları belirleyemez (138).

## 2.6. Dental Seramiklerde Yüzey Bitirme ve Parlatma İşlemleri

Dental bitirme ve parlatma işlemlerinin amacı, estetik, fonksiyonel ve çevre dokularla uyumlu restorasyonlar elde etmektir. Etkili bitirme ve parlatma aşamaları restorasyonlara doğal diş yapısına benzer yüzey pürüzsüzlüğü ve ışık yansıtma özelliği kazandırır. Optimal yüzey özellikleri ağız hijyenin sağlanabilmesi için de önemlidir. Restorasyon yüzeylerinin pürüzsüzleştirilmesi kırılma riskini azaltır ve korozyon oluşumunu engeller. Komşu dişlerde aşınma önlenerek ağız içerisinde dengeli ve sağlıklı bir ortam yaratılması sağlanır (139-141).

Bitirme, marjinal düzensizliklerin giderildiği, anatomik sınırların belirlendiği ve restorasyonun yüzey pürüzlülüklerinin düzenlendiği süreçtir.

Marjinasyon, diş yapısı ile restoratif materyalin birleşim bölgesindeki fazlalıkları uzaklaştırarak pürüzsüz ve optimal adapte edilmiş kenar oluşturmak için yapılan işlemlerdir.

Parlatma, restorasyon yüzeyindeki küçük çizikleri gidermek ve homojen, pürüzsüz, ışığı yansıtan parlak yüzey eldesi için bitirme ve marjinasyon adımları ardından yapılan işlemlerdir.

Restoratif diş hekimliğinde bitirme ve parlatma başlıca üç adımı ifade eder (142):

1. Bitirme: İstenen anatomiyi elde etmek için restorasyonun şekillendirilmesi
2. Ön parlatma: İlk şekillendirme sürecinde oluşturulan yüzey pürüzlülüğünün ve çiziklerin azaltılması ve yumuşatılması
3. Yüksek parlatma: Pürüzsüz, ışığı yansıtan mine benzeri bir yüzey elde edilmesi

Bitirme ve parlatma işlemleri sonrasında restorasyonda oluşan yüzey pürüzlülüğü bazı faktörler ile belirlenir (52, 143):

1. Restorasyonun yapısı ve mekanik özellikleri
2. Aşındırıcı materyal ile restorasyon arasındaki sertlik farkı
3. Kullanılan abrazivin sertliği boyutu ve aşındırıcının şekli
4. Aşındırıcının uygulanması sırasında kullanılan malzemenin özellikleri
5. Aşındırıcıların uygulama hızı ve basıncı
6. Aşındırıcının lubrikantla kullanımı

### **2.6.1. Abraziv Çeşitleri ve Bileşenleri**

Restorasyonlara uygulanan bitirme ve parlatma işlemlerinde, kullanılacak çok sayıda aşındırıcı ve parlatıcı malzeme vardır. Sıklıkla kullanılanlar (144):

Alüminyum oksit; alümina olarak da adlandırılan, diş hekimliğinde sıklıkla kullanılan bir aşındırıcıdır. Sertliği, aşındırıcı ve kesici aletlerde kullanımı için uygundur. Alüminyum oksit kağıt veya polimer diskler emdirilmiş partiküller olarak üretilir. Ayrıca çeşitli şekillerde sinterlenmiş alüminyum oksit seramik uçlardan oluşan beyaz taşlarda da kullanılabilir. Alüminyum oksitin sertlik değeri porselen, seramik ve kompozit rezinin parlatılması için uygundur. Akriliklerde, kompozitlerde ve bir çok restorasyon türünde pürüzsüz, parlak yüzeyler oluşturmak için ince alüminyum oksit parçacıkları bir parlatma patına ilave edilebilir.

Karbür bileşikleri; silisyum karbür, bor karbür ve tungsten karbür içerirler. Bitirme işleminde kullanılan frezlerin aşındırıcı bölümü tungsten karbürden üretilir. Tekerlek ve kadeh şeklindeki düşük hızlı klinik cihazlara uygun lastiklere, diskler emdirilerek kullanılırlar.

Elmas aşındırıcılar; karbondan oluşan elmas bilinen en sert maddedir. Elmas, sertliği nedeniyle güçlü bir aşındırıcıdır, bu nedenle birlikte kullanıldığı aletin aşınmasını önler ve keskinliğini korumasını sağlar. Elmas tozu, sert bir matris üzerine kaplanabilir veya parlatma patına eklenerek kullanılabilir.

Silisyum dioksit ve zirkonyum oksit; bitirme ve parlatma cihazlarında parlatma malzemesi olarak kullanılırlar.

Zirkonyum silikat; striplerde, disklerde, profilaktik pastalarda parlatma ajanı olarak kullanılan doğal bir mineraldir.

Pasta; dental uygulamalarda gliserin esaslı gevşek aşındırıcı olarak kullanılır. Ağırlıklı olarak, süspanse edilmiş ultra ince alüminyum oksit ya da elmas parçacıkları içerir.

Pomza; gevşek bir aşındırıcı olan volkanik silikadır. Proflaksi macunlarına eklenebilir. Laboratuvar aşamalarında sıklıkla kullanılır (139, 144).

### **2.6.2. Dental Bitirme ve Parlatma Aletleri**

Restorasyonların bitirilmesi ve parlatılması için bir çok yöntem ve alet kullanımına sunulmuştur. Başlıca kullanılanlar:

Elmas bitirme frezi; kompozit ve porselen gibi restoratif materyallerin kontur düzenlemeleri, uyumlanmaları ve pürüzsüzlüğü için kullanılır. Yivli karbür bitirme frezelerinden farklı olarak elmas bitirme frezeleri, ağırlıklı olarak bıçakla kesme yerine aşındırma işlemine dayanır. Bu frezelerin çalışma yüzeylerinde endüstriyel elmas parçacıkları bulunmaktadır (143). Farklı şekil ve boyutlarda (7-50 µm) üretilirler. Elmas frezler yüksek ısı oluşumunu önlemek için her zaman su soğutması ile kullanılmalıdır (145).

Karbit bitirme frezi, şekillendirme ve bitirme için çeşitli şekillerde üretilmiştir. Yaygın olarak 8 ila 40 yivli bıçağa sahip frezler kullanılır (52). Bitirme işleminde elmas frez ardından kullanımı önerilmektedir (146).

Dental taşlar; aşındırıcı malzemelerin birbirlerine sinterlendiği veya organik rezinle yapıştırıldığı aletlerdir. Aşındırıcı boyutlarına bağlı olarak ince, orta ve kalın olarak sınıflandırılabilirler. Taşların renkleri içeriklerine göre değişkenlik gösterir. Yeşil taşlar silikon karbit içeriklidirler, metal ve porselen şekillendirilmesi için kullanılırlar. Beyaz taşlar ince grenli alüminyum oksit içeriklidirler, mine ve porselenlerin bitim ve polisaj aşamalarında kullanılırlar. Aşındırıcılık özellikleri elmas frezlerden daha düşüktür (52, 144).

Diskler ve şeritler, aşındırıcı parçacıkların ince bir plastik ya da polimer üzerine yapıştırılmasıyla elde edilirler. İnce aşındırıcı tabaka nedeniyle klinik kullanım süreleri

sınırlıdır. Sıklıkla kullanılan aşındırıcılar granat, zımpara, alüminyum oksit, silikon karbür ve kuartzdır. Arka okluzal bölge, iç bükey alanlar ve ön dişlerin lingual kısımlarında kullanımları sınırlıdır (52, 144).

Fırça; bitirme veya parlatma aletleri ile ulaşılamayan seramik ve rezin kompozit restorasyonların oluklarına, çatlaklarına ve interproksimal alanlarına ulaşılmasını sağlar (144).

Elmas emdirilmiş keçe disk, elmas ve tungsten karbür bitirme frezlerinin ardından kullanımı yüzey pürüzsüzlüğünü sağlamada etkilidir (144).

## **2.7. Dental Seramiklerde Glazürleme**

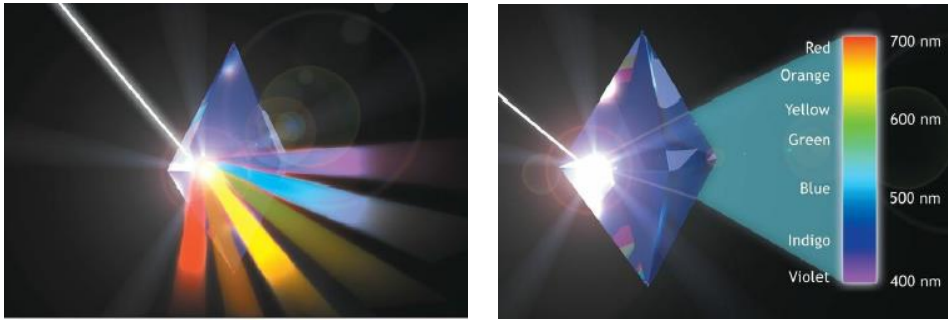
Otoglazür: Sinterlemeye yakın sıcaklığa ulaşan fırınlama işlemi sırasında porselen yüzeyi erir ve camsı faz küçük yüzey düzensizliklerini doldurur. Bu sayede yüksek parlaklıkta pürüzsüz bir yüzey elde edilir (147, 148).

Overglazür: Tamamlanmış restorasyonlarda estetik ve hijyenik yüzey sağlayan bir işlemdir (149, 150). Restorasyona uygulanan glazür, dentin ve mine porseleninden daha düşük bir erime sıcaklığında fırınlanan, düşük erime özelliğine sahip şeffaf bir porselendir (151). İnce cam tabakası yüzey kusurlarının derinliğini ve genişliğini azaltarak materyali güçlendirebilir (152). Glazürlü yüzeylerde pürüzlülük ve plak birikimi azalır, doğal diş parlaklığı taklit edilebilir (150).

Yüzey işlemleri tamamlanan restorasyonların okluzal ve servikal konturlarının çoğu zaman hasta başında uyumlanması gerekir. Bu uyumlamalar ardından restorasyon yüzeyindeki glazür tabakası zarar görür. Tekrarlayan fırınlama aşamalarının pratik olmamalarının yanı sıra seramik yapısında ve renginde değişikliklere neden olabileceği bildirilmiştir (153-157). Hasta başında uygulanabilen bitirme ve parlatma setleri kullanılarak pürüzsüz ve estetik restorasyon yüzeyleri yeniden kazanılabilir (158, 159).

## 2.8. Diş Hekimliğinde Işık ve Renk

Işık, insan gözünün tespit edilebildiği elektromanyetik radyasyondur. Göz, yaklaşık 400 nm (mor) ila 700 nm (koyu kırmızı) arasındaki dalga boylarına duyarlıdır. Bir nesnenin görülebilmesi için üzerine düşen ışığı yansıtması veya iletmesi gerekir. Gelen ışık genellikle polikromatiktir, yani çeşitli dalga boylarından oluşur (Şekil 2.3.) Gelen ışık, belirli dalga boylarında seçici olarak emildiğinde veya dağıldığında renk oluşur (21, 160).



Şekil 2.3. Işığın prizmadan dağılması ve dalga boyları (165)

Işık doğrudan göze ulaşabilir, bir nesneye çarpabilir veya geçebilir. Işık nesne ile etkileşime girerse bir kısmı emilir. Emilmeyen dalga boyları, gözdeki reseptör hücreleri (çubuklar ve koniler) tarafından algılanır ve beyin tarafından belirli bir renk olarak tanınır (161). Rengin algılanmasını etkileyen üç temel faktör vardır: Işık kaynağı, cisim, gözlemci (162). Işık seviyesi, reseptörlerin yorgunluğu, yaş, deneyimler, cinsiyet algıyı etkileyen diğer faktörlerdir (163, 164).

### 2.8.1. Işık ve Renk ile İlgili Temel Kavramlar

**Metamerizm:** Cismin renginin farklı ışık kaynakları altında farklı görünmesidir (Şekil 2.4.). Metamerizmi önlemek için bir spektral eğri eşleşmesi elde edilmelidir. Aynı spektral eğriye sahip renkli nesnelere, görüntülendikleri ışıktan bağımsız olarak daima eşleşecektir. Aynı spektral bileşenlere sahip olmayan renkli nesne çiftleri, farklı aydınlatma koşulları altında eşleşebilir veya eşleşmeyebilir (161, 165).





**Şekil 2.4.** Metamerizm etkisi (165)

**Floresan:** Işığın bir cisim tarafından emilmesi ve daha uzun bir dalga boyunda kendiliğinden yayılmasıdır (Şekil 2.5.) (166). Estetik diş hekimliğinde floresan önemli bir fiziksel özelliktir. Dişler (özellikle dentin) floresandır, ultraviyole ışık altında görünür ışık yayarlar. Porselen, restorasyonun floresan olmasını sağlayan ajanlar içerir. Floresan, restorasyonun doğal görünümünü artırır ve ve metamerik etkiyi azaltır (161).



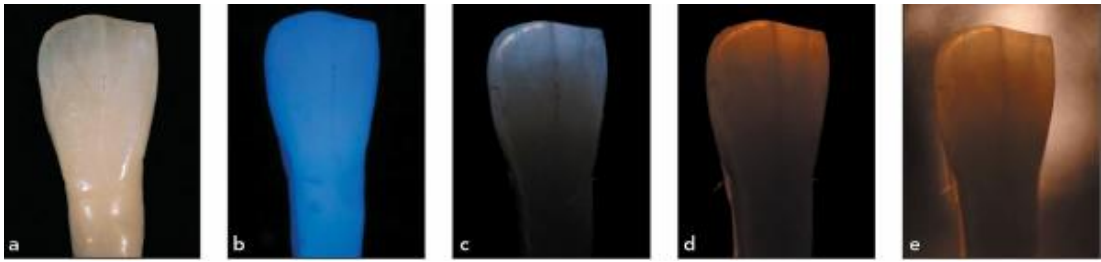
**Şekil 2.5.** Floresan etki (165)

**Opalesan:** Bir cismin ışığı yansıttığında ve absorbe ettiğinde farklı renkte görünmesi olarak tanımlanır (167). Doğal mine ve dental porselen gibi opalesan özelliği olan cisimler ışık kaynağına bağlı olarak kısa dalga boylarını (mavi dalga boyları) yansıtarak mavimsi görünürken, daha uzun dalga boylarını (kırmızı-turuncu dalga boylar) absorbe ederek turuncu görünürler (161).

**Opasite:** Cismin ışığın geçişini engelleme özelliği olarak tanımlanır. Cisim tamamen opak ise tüm ışığı absorbe eder ve siyah görünür (161, 168).

**Transparan:** Cismin içinden ışığın tamamının geçmesi özelliğidir. Transparan cismin arkasındaki nesnelere net bir şekilde görülebilir (168, 169).

**Translusensi:** Işığın emilme veya yansıtılmak yerine iletilme derecesidir (Şekil 2.6.). En yüksek translusensi saydamlık, en düşüğü ise opaklıktır. Doğal dişlerin insizal kenarları translusenttir ve doğru translusensi tespiti, restorasyonun estetik başarısı için oldukça önemlidir. Bu noktadaki hatalar, restorasyonun doğal görünümünü büyük ölçüde olumsuz etkileyecektir (161, 170, 171).



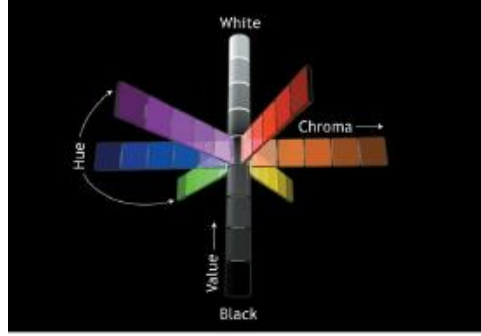
**Şekil 2.6.** a. Doğal diş b. Floresan c-d. Mavi-Turuncu Opalesan e. Translusensi (165)

### 2.8.2. Diş Hekimliğinde Kullanılan Renk Sistemleri

Sözlü renk anlatımları dişlerin görünümünü objektif olarak tanımlayacak kadar net değildir. Renkler, bu sorunu çözmek için geliştirilen renk sistemlerine göre tanımlanmaktadır (21).

#### Munsell Renk Sistemi

20. yüzyılın başında Profesör Albert H. Munsell, her rengin diğer renklerle ilişkisi olduğunu bildirmiştir ve her rengi doğru bir şekilde tanımlamak için düzenli bir sistem kurarak renk iletişimini kolaylaştırmıştır. Bu "renk çarkı" hue, value ve kroma boyutlarını içerir (Şekil 2.7.) (161, 172).



**Şekil 2.7.** Munsell Renk Sisteminde Hue, Value, Kroma (165)

Hue (ton): Kırmızı, yeşil veya mavi gibi bir nesnenin baskın rengini tanımlar. Munsell renk sistemine göre 5 ana renk (kırmızı, sarı, yeşil, mavi, mor) ve bunların arasında 5 yardımcı ara renk (sarı-kırmızı, yeşil-sarı, mavi-yeşil, mor-mavi, kırmızı-mor) vardır (165, 173).

Value (parlaklık): Hue'nun koyuluğu veya açıklığıdır. Yansıtılan toplam ışık miktarı ne kadar büyük olursa, değer o kadar yüksek olur. Değer ölçeği, saf siyah için 0 ile saf beyaz için 10 arasında değişir. Diş veya kron gibi ışığı yayan ve ışığı yansıtan bir nesne için value, tona bakılmaksızın ölçülebilen bir rengin açıklığını veya koyuluğunu tanımlar (21, 161).

Kroma (yoğunluk): Hue'nun yoğunluğu ve saflığıdır. Belirli bir rengin yansıyan dalga boyu ne kadar fazla olursa, tonun yoğunluğu o kadar yüksek olur, renk daha derin, saf ve yoğundur. Kroma, diş hekimliğinde diş dokularının, restorasyonların ve protezlerin hue ve value değerleri ile ilişkilendirilir (21, 161).

### **CIE Lab Renk Sistemi (Commission International de l'Eclairage)**

Renk analizinin gerektiği ve renk farklarının sayısal olarak istendiği durumlarda, CIE L\* a\* b\* renk sistemi kullanılır. İki CIE renk farkı formülü, CIELAB (CIE L \* a \* b \*, CIE76) ve daha güncel olan CIEDE2000, diş hekimliğinde en sık kullanılanlardır(174-176). Bu formüllerde, renk farkı  $\Delta E$  ile gösterilir. CIE L \* a \* b \*, renk koordinatlarından oluşan üç boyutlu bir renk alanıdır:

L \*: Dikey eksendedir. Munsell sistemindeki parlaklık (value) değerinin karşılığıdır. Yansıtılan toplam ışık miktarı ne kadar büyükse, değer o kadar yüksek olur. Değer ölçeği, saf siyah için 0'dan saf beyaz için 100'e kadar değişir.

a\*: Yatay eksendedir. Kırmızı ve yeşil arasındaki kromatik koordinatları temsil eder (-a\* yeşil, +a\* kırmızı).

b\*: Yatay eksendedir. Sarı ve mavi arasındaki kromatik koordinatları temsil eder (-b\* mavi, +b\* sarı).

CIELAB formülüne göre renk farkı hesaplaması:

$$\Delta E_{ab}^* = \sqrt{(L_2^* - L_1^*)^2 + (a_2^* - a_1^*)^2 + (b_2^* - b_1^*)^2}$$

Elde edilen  $\Delta L^*$  parlaklık farkıdır ve  $\Delta a^*$  ve  $\Delta b^*$  sırasıyla yeşil-kırmızı ve mavi-sarı koordinatlarındaki farklardır.

Kromatik koordinatlar a \* ve b \* dikdörtgen koordinatlarıdır ve aşağıdaki gibi kutupsal koordinatları C \* (kroma) ve h ° (renk tonu) hesaplamak için kullanılır:

$$C^* = \sqrt{a^{*2} + b^{*2}} \quad h^\circ = \arctan\left(\frac{b^*}{a^*}\right)$$

Chroma, renk doygunluğuyla ilgili olarak rengin saflığının bir ölçüsüdür. Belirli bir rengin dalga boyu yansıtılırsa, renk tamamen doymuş görünür ve yüksek bir kromaya sahip olur.

Hue, renk terimi ile eş anlamlıdır. Bir dişin veya restorasyonunun pigmentlerini (örneğin kırmızı, mavi veya sarı) tanımlamak için kullanılan renk tonudur.

CIEDE2000, en yeni renk farkı formülüdür:

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

Renk farkı formülleri dişte ya da restorasyonda, iki farklı zaman veya işlem arasında oluşan renk farkının belirlenmesinde kullanılır.

$\Delta L'$ ,  $\Delta C'$ ,  $\Delta H'$ , örneklerin karşılık gelen değerleri arasındaki metrik farklılıklardır ve  $K_L S_L$ ,  $K_C S_C$  ve  $K_H S_H$ , her bir koordinat için CIEDE2000 farklarına

göre metrik farkları düzeltmek için kullanılan deneysel terimlerdir (21, 165). Çalışmamızda, CIEDE2000 renk farkı formülünün parametrik faktörleri (1:1:1) olarak belirlendi.

### **2.8.3. Diş Hekimliğinde Kullanılan Renk Tespit Yöntemleri**

Diş hekimliğinde renk tespiti görsel ve enstrümental olmak üzere ikiye ayrılır.

#### **Görsel Teknik**

Görsel teknik ile rengin değerlendirilmesi diş hekimliğinde en sık uygulanan yöntemdir (177). Renk skalalarının kullanıldığı bu teknik aynı zamanda oldukça sübjektiftir (178). Bu yöntemin doğru bir şekilde uygulanması zordur ve tutarsız sonuçlar verebilir. Görünen renk, cismin fiziksel özelliklerinden, ortam ışığından ve gözlemciden etkilenir. Bu faktörlerdeki değişiklikler cismin renginin farklı algılanmasına neden olur (24).

#### **Enstrümental Teknik**

İnsan gözü, diş ve restorasyondaki detayları fark edebilir. Ancak bunun objektif biçimde tespiti ve diş teknisyenlerine iletilmesi karmaşık bir süreçtir (179). Görsel teknikle renk seçimi yaş, cinsiyet, deneyim, kullanılan skala, ışık, göz yorgunluğu gibi bir çok faktörden etkilenebilir. Bu nedenle öznel değişkenlerin göz ardı edildiği başarılı restorasyon üretimlerini arttırmak için renk eşleştirme teknolojileri geliştirilmiştir (180).

**Kolorimetre:** Bu cihaz insan gözü tarafından algılanan rengi doğrudan ölçmek amacıyla tasarlanmıştır. Kolorimetreler, spektrofotometrelerinkine benzer renk bilgisi doğruluğu sağlayabilir ve veri yükleme süresini azaltabilirler ancak daha az hassastırlar. X-Rite'in ShadeVision sistemi 16 veya daha fazla veri yansıma noktası yerine yalnızca hue, value, kromanın gerekli 3 noktasını saklar. Bu şekilde tasarlanmış kolorimetreler oldukça verimli kullanılır. Bir diğer kolorimetre örneği olan ShadeVision sistemi de klinik ile laboratuvar arasında hassas, ölçülebilir, güvenilir renk ölçüm bilgileri elde edilmesini sağlar (161, 181).

**Spektrofotometre:** Basit ve kullanımı kolay olan hassas cihazlardır. Görsel spektrum boyunca (yaklaşık her 10 nanometrede bir) cisimden birçok noktadan

yansıyan ışığın dalga boylarını ölçer ve bu ölçümler spektral renk verileri üretir. Spektrofotometre, tüm görünür spektrumda bulunan her bir value, kroma ve hue değerleri için görünür radyant enerji miktarını ölçer ve kaydeder. 45/0 seçeneği (45 derecede aydınlatma ve 0 derecede gözlem) spektrofotometrelerin klinik kullanımı için en uygun koşuldur (164, 165).

Diş hekimliğinde sıklıkla CrystalEye (Olympus America, Center Valley, ABD), Vita Easyshade Compact (Vident, Brea, CA, ABD), Shade-X (XRite Grandville, MI, ABD), SpectroShade Micro (MHT, Niederhasli, Switzerland) spektrofotometre cihazları kullanılır (165, 182).

**Dijital Kamera:** Verimli ve kullanımı oldukça kolay cihazlardır. Sistemin önemli bir avantajı tüm objenin renk görünümünün elde edilmesidir (183). Dijital bir kamera ile istenilen cismin görüntüsü alındıktan sonra, bilgisayarda bu değerler CIEL\*a\*b\* cinsinden elde edilir (184). Dijital fotoğrafçılık, diş hekimi ve laboratuvar teknisyenleri için rengi ölçmeye yardımcı araç olarak kullanılabilir, ancak dijital kameranın tek başına kullanılması renk analizi için yeterli değildir. Literatürde dijital kameralar, gri kart ve Adobe Photoshop kullanan renk eşleştirme yöntemi açıklanmıştır, ancak günlük kullanım için henüz uygun düzeyde değildir(161, 165).

### **Renk Skalaları**

Birçok ticari dental renk skalası bulunmaktadır. Kullanışlı olmalarına rağmen, sübjektif olmaları tutarsız sonuçlara neden olabilir. Seramik ve rezin protezlere uygun renk skalaları mevcuttur, ancak bunların bir kısmı gerçek restoratif materyallerden yapılmamıştır. Bu durum, yanlış renk eşleşmesi ve metamerik davranış gibi çeşitli sorunlara neden olabilir. Bu nedenle kullanılacak restoratif materyalden yapılmış skalaların tercih edilmesi daha doğru olacaktır (164, 165). Vita renk kılavuzları (Vita North America, Yorba Linda, CA, ABD), Chromoascop® (Ivoclar Vivadent, Amherst, NY) ve Vintage Halo® (Shofu Dental, Menlo Park, CA) diş hekimliğinde sıklıkla kullanılan skalalardır (165, 185).

Vita Klasik renk skalasında, renkler hue'ya göre alfabetik olarak düzenlenir (Şekil 2.8.). A (turuncu), B (sarı), C (sarı/gri), D (turuncu/gri/kahve rengi). Kroma ve value ise sayı sistemi ile ifade edilir. 1 en az chroma en fazla value, 4 en fazla chroma en az value olarak ifade edilir.



**Şekil 2.8.** Vita Klasik Renk Skalası (166)

Vitapan 3D-Master renk skalasında sırasıyla value, hue ve chromayı temsil eden sayı-harf-sayı kombinasyonu (örneğin, 1M2) kullanılır (Şekil 2.9.). Birinci sayı value'ye dayanır. Group 0 = 3 sekme (en açık), Group 1 = 2 sekme, Group 2 = 7 sekme, Group 3 = 7 sekme, Group 4 = 7 sekme, Group 5 = 3 sekme (en koyu)'den oluşur. Harfler hue'ya dayanır. L: sarımsı, M: orta hue, R: kırmızımsı renklerini ifade eder. İkinci sayı ise 1:Düşük kroma, 2:orta kroma, 3:yüksek kroma olmak üzere kroma değerlerini gösterir (164).



**Şekil 2.9.** Vita Toothguide 3D-Master Renk Skalası (166)

### 3. GEREÇ VE YÖNTEMLER

Hacettepe Üniversitesi Bilimsel Araştırma Projeleri Koordinasyon Birimi tarafından (Proje ID: 18748) desteklenen tez çalışmamızda, 4 farklı seramik materyale uygulanan 4 farklı polisaj setinin yüzey pürüzlülüğüne ve renklenmeye etkisinin değerlendirilmesi amaçlandı. Çalışmada kalınlığı 2 mm olan 160 adet örnek kullanıldı. Örnekler Ankara Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Ar-Ge Laboratuvarında hazırlandı, yüzey işlem aşamaları Hacettepe Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Ar-Ge Laboratuvarında gerçekleştirildi. Çalışmada kullanılan materyaller Tablo 3.1’de gösterilmiştir.

**Tablo 3.1.** Çalışmada kullanılan materyaller

| Materyal   | Ticari İsmi                                   | Üreci Firma                               |
|--|---|---|
| Lityum disilikat (LDS)                                   | IPS e. Max CAD LT A2 (EX)                     | Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein   |
| Zirkonya ile güçlendirilmiş rezin matriks seramik (ZRMS) | Shofu Block HC LT A2 (SH)                     | Shofu Dental, Ratingen, Germany           |
| Hibrit Seramik (HS)                                      | Vita Enamic T 1M2 (EN)                        | Vita Zahnfabrik, Germany                  |
| Rezin nanoseramik (RNS)                                  | GC Cerasmart LT A2 (CS)                       | GC, Tokyo, Japan                          |
| Polisaj seti   | Ceramaster Coarse Assorted polisaj seti (CCA) | Shofu Dental, Ratingen, Germany           |
| Polisaj seti   | Ceramaster Assorted polisaj seti (CA)         | Shofu Dental, Ratingen, Germany           |
| Polisaj pastası  | Dura polish DIA (DPD)                         | Shofu Dental, Ratingen, Germany           |
| Polisaj seti   | GZ Eve Diapol polisaj seti (ED)               | EVE Ernst Vetter GmbH, Pforzheim, Germany |
| Polisaj seti   | OptraFine polisaj seti (OF)                   | Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein   |
| Polisaj seti   | Vita enamic klinik polisaj seti (VE)          | Vita Zahnfabrik, Germany                  |
| Kahve  | Nescafe Gold                                  | Nestle, Vevey, Switzerland                |

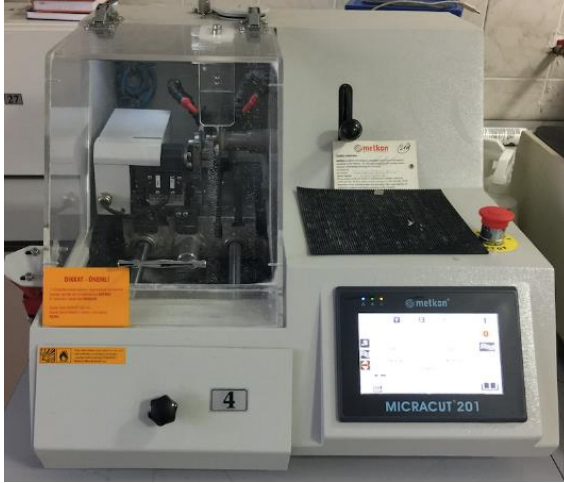


### 3.1. Örneklerin Hazırlanması

Çalışmamızda IPS e. Max CAD LT A2 (EX), Shofu Block HC LT A2 (SH), Vita Enamic T 1M2 (EN), GC Cerasmart LT A2 (CS) bloklarından (Şekil 3.1.) Ankara Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Ar-Ge Laboratuvarı'nda bulunan Metkon Microcut 201 Hassas testere cihazı (Metkon Endüstriyel San. Tic. A.Ş., Bursa, Türkiye) (Şekil 3.2.) ile 160 adet 0.6 x 0.6 x 2.1 mm'lik örnek elde edildi. Örnekler, yüzeylerin standartize edilmesi amacıyla 600-800-1000-1200 gritlit zımparalarla Metkon Gripo 2V zımparalama cihazında (Metkon Endüstriyel San. Tic. A.Ş., Bursa, Türkiye) (Şekil 3.3.) 300 rpm hızında 20'şer saniye su soğutması altında parlatıldı.



Şekil 3.1. IPS e. Max CAD, Shofu Block HC, Vita Enamic, GC Cerasmart blokları



Şekil 3.2. Metkon Microcut 201 Hassas Testere Cihazı



**Şekil 3.3.** Metkon GriPO 2V zımparalama ve parlatma cihazı

Ex örneklerine, Programat P500 (Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein) firmında üretici firmanın önerileri doğrultusunda kristalizasyon işlemi uygulandı (Tablo 3.2, Şekil 3.4).

**Tablo 3.2.** Ips e. Max CAD kristalizasyonu

| Başlangıç sıcaklığı (°C) | Başlangıç sıcaklığında bekleme (dk) | Sıcaklık artışı (°C/dk) | Kristalizasyon sıcaklığı (°C) | Bekleme zamanı (dk) | Vakum başlangıcı (°C) | Vakum bitişi (°C) | Bitim sıcaklığı (°C) |
|--------------------------|-------------------------------------|-------------------------|-------------------------------|---------------------|-----------------------|-------------------|----------------------|
| 403                      | 6:00                                | 90                      | 820                           | 7:00                | 550                   | 820               | 700                  |



**Şekil 3.4.** Kristalizasyon için kullanılan fırın

SH, EN, CS ve kristalizasyon işlemi uygulanan EX örnekleri belirlenen yüzey işlemlerinin uygulanması için hazırlandı.

### 3.2. Örnek Yüzeylerine Aşındırma İşleminin Uygulanması

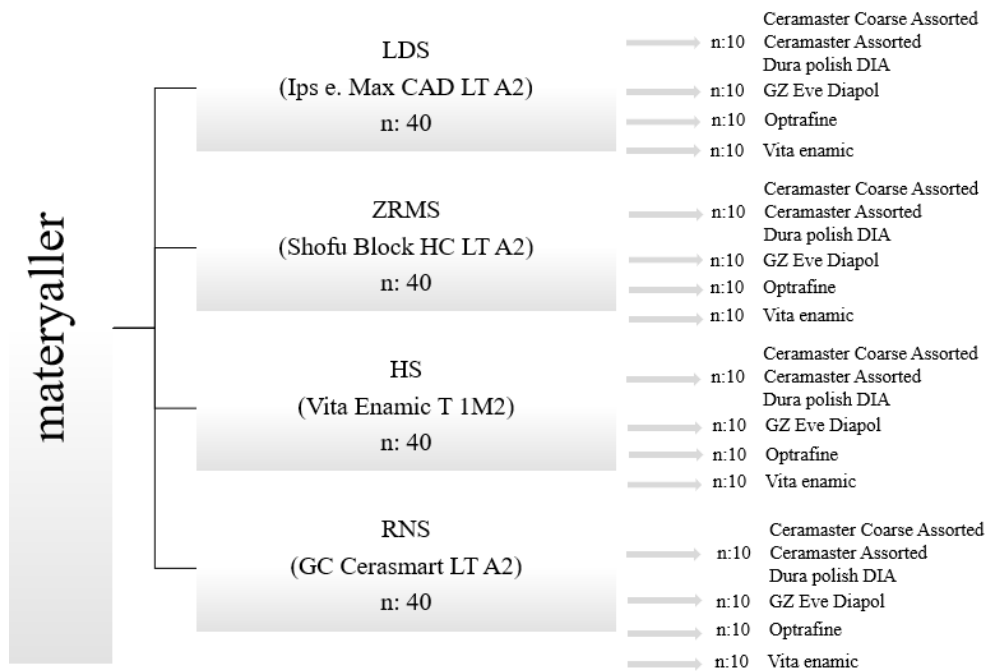
Kliniği simüle etmek amacıyla, elde edilen 160 örneğin polisaj uygulanacak yüzeylerine aynı araştırmacı tarafından motorun (Kavo Ewl K11; KaVo Dental GmbH, Germany) dönme hızı 20.000 rpm'ye ayarlanarak, kırmızı bantlı elmas frez ile 10 saniye boyunca tek yönde olacak şekilde aşındırma işlemi uygulandı. Her 5 örnekte bir frez değiştirildi. Örneklerin kalınlıklarının işlem sonunda 2mm ( $\pm 0.1$ mm) olmasını sağlamak amacıyla kalınlık ölçer ile kalınlıkları kontrol edildi.

### 3.3. Örnek Yüzeylerine Polisaj İşleminin Uygulanması

Çalışmamızda dört farklı tam seramik materyalinin her biri için 40 adet örnek elde edildi. Her grup dört alt gruba (n:10) ayrıldı.

Micromotor (Kavo 181 DBN; KaVo Dental GmbH, Germany) ve anguldurva (Kavo 2068 FGBN; KaVo Dental GmbH, Germany) kullanılarak firmaların önerileri doğrultusunda birinci alt gruba Ceramaster Coarse Assorted (CCA), Ceramaster Assorted (CA) ve Dura polish DIA (DPD), ikinci alt gruba GZ Eve Diapol (ED), üçüncü alt gruba OptraFine (OF), dördüncü alt gruba Vita Enamic (VE) polisaj seti uygulandı (Tablo 3.3).

**Tablo 3.3.** Materyallere uygulanan polisaj setleri



### 3.3.1. Ceramaster Coarse Assorted- Ceramaster Assorted- Dura Polish DIA Polisaj Setinin Uygulanması



**Şekil 3.5.** Ceramaster Coarse Assorted-Ceramaster Assorted-Dura polish DIA polisaj seti

Silikon parlaticılar yoğun elmas parçacıkları içermektedir. Tam seramik materyallerde hızlı bitirme ve polisaj yapmak için tasarlanmışlardır. CCA, daha ince grenli CA ve DPD (Şekil 3.5.) parlaticılarının farklı partikül boyutlarının kombinasyonu homojen bir yüzey için uygun kombinasyonu sağlamaktadır.

Silikon parlaticıların 1.5 N'luk kuvvet ile minimum 10.000-15.000 rpm, maksimum 20.000 rpm hızında kuru ortamda hava soğutması altında aralıklı kullanılması, polisaj patının pamuklu fırça ile maksimum 10.000 rpm hızında kullanılması önerilmiştir.

Çalışmamızda üretici firmanın önerileri doğrultusunda örneklere 15.000 rpm hızında sırasıyla CCA ve CA polisaj seti ardından 10.000 rpm hızında DPD polisaj patı 60'şar saniye uygulandı.

### 3.3.2. GZ Eve Diapol Polisaj Setinin Uygulanması

ED polisaj seti tüm seramikler için kullanılabilen 3 aşamalı bitirme ve parlatma setidir (Şekil 3.6.). Elmas partikülleri içerir ve ek glazür işlemi gerektirmez. Minimum 7.000- 12.000 rpm maksimum 20.000 rpm hızında su soğutması altında kullanılması önerilmiştir.

1. Aşama: Bitirme (mavi)
2. Aşama: Ön parlatma (pembe)
3. Aşama: Yüksek parlatma (gri)

Çalışmamızda üretici firmanın önerileri doğrultusunda su soğutması altında 20.000 rpm hızında sırasıyla mavi, pembe ve gri lastikler 60'şar saniye uygulandı.



Şekil 3.6. GZ Eve Diapol polisaj seti

### 3.3.3. OptraFine Polisaj Setinin Uygulanması

OF klinik uygulamalarda dental seramiklerde kullanılan, elmas partikül içeren, 3 aşamalı bitirme ve parlatma setidir (Şekil 3.7.).

1. Aşama: Bitirme, F (açık mavi, alev-kadeh-disk şeklinde)
2. Aşama: Ön parlatma, P (koyu mavi, alev-kadeh-disk şeklinde)
3. Aşama: Yüksek parlatma, HP (naylon fırçalar)

Bitirme ve parlatma aletleri yapay kauçuktan, elmas granüllerinden ve titanyum dioksitten, naylon fırçalar naylon liflerden, saplar paslanmaz çelikten oluşmaktadır. Polisaj pastası gliserin, sodyum lauril sülfat ve propilen glikoldan oluşan bir emülsiyon içerisinde 2- 4 µm parçacık büyüklüğünde elmas tozu içerir.

Elmas bitirme ve parlatma aletlerinin 2N'luk kuvvetle su soğutması altında minimum 10.000 rpm, maksimum 15.000 rpm hızında kullanılması önerilmiştir. Elmas pastanın ise su soğutması olmadan minimum 7.000 rpm, maksimum 10.000 rpm hızında kullanılması önerilmiştir.

Çalışmamızda üretici firmanın önerileri doğrultusunda su soğutması altında sırasıyla açık mavi bitirme lastikleri ve koyu mavi ön parlatma lastikleri 15.000 rpm hızında, daha sonra yüksek parlatma için naylon fırçalarla polisaj pastası 10.000 rpm hızında 60 saniye uygulandı.



Şekil 3.7. OptraFine polisaj seti

### 3.3.4. Vita Enamic Polisaj Setinin Uygulanması

VE polisaj seti, seramik restorasyonların yüzey işlemi için geliştirilmiştir (Şekil 3.8.). Ön ve yüksek parlaklık için çeşitli aletler içerir. Bu aletler, restorasyonun oklüzal yüzeylerinin, çıkıntılarının, çiziklerinin ve temas noktalarının dikkatli ve özenle parlatılması için uygundur ve parlak yüzeyler üretir. Ön parlatma aletleri için 7000- 10.000 rpm çalışma hızı, yüksek parlatma aletleri için ise 5.000-8.000 rpm çalışma hızı önerilmiştir.

Çalışmamızda üretici firmanın önerileri doğrultusunda öncelikle gri elmas disklerle bitirme işlemi ardından 10.000 rpm hızında ön parlatma aletleri (pembe), 8.000 rpm hızında yüksek parlatma aletleri (gri) 60'şar saniye uygulandı.



Şekil 3.8. Vita Enamic Klinik polisaj seti

Uygulanan tüm yüzey işlemlerinin sonunda örneklerin kalınlıkları kalınlık ölçer kullanılarak 4 ayrı noktadan ölçüm yapılarak tekrar kontrol edildi (Şekil 3.9.).



Şekil 3.9. Dijital ölçüm resmi

### 3.4. Örneklerin Yüzeylerinin Temizlenmesi

Polisaj kitlerinin uygulanmalarının tamamlanmasının ardından tüm örnekler ultrasonik temizleyicide (Steris Reliance Sonic 250, Soma Tech Intl, USA) 15 dakika boyunca deiyonize su ile temizlendi (Şekil 3.10.).



Şekil 3.10. Temizlenen örnekler

### 3.5. Örneklerin Yüzey Pürüzlülüklerinin Ölçümü

Örneklerin yüzey pürüzlülüklerinin ölçümü Hacettepe Üniversitesi Dış Hekimliği Fakültesi Ar-Ge laboratuvarında gerçekleştirildi. Kontakt tipi profilometre cihazı (Perthometer M2, Mahr GmbH, Germany) kullanıldı (Şekil 3.11.). Cihazda 100

$\mu\text{m}$ 'lik ölçüm erişimine sahip, EN ISO 3274 standardına uygun olarak 2  $\mu\text{m}$  kalınlığı ve 60° transvers açısı olan NHT-6 tarayıcı iğne kullanıldı. Çalışmamızda ölçüm uzunluğu 5.6 mm, cut off aralığı 0.8 mm olarak belirlendi. Her 5 örnek ölçümünden sonra cihazın kalibrasyonu tekrar yapıldı. Örneklerin yüzey pürüzlülük ölçümleri zımpara kağıtlarıyla standardizasyon, kırmızı bantlı elmas frezlerle pürüzlendirme, polisaj kitlerinin uygulanması aşamalarının ardından olmak üzere 3 farklı aşamada tekrar yapıldı. Her yüzeyden örneklerin merkezinde olacak şekilde 4 paralel ölçüm yapılarak  $R_a$  değerleri elde edildi. Ardından 4 değerlerin ortalaması hesaplanarak ortalama  $R_a$  değerlerine ulaşıldı.



**Şekil 3.11.** Profilometre cihazı

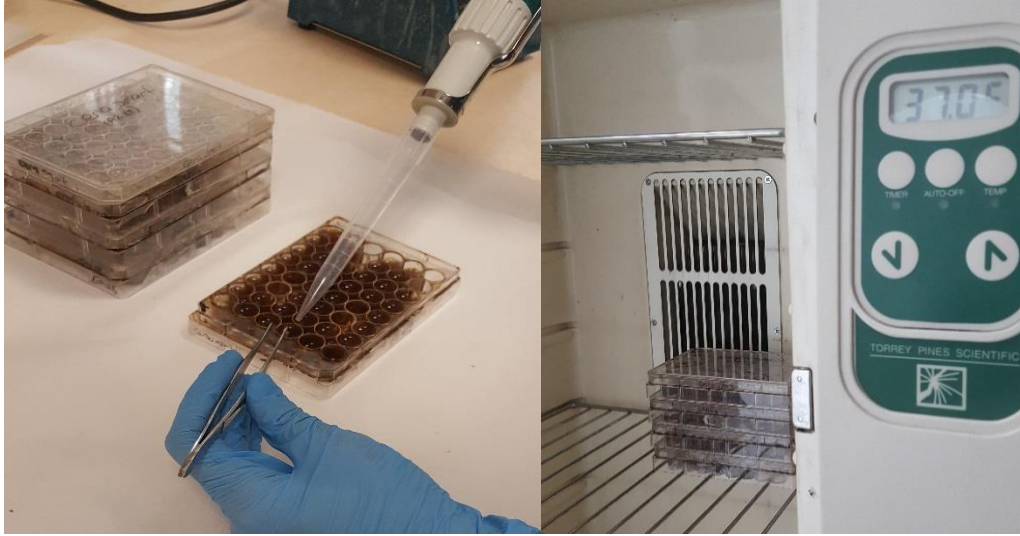
### 3.6. Solüsyonun Hazırlanması

Yüzey işlemi tamamlanan örnekler, ağız içini simüle etmek amacıyla 37°C 'de kahve solüsyonunda 60 gün süreyle bekletildi.

Solüsyon, 2 g granül kahve (Nescafe Gold; Nestle, Vevey, Switzerland) 200 ml kaynar su ile karıştırılarak hazırlandı. Solüsyon günlük olarak yenilendi (Şekil 3.12.).

Bu amaçla Hacettepe Üniversitesi Mikrobiyoloji Anabilim Dalı'nda bulunan etüv (Torrey Pines Scientific, Carlsbad, ABD) 37°C' de kullanıldı (Şekil 3.12.).





**Şekil 3.12.** Solüsyonunun yerleştirilmesi ve 37°C etüv

### 3.7. Örneklerin Renk Ölçümü

Örneklerin renk ölçümü için Hacettepe Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Ar-Ge Laboratuvarında bulunan SpectroShade Micro II (Albabici LLC, USA) renk ölçüm cihazı kullanıldı (Şekil 3.13).

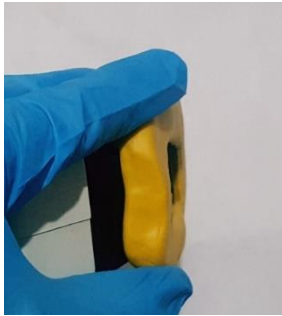


**Şekil 3.13.** SpectroShade Micro II

SpectroShade Micro II cihazı her türlü çevresel koşulda hem doğal hem de protez diş renginin doğru ölçümünü sağlamak için kullanılan spektrofotometredir. Renk haritalama ve analizi yapılabilmesini sağlamaktadır. LED spektrofotometresi ve dijital kamera içermektedir. Veri ölçümünü 2×45° aydınlatma, 0° kayıt ile sağlar.

Ölçüm alanı  $640 \times 480$  nokta ile  $\sim 18 \times 14$  mm, optik çözünürlük her nokta için  $\sim 0.03 \times 0.03$  mm'dir.

Çalışmamızda ölçümler için ortam standardizasyonu sağlanabilmesi amacıyla cihazın başlığına uygun ek aparat tasarlandı (Şekil 3.14.). Silikon (Elite HD+ Putty Soft, Zhermack, Italy) materyali kullanılarak elde edilen bu aparat sayesinde ortamdaki ışık kaynakları göz ardı edilerek sadece cihazın kendi aydınlatmasından yararlanıldı. Her örneğin ölçümünden önce cihazın kalibrasyonu sağlandı.



Şekil 3.14. Standardizasyon aparatı

Ölçümler her örnek için gri zemin üzerinde 3'er kez tekrarlandı ve elde edilen  $L^*$   $a^*$   $b^*$  verilerinin ortalaması alındı. Örneklerin renk ölçümü kahve solüsyonuna batırılmadan hemen önce, ardından kahve solüsyonunda bekletilme sürecinin 7.gün, 14.gün, 30.gün ve 60.gün'ünde olmak üzere 5 kez tekrarlandı. Örnekler renk ölçümünden önce solüsyondan çıkarılarak ultrasonik temizleyicide (Steris Reliance Sonic 250, Soma Tech Intl, USA) 15 dakika boyunca deiyonize su ile temizlendi. Ölçümleri tamamlanan örnekler yenilenen solüsyonlara tekrar yerleştirildi. Elde edilen  $L^*$   $a^*$   $b^*$  değerleri kullanılarak CIEDE2000 formülüyle renk farkı hesaplandı (Şekil 3.15.).



Şekil 3.15.  $L^*$   $a^*$   $b^*$  değerlerinin elde edilmesi

### 3.8. İstatistiksel Analiz

Farklı dört materyal ve polisaj setinin pürüzlülük ve renklenme üzerine etkisinin araştırıldığı bu çalışmada pürüzlülük iki zaman noktasında (başlangıç, polisaj seti uygulanması sonrası), renklenmede beş zaman noktasında (başlangıç, 7, 14, 30, 60. gün) ölçüldü. Renklenme için yapılan analizlerde, başlangıç rengine göre elde edilen farklılık değerleri kullanıldı. Materyal ve polisaj setinin pürüzlülük ve renklenme üzerindeki etkisi tekrarlı ölçümlerde iki yönlü varyans analizi kullanılarak değerlendirildi.

Bu amaçla her bir materyal türü için polisaj setleri arasında ve her bir polisaj seti için materyaller arasında zamana göre pürüzlülüğün ve renklenmenin nasıl değiştiği incelendi. Her bir materyal/ polisaj seti için renklenme ve pürüzlülüğün zaman içindeki değişiminin, zaman içindeki değişimin materyal/ polisaj seti türleri arasında benzer olup olmadığının ve materyal/ polisaj setleri arasında fark olup olmadığının analizi tekrarlı ölçümlerde iki yönlü varyans analizi ile incelendi. Bunun için renklenme ve pürüzlülük değerlerinin zaman içindeki değişiminin normal dağılıma uygun olup olmadığı Kolmogorof- Simirnof uyum iyiliği testi ile test edildi.

Polisaj setleri ve materyaller arasında fark bulunması durumunda hangisi ya da hangilerinin farklı olduğu Tamhane Çoklu Karşılaştırma testi kullanılarak saptandı. Zaman içindeki değişimlerin materyal/ polisaj setleri arasında nasıl değiştiği grafiklerle açıklandı. Renklenmenin (başlangıç ile 60. gün farkı) pürüzlülük ile (polisaj seti uygulama sonrası değerleri) ilişkili olup olmadığı Pearson korelasyon katsayısı kullanılarak her materyal türü için incelendi ve saçılım grafikleri ile ilişki gösterildi. Tüm istatistiksel testlerde anlamlılık sınırı olarak 0,05 olarak alındı.

## 4. BULGULAR

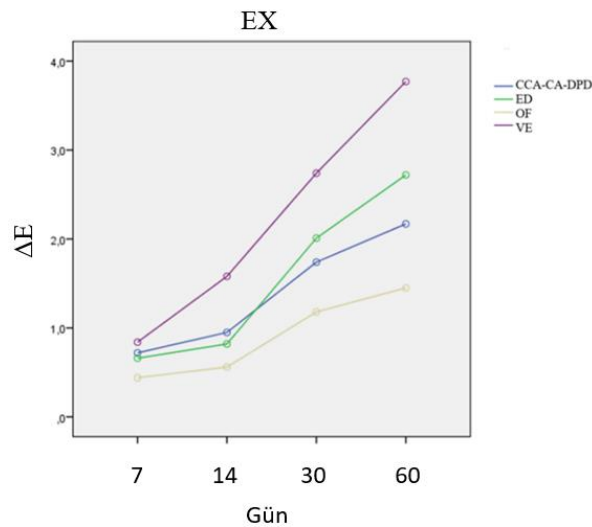
### 4.1. Renk Değişim Bulguları

Çalışmamızda EX, SH, EN, CS materyallerinin uygulanan CCA-CA-DPD, ED, OF, VE polisaj setleri sonrasında zaman içindeki renklenmeleri istatistiksel olarak değerlendirildi.

#### 4.1.1. Materyallere Göre Renk Değişim Bulguları

##### IPS e. Max CAD

EX materyal grubuna OF polisaj setinin uygulanması kontrol grubu olarak belirlendi. OF ve CCA-CA-DPD, ED, VE polisaj setlerinin uygulanması sonucu elde edilen veriler Şekil 4.1.'de gösterildi.



**Şekil 4.1.** EX materyaline farklı polisaj setleri uygulanmasıyla elde edilen  $\Delta E$  değerleri

$\Delta E$  değerleri arasındaki fark istatistiksel olarak anlamlıdır ( $F=327,60$ ;  $P<0,001$ ) ve renk değişimlerinin ( $\Delta E$ ) hepsi birbirinden farklıdır. Polisaj setlerine göre zaman içindeki renk değişim değerleri benzer değildir ( $F=14,65$ ;  $P<0,001$ ). Polisaj setleri arasındaki fark istatistiksel olarak anlamlıdır ( $F=23,80$ ;  $P<0,001$ ). Polisaj setlerinden CCA-CA-DPD ve ED arasındaki fark anlamlı değildir, diğer setler arasındaki fark istatistiksel olarak anlamlıdır.

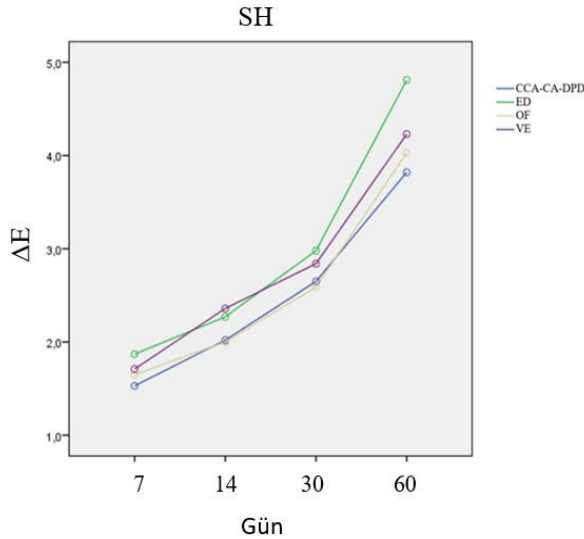
Farklı zamanlarda ölçülen renk değişim değerleri bakımından polisaj setleri arasında fark olup olmadığı ve farklı olan setlerin belirlenmesi için Çoklu Karşılaştırma (Tamhane) Testi sonuçları Tablo 4.1’de gösterilmiştir.

**Tablo 4.1.** Çoklu Karşılaştırma (Tamhane) Testi

| (I) polisaj seti | (J) polisaj seti | Farkların Ortalaması (I-J) | Std Hata | P (anlamlılık değeri) |
|------------------|------------------|----------------------------|----------|-----------------------|
| OF               | CCA-CA-DPD       | -,488*                     | ,1402    | ,016                  |
|                  | ED               | -,645*                     | ,1395    | ,001                  |
|                  | VE               | -1,325*                    | ,1798    | ,000                  |

### Shofu Block HC

SH materyal grubuna CCA-CA-DPD polisaj setinin uygulanması kontrol grubu olarak belirlendi. CCA-CA-DPD ve ED, OF, VE polisaj setlerinin uygulanması sonucu elde edilen veriler Şekil 4.2.’de gösterilmiştir.



**Şekil 4.2.** SH materyaline farklı polisaj setleri uygulanmasıyla elde edilen  $\Delta E$  değerleri

$\Delta E$  değerleri arasındaki fark istatistiksel olarak anlamlıdır ( $F=1133,53$ ;  $P<0,001$ ) ve  $\Delta E$  değerlerinin hepsi birbirinden farklıdır. Polisaj setlerine göre zaman içindeki renk değişim değerleri benzer değildir ( $F=5,94$ ;  $P<0,001$ ). Polisaj setleri arasındaki fark istatistiksel olarak anlamlıdır ( $F=9,12$ ;  $P<0,001$ ). Polisaj setlerinden CCA-CA-DPD ile ED ve ED ile OF arasındaki fark istatistiksel olarak anlamlı, diğer setler arasındaki fark anlamlı değildir.

Farklı zamanlarda ölçülen renk değişim değerleri bakımından polisaj setleri arasında fark olup olmadığı ve farklı olan setlerin belirlenmesi için oklu Karşılaştırma (Tamhane) Testi sonuçları Tablo 4.2’de gösterilmiştir.

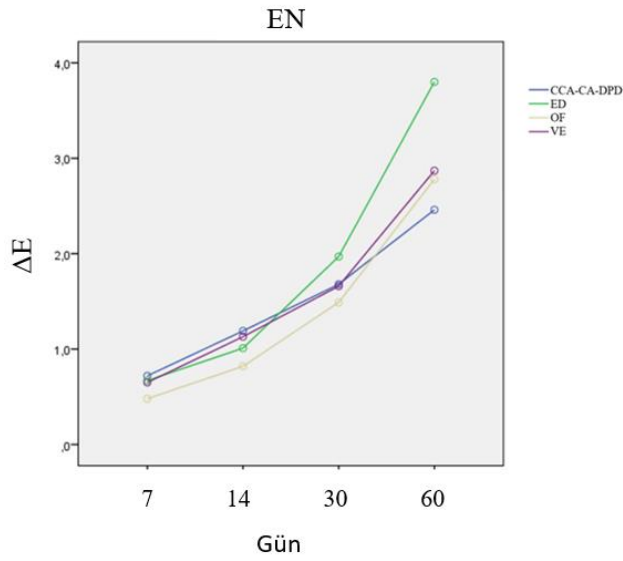
**Tablo 4.2.** oklu Karşılaştırma (Tamhane) Testi

| (I) polisaj seti | (J) polisaj seti | Farkların Ortalaması (I-J) | Std. Hata | P (anlamlılık değeri) |
|------------------|------------------|----------------------------|-----------|-----------------------|
| CCA-CA-DPD       | ED               | -,477*                     | ,1141     | ,003                  |
|                  | OF               | -,062                      | ,1057     | ,993                  |
|                  | VE               | -,280                      | ,0979     | ,066                  |

### Vita Enamic

EN materyal grubuna VE polisaj setinin uygulanması kontrol grubu olarak belirlendi. VE ve CCA-CA-DPD, ED, OF polisaj setlerinin uygulanması sonucu elde edilen veriler Şekil 4.3.’de gösterilmiştir.

$\Delta E$  değerleri arasındaki fark istatistiksel olarak anlamlıdır ( $F=431,3$ ;  $P<0,001$ ) ve  $\Delta E$  değerlerinin hepsi birbirinden farklıdır. Polisaj setlerine göre zaman içindeki renk değişim değerleri benzer değildir ( $F=8,507$ ;  $P<0,001$ ). Polisaj setleri arasındaki fark istatistiksel olarak anlamlıdır ( $F=7,07$ ;  $P<0,001$ ). Polisaj setlerinden CCA-CA-DPD ile ED ve ED ile OF arasındaki fark istatistiksel olarak anlamlı, diğer setler arasındaki fark anlamlı değildir.



**Şekil 4.3.** EN materyaline farklı polisaj setleri uygulanmasıyla elde edilen  $\Delta E$  değerleri

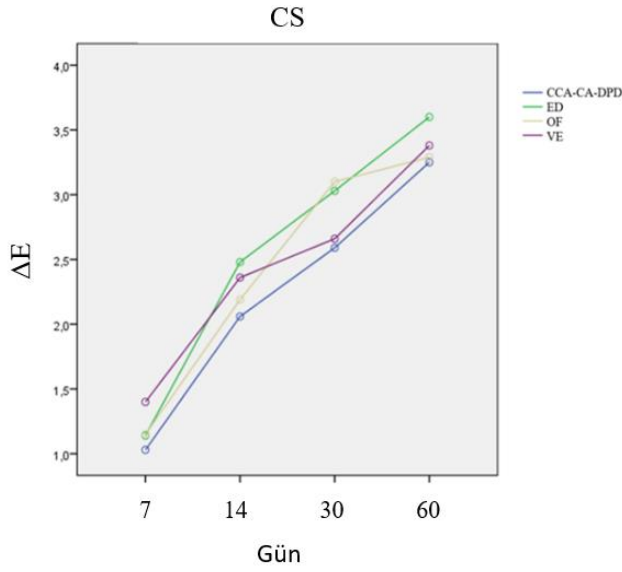
Farklı zamanlarda ölçülen renk değişim değerleri bakımından polisaj setleri arasında fark olup olmadığı ve farklı olan setlerin belirlenmesi için Çoklu Karşılaştırma (Tamhane) Testi sonuçları Tablo 4.3’de gösterilmiştir.

**Tablo 4.3.** Çoklu Karşılaştırma (Tamhane) Testi

| (I) polisaj seti | (J) polisaj seti | Farkların Ortalaması (I-J) | Std. Hata | P (anlamlılık değeri) |
|------------------|------------------|----------------------------|-----------|-----------------------|
| VE               | CCA-CA-DPD       | ,065                       | ,1041     | ,991                  |
|                  | ED               | -,285                      | ,1095     | ,105                  |
|                  | OF               | -,185                      | ,1178     | ,577                  |

### GC Cerasmart

CS materyal grubuna CCA-CA-DPD polisaj setinin uygulanması kontrol grubu olarak belirlendi. CCA-CA-DPD ve ED, OF, VE polisaj setlerinin uygulanması sonucu elde edilen veriler Şekil 4.4.’de gösterilmiştir.



**Şekil 4.4.** CS materyaline farklı polisaj setleri uygulanmasıyla elde edilen  $\Delta E$  değerleri

$\Delta E$  değerleri arasındaki fark istatistiksel olarak anlamlıdır ( $F=349,37$ ;  $P<0,001$ ) ve  $\Delta E$  değerlerinin hepsi birbirinden farklıdır. Polisaj setlerine göre zaman içindeki renk değişim değerleri benzer değildir ( $F=2,43$ ;  $P=0,024$ ). Polisaj setleri arasındaki fark anlamlı değildir ( $F=1,373$ ;  $P=0,267$ ).

Farklı zamanlarda ölçülen renk değişim değerleri bakımından polisaj setleri arasında fark olup olmadığı ve farklı olan setlerin belirlenmesi için Çoklu Karşılaştırma (Tamhane) Testi sonuçları Tablo 4.4’de gösterilmiştir.

**Tablo 4.4.** Çoklu Karşılaştırma (Tamhane) Testi

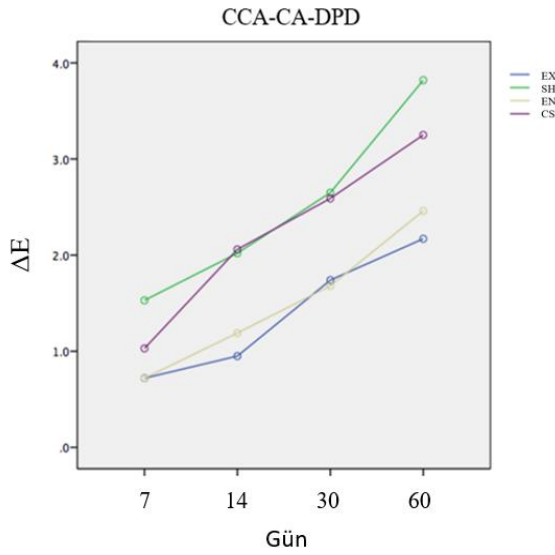
| (I) polisaj seti | (J) polisaj seti | Farkların Ortalaması (I-J) | Std. Hata | P (anlamlılık değeri) |
|------------------|------------------|----------------------------|-----------|-----------------------|
| CCA-CA-DPD       | ED               | -,330                      | ,1524     | ,247                  |
|                  | OF               | -,200                      | ,1952     | ,901                  |
|                  | VE               | -,218                      | ,1606     | ,725                  |



#### 4.1.2. Polisaj Setlerine Göre Renk Değişim Bulguları

##### Ceramaster Coarse Assorted-Ceramaster Assorted-Dura Polish DIA

$\Delta E$  değerlerleri arası farklılık istatistiksel olarak anlamlıdır ( $F=420,47$ ;  $P<0,001$ ).  $\Delta E$  değerlerlerinin materyaller arası değişimi farklıdır ( $F=6,99$ ;  $P<0,001$ ). Materyaller arası fark istatistiksel olarak anlamlıdır ( $F=33,13$ ;  $P<0,001$ ). EX ile EN ve SH ile CS materyalleri arasındaki fark anlamlı değildir, diğer tüm materyaller arası fark anlamlıdır. Materyallerin zaman içindeki renklenme değerleri Şekil 4.5'de gösterilmiştir.



Şekil 4.5. CCA-CA-DPD polisaj seti uygulanan materyallerin  $\Delta E$  değerleri

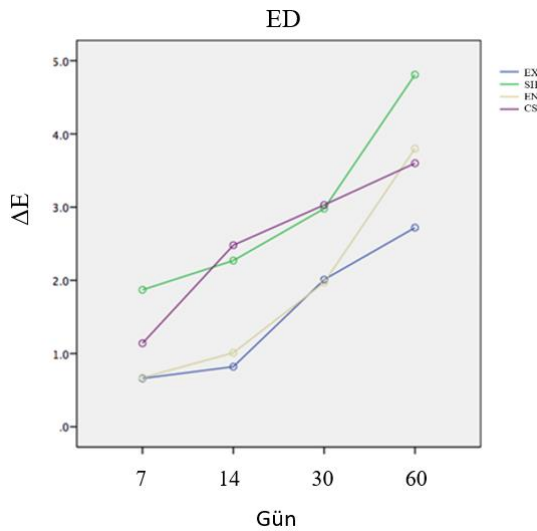
Materyallerin polisaj sonrası zaman içinde elde edilen renk değişim değerlerinin fark ortalamaları, standart hataları ve anlamlılık değerleri Tamhane Testi sonuçlarına göre Tablo 4.5.'de gösterilmiştir.

**Tablo 4.5.** Çoklu Karşılaştırma (Tamhane) Testi

| (I) materyal | (J) materyal | Farkların Ortalaması (I-J) | Std. Hata | P (anlamlılık değeri) |
|--------------|--------------|----------------------------|-----------|-----------------------|
| SH           | EX           | 1.110*                     | .1250     | .000                  |
|              | EN           | .993*                      | .1011     | .000                  |
|              | CS           | .273                       | .1503     | 0.431                 |
| CS           | EX           | .837*                      | .1589     | .000                  |
|              | SH           | -.273                      | .1503     | .431                  |
|              | EN           | .720*                      | .1409     | .001                  |

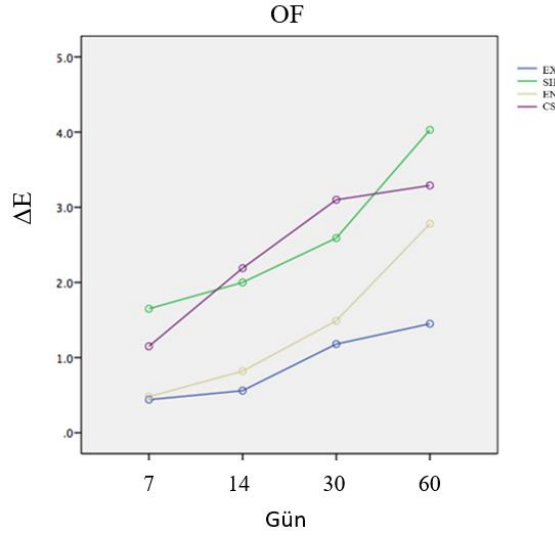
### GZ Eve Diapol

$\Delta E$  değerlerleri arası farklılık anlamlıdır ( $F=660,67$ ;  $P<0,001$ ).  $\Delta E$  değerlerlerinin materyaller arası değişimi farklıdır ( $F=18,01$ ;  $P<0,001$ ). Materyaller arası fark istatistiksel olarak anlamlıdır ( $F=61,69$ ;  $P<0,001$ ). EX ile EN materyalleri arasındaki fark anlamlı değil, diğer tüm materyaller arası fark anlamlıdır. Materyallerin zaman içindeki renklenme değerleri Şekil 4.6.'da gösterilmiştir.

**Şekil 4.6.** ED polisaj seti uygulanan materyallerin  $\Delta E$  değerleri

## OptraFine

$\Delta E$  değerlerler arası farklılık istatistiksel olarak anlamlıdır ( $F=455,27$ ;  $P<0,001$ ).  $\Delta E$  değerlerlerinin materyaller arası değişimi farklıdır ( $F=21,54$ ;  $P<0,001$ ). Materyaller arası fark istatistiksel olarak anlamlıdır ( $F=59,12$ ;  $P<0,001$ ). SH ile CS materyalleri arasındaki fark anlamlı değil, diğer tüm materyaller arası fark anlamlıdır. Materyallerin zaman içindeki renklenme değerleri Şekil 4.7’de gösterilmiştir.



**Şekil 4.7.** OF polisaj seti uygulanan materyallerin  $\Delta E$  değerleri

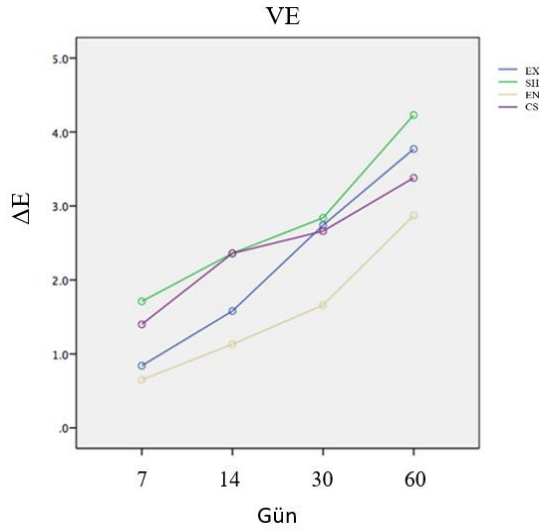
Materyallerin polisaj sonrası zaman içinde elde edilen renk değişim değerlerinin fark ortalamaları, standart hataları ve anlamlılık değerleri Tamhane Testi sonuçlarına göre Tablo 4.6.’de gösterilmiştir.

**Tablo 4.6.** Çoklu Karşılaştırma (Tamhane) Testi

| (I) materyal | (J) materyal | Farkların Ortalaması (I-J) | Std. Hata | P (anlamlılık değeri) |
|--------------|--------------|----------------------------|-----------|-----------------------|
| EX           | SH           | -1.660*                    | .1233     | .000                  |
|              | EN           | -.485*                     | .1316     | .011                  |
|              | CS           | -1.525*                    | .1803     | .000                  |

### Vita Enamic

$\Delta E$  değerler arası farklılık istatistiksel olarak anlamlıdır ( $F=342,34$ ;  $P<0,001$ ).  $\Delta E$  değerlerinin materyaller arası değişimi farklıdır ( $F=5,67$ ;  $P<0,001$ ). Materyaller arası fark istatistiksel olarak anlamlıdır ( $F=24,90$ ;  $P<0,001$ ). EX ile CS ve SH ile EN materyalleri arasındaki fark anlamlı değil, diğer tüm materyaller arası fark anlamlıdır. Materyallerin zaman içindeki renklenme değerleri Şekil 4.8.'de gösterilmiştir.



**Şekil 4.8.** VE polisaj seti uygulanan materyallerin  $\Delta E$  değerleri

Materyallerin polisaj sonrası zaman içinde elde edilen renk değişim değerlerinin fark ortalamaları, standart hataları ve anlamlılık değerleri Tamhane Testi sonuçlarına göre Tablo 4.7.'de gösterilmiştir.

**Tablo 4.7.** Çoklu Karşılaştırma (Tamhane) Testi

| (I) materyal | (J) materyal | Farkların Ortalaması (I-J) | Std. Hata | P (anlamlılık değeri) |
|--------------|--------------|----------------------------|-----------|-----------------------|
| EN           | EX           | -.655*                     | .1700     | .010                  |
|              | SH           | -1.208*                    | .1009     | .000                  |
|              | CS           | -.873*                     | .1295     | .000                  |

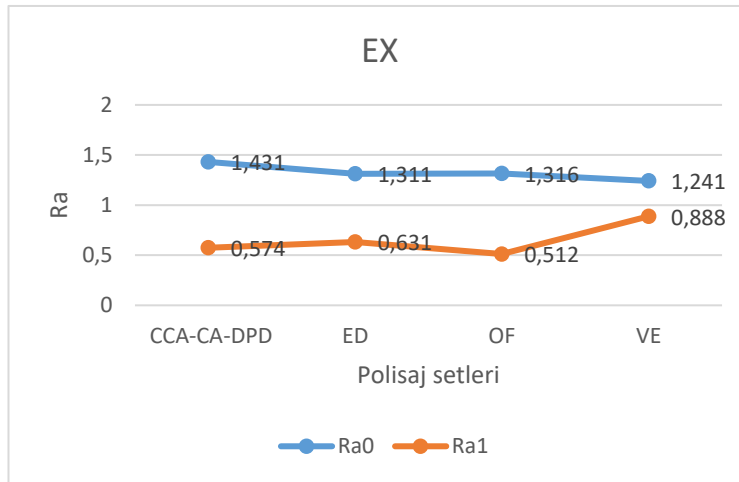
## 4.2. Yüzey Pürüzlülüğü Değişim Bulguları

Çalışmamızda EX, SH, EN, CS materyallerinin yüzey pürüzlendirilmeleri ardından uygulanan CCA-CA-DPD, ED, OF, VE polisaj setleri sonrasında yüzey pürüzlülük değişim değerleri istatistiksel olarak değerlendirildi.

### 4.2.1. Materyallere Göre Yüzey Pürüzlülüğü Değişim Bulguları

#### IPS e. Max CAD

Pürüzlülükteki değişim değerleri (Ra0 – Ra1) anlamlıdır (F=690, 86; P<0,001). Pürüzlülükteki değişim polisaj setleri arasında benzer değildir (F=19, 58; P<0,001). Polisaj setleri arasındaki fark istatistiksel olarak anlamlıdır (F=6, 53; P=0,001). VE polisaj seti, ED ve OF den farklıdır. Polisaj setlerinin uygulanmasından önce (Ra0) ve sonra (Ra1) elde edilen pürüzlülük verileri Şekil 4.9.'da gösterilmiştir.



**Şekil 4.9.** EX materyalinin polisaj setleri uygulanmadan önce-sonra pürüzlülük değerleri

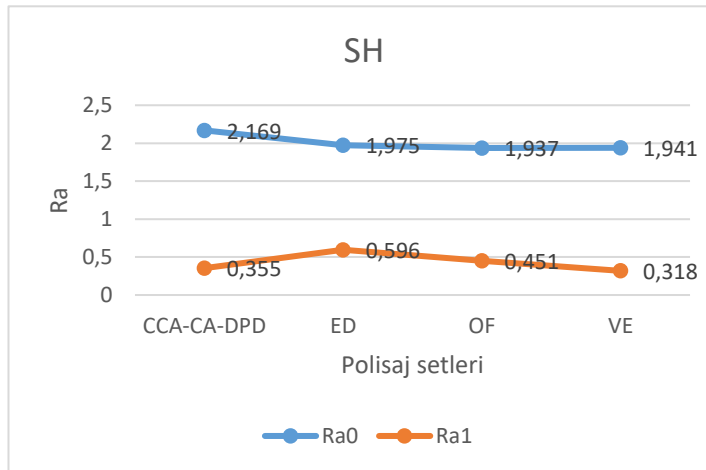
Uygulanan polisaj setleri öncesi ve sonrasında elde edilen pürüzlülük değerlerinin fark ortalamaları, standart hataları ve anlamlılık değerleri Tamhane Testi sonuçlarına göre Tablo 4.8.'da gösterilmiştir.

**Tablo 4.8.** Çoklu Karşılaştırma (Tamhane) Testi

| (I) polisaj seti | (J) polisaj seti | Farkların Ortalaması (I-J) | Std. Hata | P (anlamlılık değeri) |
|------------------|------------------|----------------------------|-----------|-----------------------|
| OF               | CCA-CA-DPD       | -,08850                    | ,038854   | ,194                  |
|                  | ED               | -,05680                    | ,036892   | ,598                  |
|                  | VE               | -,15065*                   | ,031080   | ,001                  |

### Shofu Block HC

Pürüzlülükteki değişim değerleri ( $Ra_0 - Ra_1$ ) anlamlıdır ( $F=3518, 27$ ;  $P<0,001$ ). Pürüzlülükteki değişim polisaj setleri arasında benzer değildir ( $F=12, 53$ ;  $P<0,001$ ). Polisaj setleri arasındaki fark istatistiksel olarak anlamlıdır ( $F=6, 25$ ;  $P=0,02$ ). VE polisaj seti, CCA-CA-DPD ve ED'den farklıdır.  $Ra_0$  ve  $Ra_1$  pürüzlülük verileri Şekil 4.10.'da gösterilmiştir.



**Şekil 4.10.** SH materyalinin polisaj setleri uygulanmadan önce-sonra pürüzlülük değerleri

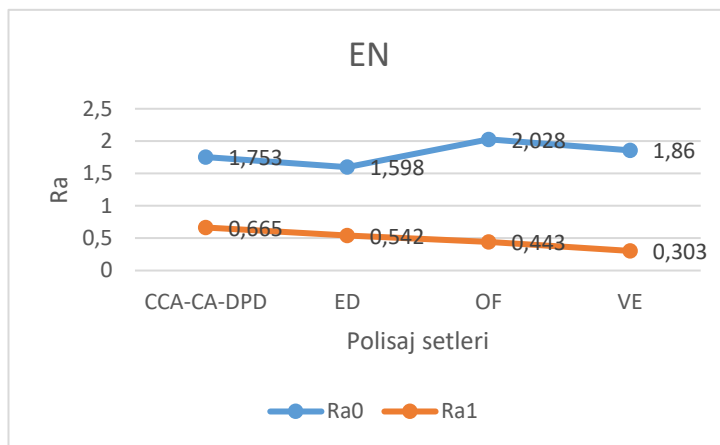
Uygulanan polisaj setleri öncesi ve sonrasında elde edilen pürüzlülük değerlerinin fark ortalamaları, standart hataları ve anlamlılık değerleri Tamhane Testi sonuçlarına göre Tablo 4.9.'da gösterilmiştir.

**Tablo 4.9.** Tamhane Testi

| (I) polisaj seti | (J) polisaj seti | Farkların Ortalaması (I-J) | Std. Hata | P (anlamlılık değeri) |
|------------------|------------------|----------------------------|-----------|-----------------------|
| CCA-CA-DPD       | ED               | -,02315                    | ,037968   | ,992                  |
|                  | OF               | ,06800                     | ,030972   | ,233                  |
|                  | VE               | ,13255*                    | ,037251   | ,019                  |

### Vita Enamic

Pürüzlülükteki değişim değerleri ( $Ra_0 - Ra_1$ ) anlamlıdır ( $F=402,73$ ;  $P<0,001$ ). Pürüzlülükteki değişim polisaj setleri arasında benzer değildir ( $F=4,81$ ;  $P=0,006$ ). Polisaj setleri arasındaki fark istatistiksel olarak anlamlı değildir ( $F=1,57$ ;  $P=0,214$ ).  $Ra_0$  ve  $Ra_1$  pürüzlülük verileri Şekil 4.11.'de gösterilmiştir.



**Şekil 4.11.** EN materyalinin polisaj setleri uygulanmadan önce-sonra pürüzlülük değerleri

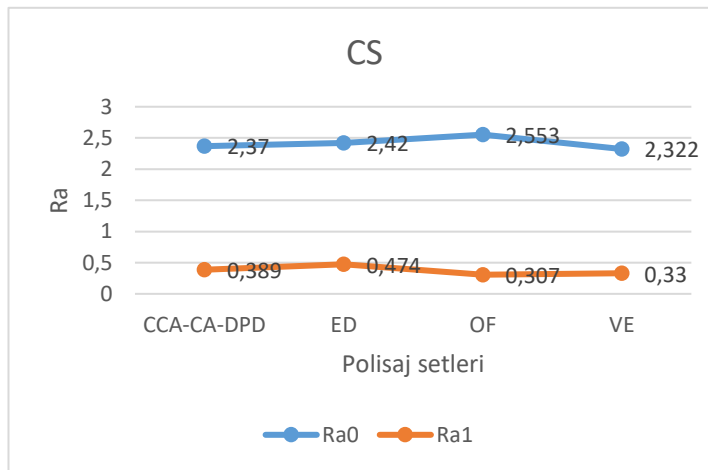
Uygulanan polisaj setleri öncesi ve sonrasında elde edilen pürüzlülük değerlerinin fark ortalamaları, standart hataları ve anlamlılık değerleri Tamhane Testi sonuçlarına göre Tablo 4.10.'da gösterilmiştir.

**Tablo 4.10.** Tamhane Testi

| (I) polisaj seti | (J) polisaj seti | Farkların Ortalaması (I-J) | Std. Hata | P (anlamlılık değeri) |
|------------------|------------------|----------------------------|-----------|-----------------------|
|                  | CCA-CA-DPD       | -,12740                    | ,082978   | ,601                  |
| VE               | ED               | ,01160                     | ,078942   | 1,000                 |
|                  | OF               | -,15375                    | ,112804   | ,723                  |

### GC Cerasmart

Pürüzlülükteki değişim değerleri (Ra0 – Ra1) anlamlıdır (F=1649, 56; P<0,001). Pürüzlülükteki değişim polisaj setleri arasında benzerdir (F=1, 88; P=0,15). Polisaj setleri arasındaki fark anlamlı değildir (F=1, 13; P=0,35). Ra0 ve Ra1 pürüzlülük verileri Şekil 4.12.'da gösterilmiştir.



**Şekil 4.12.** CS materyalinin polisaj setleri uygulanmadan önce-sonra pürüzlülük değerleri



Uygulanan polisaj setleri öncesi ve sonrasında elde edilen pürüzlülük değerlerinin fark ortalamaları, standart hataları ve anlamlılık değerleri Tamhane Testi sonuçlarına göre Tablo 4.11.'da gösterilmiştir.

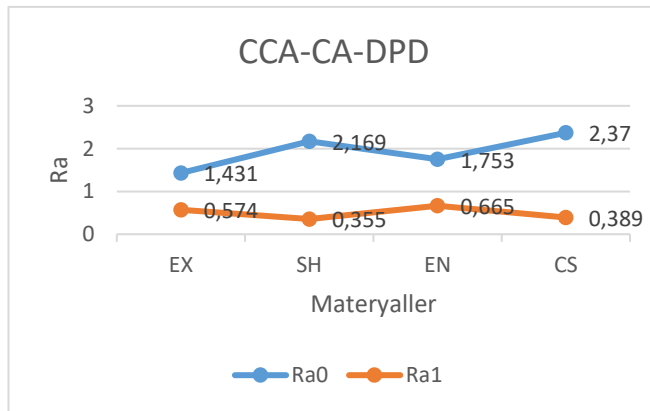
**Tablo 4.11.** Tamhane Testi

| (I) polisaj seti | (J) polisaj seti | Farkların Ortalaması (I-J) | Std. Hata | P (anlamlılık değeri) |
|------------------|------------------|----------------------------|-----------|-----------------------|
| CCA-CA-DPD       | ED               | -,06760                    | ,082307   | ,963                  |
|                  | OF               | -,05075                    | ,085684   | ,993                  |
|                  | VE               | ,05330                     | ,076719   | ,984                  |

#### 4.2.2. Polisaj Setlerine Göre Yüzey Pürüzlülüğü Değişim Bulguları

##### Ceramaster Coarse Assorted-Ceramaster Assorted-Dura Polish DIA

Ra0-Ra1 değerleri arasındaki fark istatistiksel açıdan anlamlıdır ( $F=1054,86$ ;  $P<0,001$ ). Ra0-Ra1 değişimi materyaller arasında benzer değildir ( $F= 38,18$ ;  $P<0,001$ ). EX ile SH, EN, CS materyalleri arasında Ra0-Ra1 farkları bakımından istatistiksel olarak anlamlı farklılık vardır ( $F=10,92$ ;  $P<0,001$ ). Ra0- Ra1 farkı EX'de, SH, EN, CS materyallerine göre anlamlı derecede daha azdır. Ra0 ve Ra1 pürüzlülük verileri Şekil 4.13.'da gösterilmiştir.



**Şekil 4.13.** Materyallerin CCA-CA-DPD polisaj seti uygulanmadan önce-sonra pürüzlülük değerleri

Materyallerin polisaj öncesi ve sonrasında elde edilen pürüzlülük değerlerinin fark ortalamaları, standart hataları ve anlamlılık değerleri Tamhane Testi sonuçlarına göre Tablo 4.12.'da gösterilmiştir.

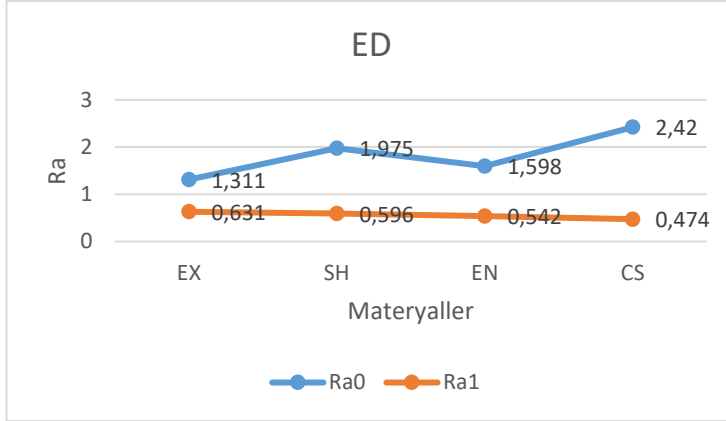
**Tablo 4.12.** Çoklu Karşılaştırma (Tamhane) Testi

| (I) materyal | (J) materyal | Farkların Ortalaması (I-J) | Std. Hata | P (anlamlılık değeri) |
|--------------|--------------|----------------------------|-----------|-----------------------|
| SH           | EX           | .25955*                    | .033322   | .000                  |
|              | EN           | .05295                     | .059606   | .950                  |
|              | CS           | -.11740                    | .071002   | .563                  |
| CS           | EX           | .37695*                    | .074403   | .002                  |
|              | SH           | .11740                     | .071002   | .563                  |
|              | EN           | .17035                     | .089322   | .366                  |

### **GZ Eve Diapol**

Ra0-Ra1 değerleri arasındaki fark istatistiksel açıdan anlamlıdır (F=959,34; P<0,001). Ra0-Ra1 değişimi materyaller arasında benzer değildir (F=43,11; P<0,001). EX ile SH, CS; SH ile EN; EN ile CS materyalleri arasında Ra0-Ra1 farkları bakımından anlamlı farklılık vardır (F=28,56; P<0,001).

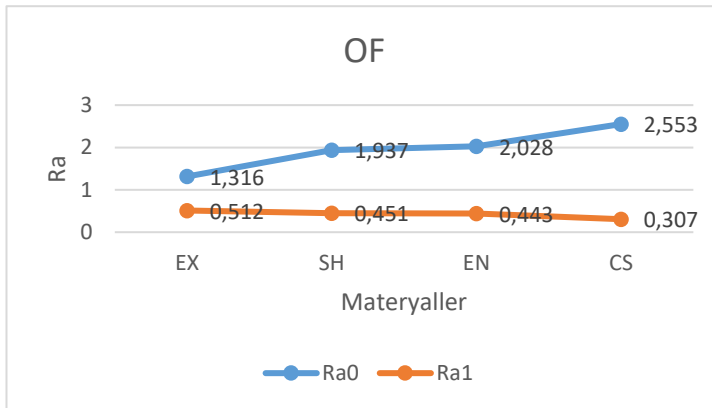
Ra0-Ra1 değişim farkı EX ile SH, EX ile CS, SH ile EN ve EN ile CS arasında anlamlı, diğer materyaller arasında anlamlı değildir. Ra0-Ra1 değişimi bakımından EX ile EN ve SH ile CS materyalleri benzerdir. Ra0 ve Ra1 pürüzlülük verileri Şekil 4.14.'da gösterilmiştir.



**Şekil 4.14.** Materyallerin ED polisaj seti uygulanmadan önce-sonra pürüzlülük değerleri

### OptraFine

Ra0-Ra1 değerleri arasındaki fark istatistiksel açıdan anlamlıdır ( $F=753,36$ ;  $P<0,001$ ). Ra0-Ra1 değişimi materyaller arasında benzer değildir ( $F=27,96$ ;  $P<0,001$ ). EX ile SH, EN, CS; SH ile CS materyalleri arasında Ra0-Ra1 farkları bakımından anlamlı farklılık vardır ( $F=13,88$ ;  $P<0,001$ ). EX, Ra0-Ra1 farkı bakımından diğer tüm materyallerden farklıdır, değişim anlamlı derecede daha azdır. SH ile EN ve EN ile CS arası fark anlamlı değildir. Ra0-Ra1 değişimi bakımından SH ile EN ve EN ile CS benzerdir. Ra0 ve Ra1 pürüzlülük verileri Şekil 4.15.'da gösterilmiştir.



**Şekil 4.15.** Materyallerin OF polisaj seti uygulanmadan önce-sonra pürüzlülük değerleri

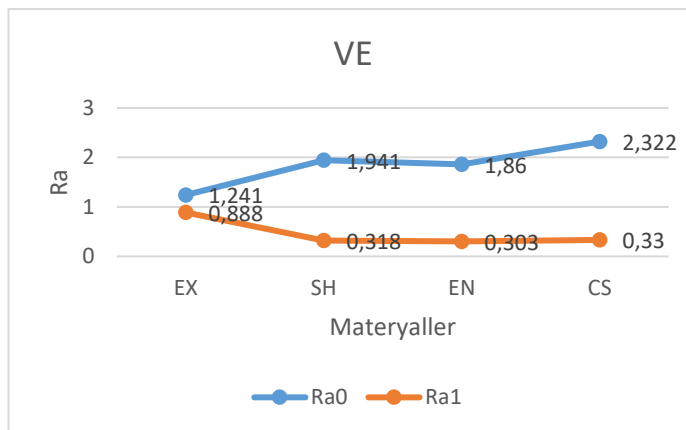
Materyallerin polisaj öncesi ve sonrasında elde edilen pürüzlülük değerlerinin fark ortalamaları, standart hataları ve anlamlılık değerleri Tamhane Testi sonuçlarına göre Tablo 4.13.'da gösterilmiştir.

**Tablo 4.13.** Çoklu Karşılaştırma (Tamhane) Testi

| (I) materyal | (J) materyal | Farkların Ortalaması (I-J) | Std. Hata | P (anlamlılık değeri) |
|--------------|--------------|----------------------------|-----------|-----------------------|
|              | SH           | -.28005*                   | .036859   | .000                  |
| EX           | EN           | -.32145*                   | .098953   | .049                  |
|              | CS           | -.51620*                   | .057581   | .000                  |

### Vita Enamic

Ra0-Ra1 değerleri arasında fark istatistiksel açıdan anlamlıdır (F=1275,47; P<0,001). Ra0-Ra1 değişimi materyaller arasında farklılık göstermektedir, benzer değildir (F=84,74; P<0,001). Materyaller arasında Ra0-Ra1 farkları bakımından istatistiksel olarak anlamlı farklılık vardır (F=9,43; P<0,01). CS diğer tüm materyallerden farklıdır. EX, SH, EN arasındaki fark anlamlı değildir. Ra0 ve Ra1 pürüzlülük verileri Şekil 4.16.'da gösterilmiştir.



**Şekil 4.16.** Materyallerin VE polisaj seti uygulanmadan önce-sonra pürüzlülük değerleri

Materyallerin polisaj öncesi ve sonrasında elde edilen pürüzlülük değerlerinin fark ortalamaları, standart hataları ve anlamlılık değerleri Tamhane Testi sonuçlarına göre Tablo 4.14.'da gösterilmiştir.

**Tablo 4.14.** Çoklu Karşılaştırma (Tamhane) Testi

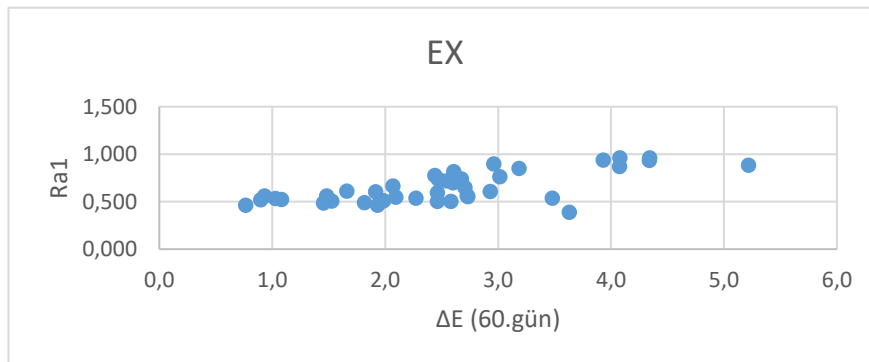
| (I) materyal | (J) materyal | Farkların Ortalaması (I-J) | Std. Hata | P (anlamlılık değeri) |
|--------------|--------------|----------------------------|-----------|-----------------------|
| EN           | EX           | .01705                     | .062443   | 1.000                 |
|              | SH           | -.04780                    | .068703   | .984                  |
|              | CS           | -.24445*                   | .069230   | .019                  |

### 4.3. Pürüzlülük İle Renk İlişkisi Bulguları

Çalışmamızda EX, SH, EN, CS materyallerine uygulanan CCA-CA-DPD, ED, OF, VE polisaj setleri sonrasında yüzey pürüzlülük ve renklenme değerleri elde edildi. Elde edilen değerler arası ilişki istatistiksel olarak değerlendirildi.

#### IPS e. Max CAD

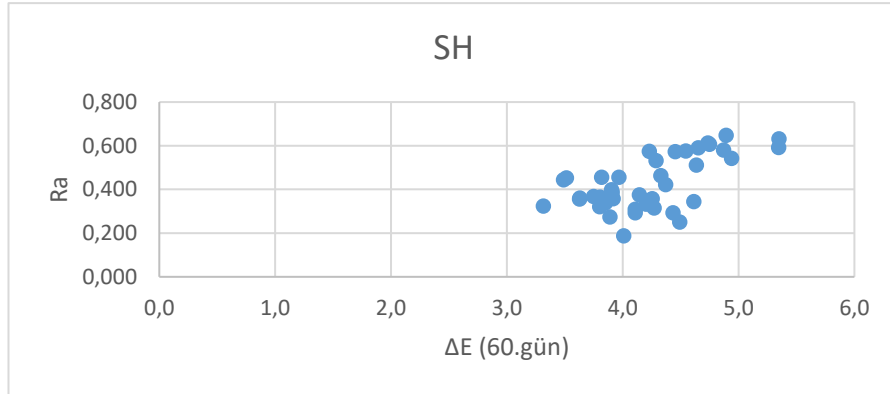
EX için pürüzlülük ile renk değişim değerleri arasında pozitif yönde (biri artarken diğeri de artıyor) istatistiksel açıdan anlamlı ilişki vardır ( $r = 0.706$ ;  $p < 0,001$ ) (Şekil 4.17.).



**Şekil 4.17.** Ips e. Max CAD materyali için pürüzlülük-renklenme dağılımı

### Shofu Block HC

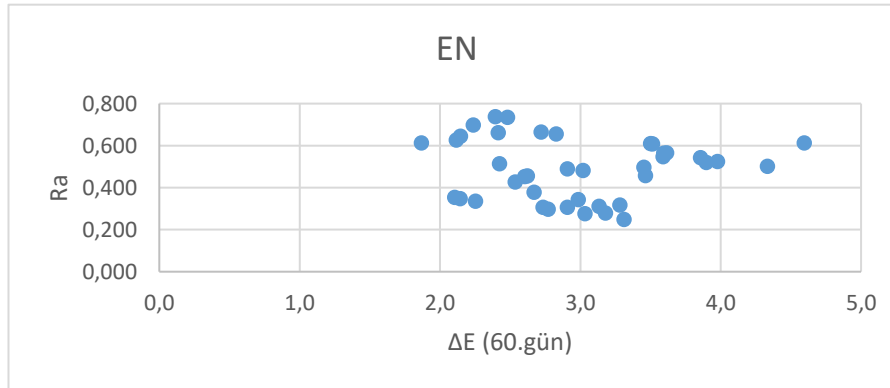
SH için pürüzlülük ile renk değişim değerleri arasında pozitif yönde (biri artarken diğeri de artıyor) istatistiksel açıdan anlamlı ilişki vardır ( $r = 0.62$  ;  $p < 0,001$ ) (Şekil 4.18.).



Şekil 4.18. Shofu HC materyali için pürüzlülük-renklenme dağılımı

### Vita Enamic

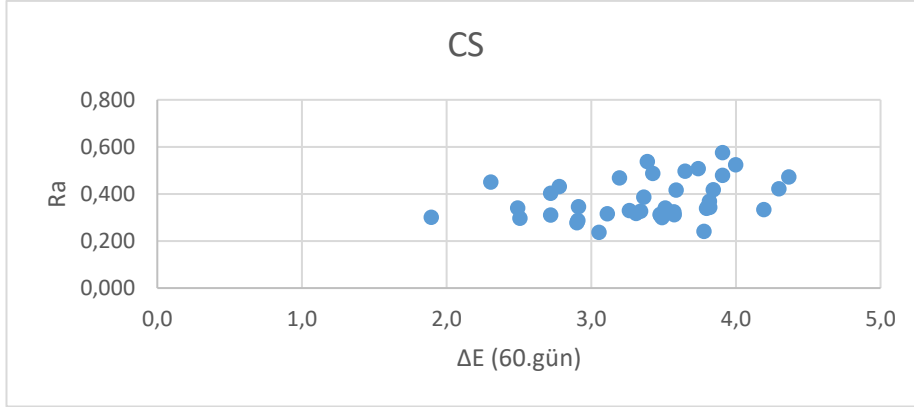
EN için pürüzlülük ile renk değişim değerleri arasındaki ilişki anlamlı değildir ( $r = -0,029$ ;  $p = 0,857$ ) (Şekil 4.19.).



Şekil 4.19. Vita Enamic materyali için pürüzlülük-renklenme dağılımı

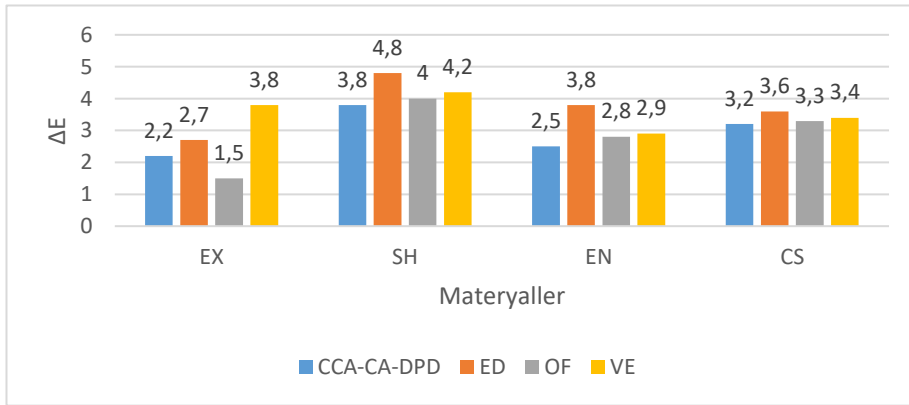
### GC Cerasmart

CS için pürüzlülük ile renk değişim değerleri arasında pozitif yönde (biri artarken diğeri de artıyor) istatistiksel açıdan anlamlı ilişki vardır ( $r = 0,313$ ;  $p = 0,049$ ) (Şekil 4.20.).



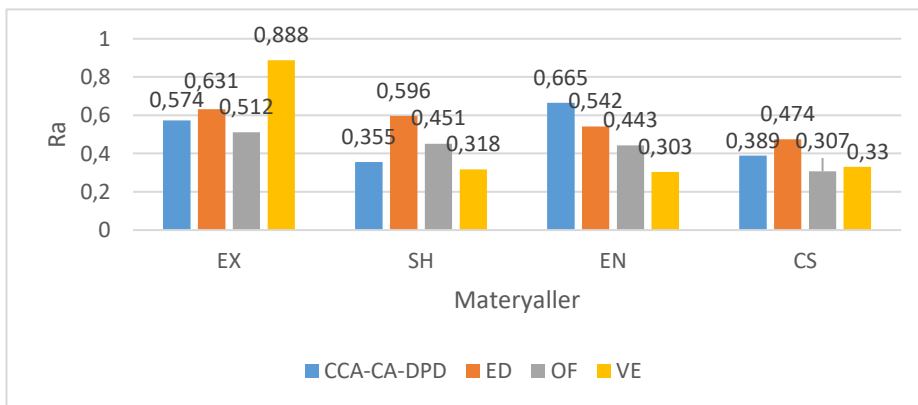
**Şekil 4.20.** GC Cerasmart materyali için pürüzlülük-renklenme dağılımı

Uygulanan polisaj setlerine göre materyallerin 60. gün renklenme karşılaştırmaları Şekil 4.21.'de gösterilmiştir.



**Şekil 4.21.** Polisaj setlerine göre materyallerin 60. gün renklenme karşılaştırılması

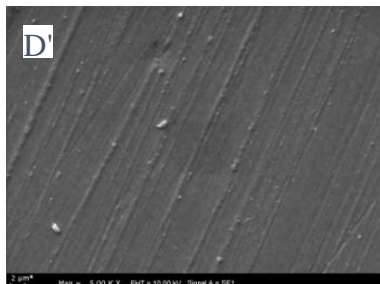
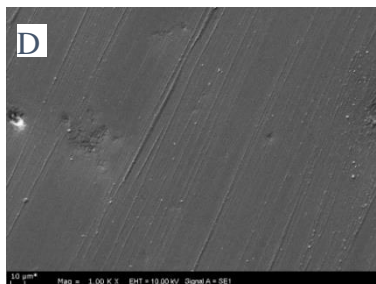
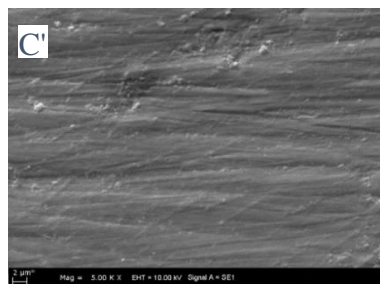
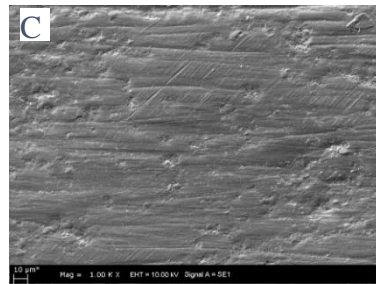
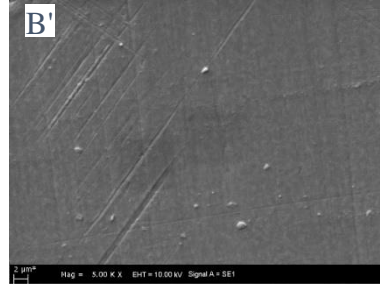
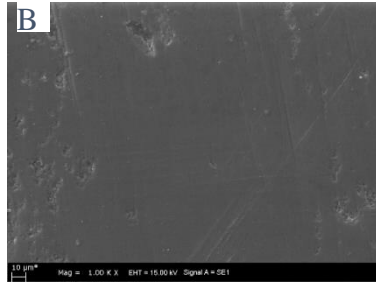
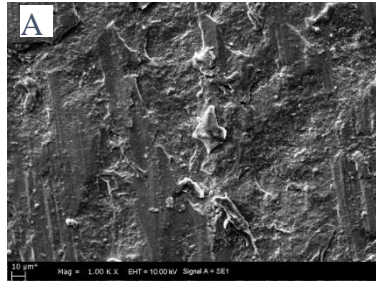
Uygulanan polisaj setleri sonrasında materyallerin yüzey pürüzlülük değerleri karşılaştırmaları Şekil 4.22.'de gösterilmiştir.



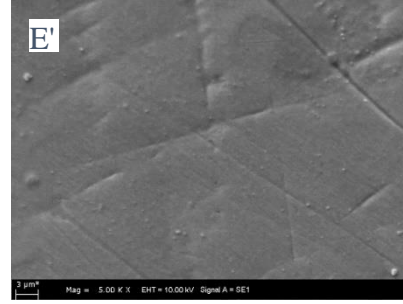
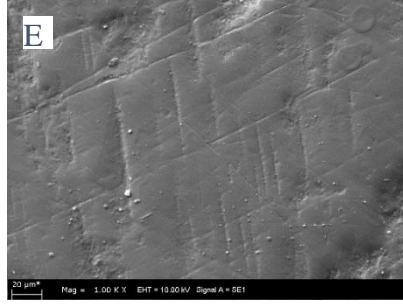
**Şekil 4.22.** Polisaj setlerine göre materyallerin yüzey pürüzlülük karşılaştırılması

#### 4.4. SEM İnceleme Bulguları

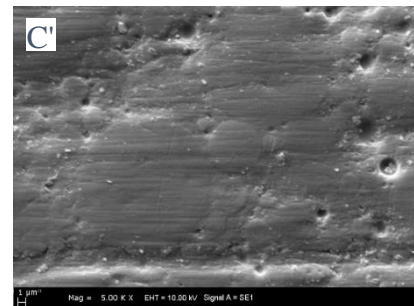
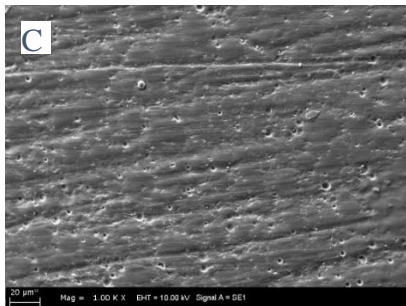
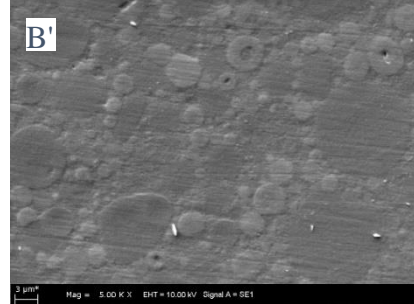
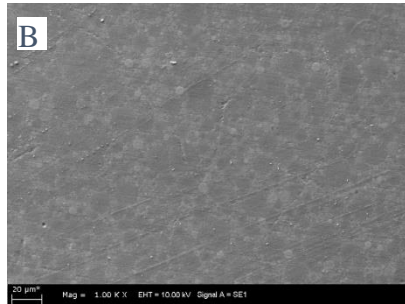
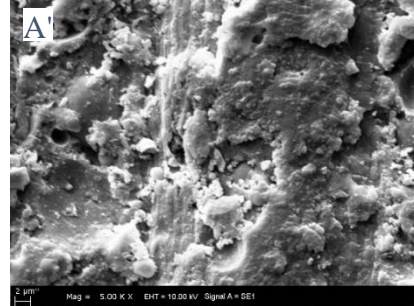
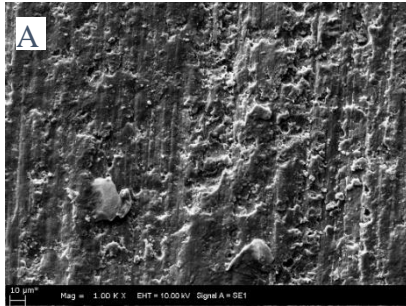
Standardize edilmiş örneklerin yüzeyleri, ilk olarak aşındırma işlemi sonrasında ve ardından farklı polisaj setlerinin uygulanmasından sonra Carl-Zeiss EVO 50 EP taramalı elektron mikroskobu ile x1000 ve x5000 'lik büyütme altında analiz edildi (Şekil 4.23., 4.24., 4.25, 4.26.).

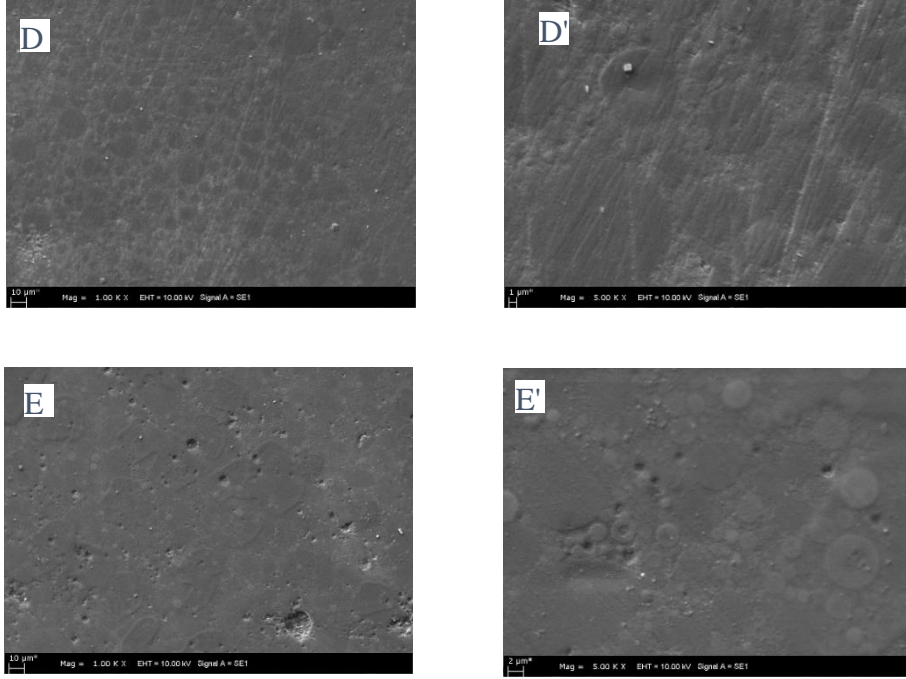




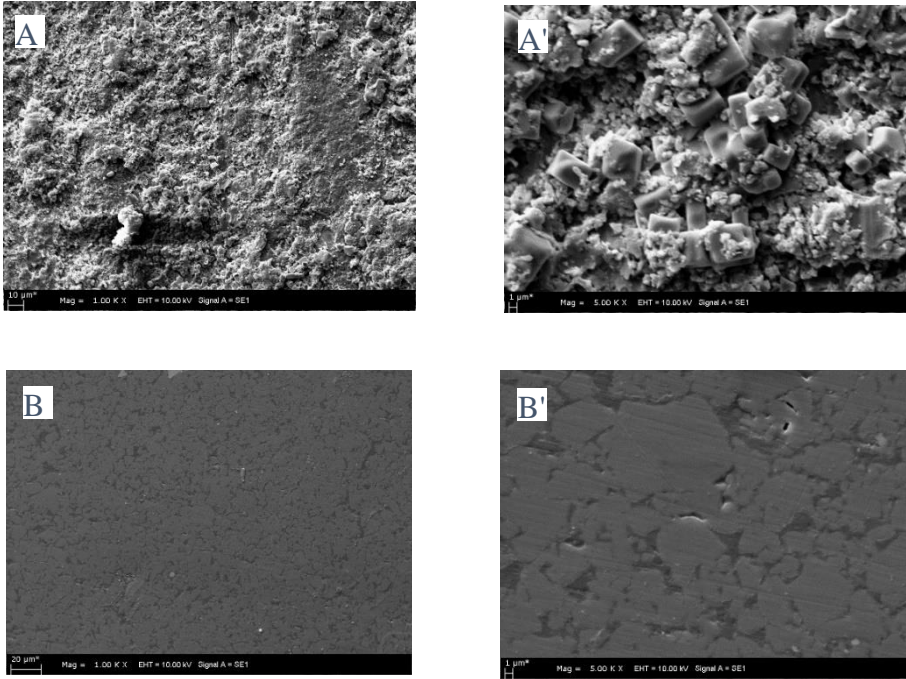


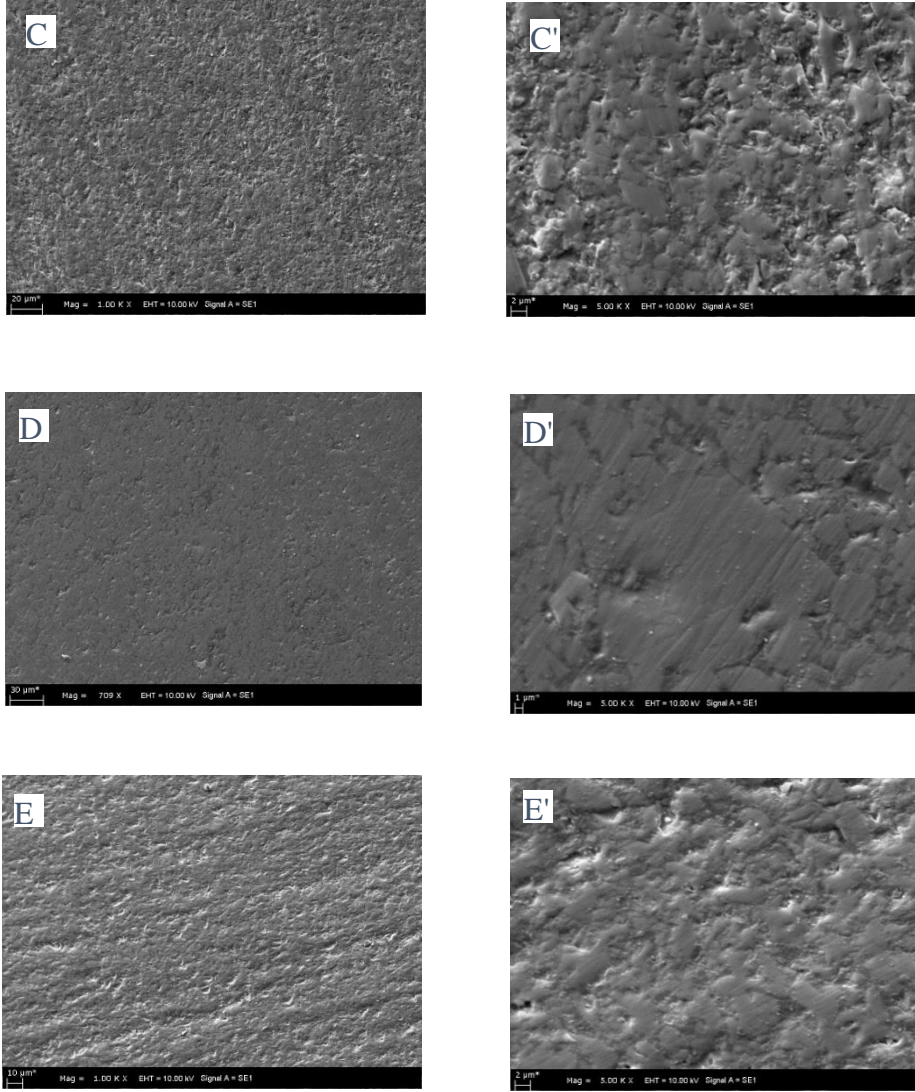
**Şekil 4.23.** Ips e. Max CAD materyalinin  $\times 1000$ ,  $\times 5000$  büyütme altında SEM görüntüleri A, A', aşındırma işlemi sonrası; B, B', CCA-CA-DPD polisaj seti uygulanması sonrası; C, C', ED polisaj seti uygulanması sonrası; D, D', OF polisaj seti uygulanması sonrası; E, E', VE polisaj seti uygulanması sonrası



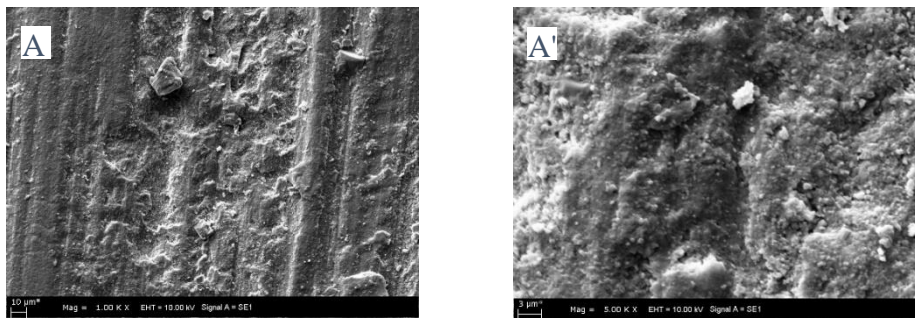


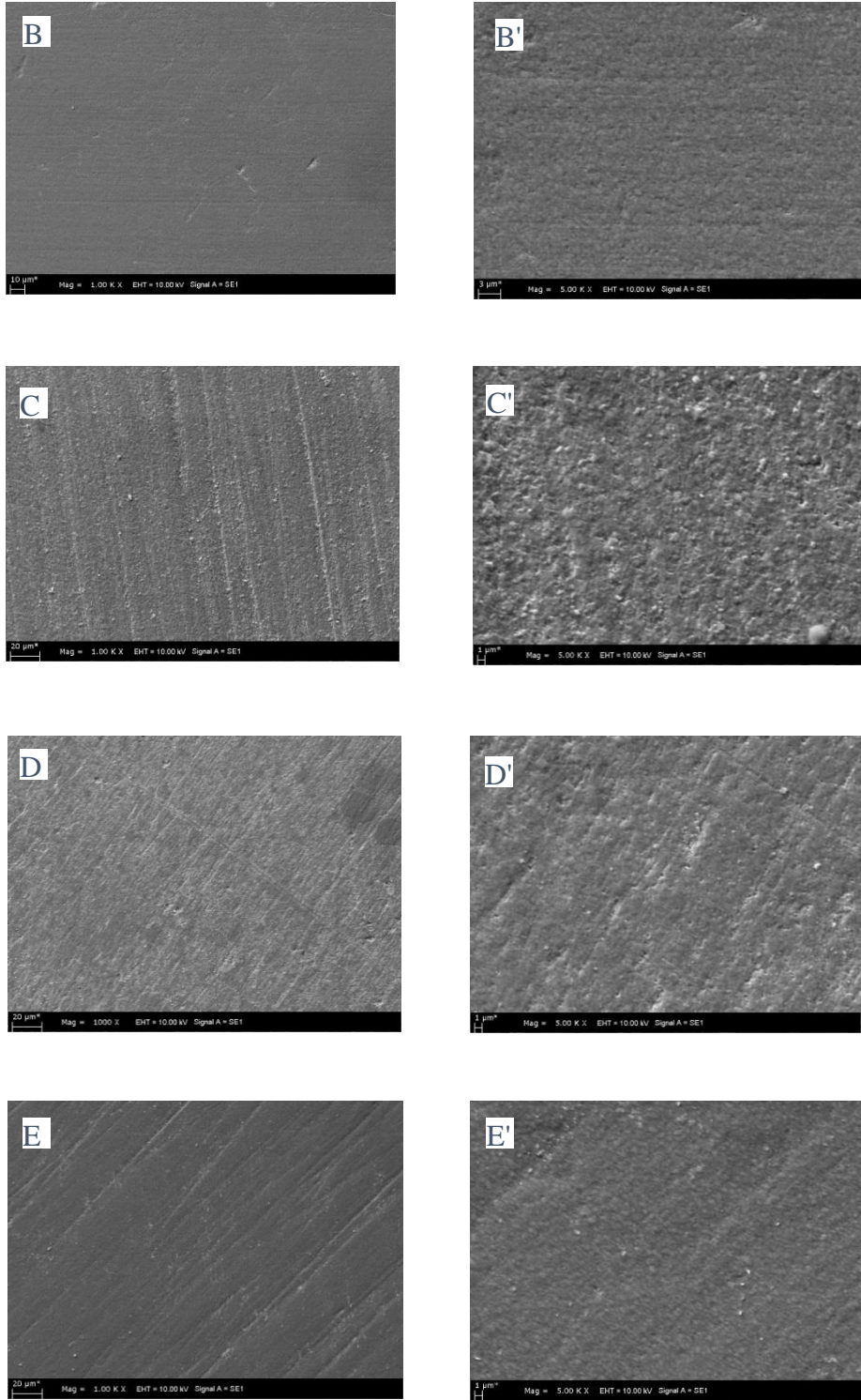
**Şekil 4.24.** Shofu HC materyalinin  $\times 1000$ ,  $\times 5000$  büyütme altında SEM görüntüleri A, A', aşındırma işlemi sonrası; B, B', CCA-CA-DPD polisaj seti uygulanması sonrası; C, C', ED polisaj seti uygulanması sonrası; D, D', OF polisaj seti uygulanması sonrası; E, E', VE polisaj seti uygulanması sonrası





**Şekil 4.25.** Vita Enamic materyalinin  $\times 1000$ ,  $\times 5000$  büyütme altında SEM görüntüleri A, A', aşındırma işlemi sonrası; B, B', CCA-CA-DPD polisaj seti uygulanması sonrası; C, C', ED polisaj seti uygulanması sonrası; D, D', OF polisaj seti uygulanması sonrası; E, E', VE polisaj seti uygulanması sonrası





**Şekil 4.26.** GC Cerasmart materyalinin  $\times 1000$ ,  $\times 5000$  büyütme altında SEM görüntüleri A, A', aşındırma işlemi sonrası; B, B', CCA-CA-DPD polisaj seti uygulanması sonrası; C, C', ED polisaj seti uygulanması sonrası; D, D', OF polisaj seti uygulanması sonrası; E, E', VE polisaj seti uygulanması sonrası

## 5. TARTIŞMA

Çalışmamızda farklı polisaj setleri uygulanan tam seramik materyallerin yüzey pürüzlülükleri ve zaman içindeki renklenmeleri incelendi.

Metal destekli seramik restorasyonlar uzun süre diş hekimliğinde başarıyla kullanılmıştır. Artan estetik beklentiler tam seramik restorasyonların gelişimini hızlandırmıştır. Oldukça biyouyumlu ve estetik olan tam seramik materyallerin kullanım endikasyonları eklenen avantajlı özellikleriyle her geçen gün artmaktadır (1, 2, 41-43).

Geleneksel yöntemlerle karşılaştırıldıklarında, gelişen CAD/CAM teknolojisi indirek restorasyonların klinik seansı ve üretim süresini azaltmıştır. Ayrıca CAD-CAM sistemi, direk restoratif aşamalarda kullanılan diğer materyallere göre gelişmiş özelliklere sahip yeni materyallerin kullanımına izin verir (186, 187). CAD/CAM sistemleri geçici ve daimi restorasyonların üretiminde sıkça tercih edilmektedir. Tek üyeli restorasyonların üretimiyle başlayan süreç inley, onley, endokron, lamine, sabit dental protezler ve kişisel dayanakların üretimiyle devam etmiştir (188).

CAD/CAM teknolojisiyle uyumlu lityum disilikat cam seramikler geleneksel dental porselenlerden mekanik ve estetik özellikler açısından üstündür. Transluseri ve renk çeşitliliği de sağlayan lityum disilikat cam seramik grubu estetik uyumun yakalanmasını kolaylaştırarak monolitik restorasyonların üretiminde de kullanılır (189, 190). Lityum disilikat seramikler frezelenildikten sonra fırınlanır ve kristalizasyon işlemleri tamamlanır (191).

CAD/CAM sisteminde kullanılan seramik gruplarından olan rezin matrisli seramikler içeriklerindeki rezin nedeniyle daha düşük yüzey sertliğine sahiptir. Bu sayede daha kolay frezelenirler ve elastik modülleri diğer tam seramiklerden düşüktür. Karşıt dişte daha az aşınmaya neden olurlar ve gerektiğinde tamir edilebilirler. Seramik içeği ise materyalin mekanik dayanımını artırır, estetik özelliklerini güçlendirir (108). Fırınlanma ihtiyacı olmayan bu seramik grubu tek aşamada üretilerek hastaya ve hekime zaman kazandırır (192).

Yüzey bitirme işlemlerinin yüzey dokusunu ve pürüzlülüğünü etkilediği bildirilmiştir. Daha yüksek yüzey pürüzlülüğü, artan plak tutulması ve temizleme zorluğu ile ilişkilendirilmiştir. Pürüzsüz ve parlak yüzeyler dental restorasyonların estetik görünümünü destekler, *chipping* ve kırılmayı azaltır, bükülme direncini artırır. Pürüzsüz yüzeyler daha az aşındığı için restorasyonun ömrü uzar (193, 194). Bu faktörler, kahve gibi renkli içecek tüketimi ile ilişkilidir ve restorasyonların renk stabilitesini etkiler. Bu koşullara tabi tutulan materyallerin in vitro testlerinin sonuçları, restorasyonun ömrü ve estetik sonuçları ile ilgili klinik performanslarını tahmin etmek için kullanılabilir (147, 195, 196).

Daimi simantasyon öncesinde yapılan glazürleme işlemi restorasyonların kullanım süresini oldukça arttırmaktadır. Cam matriks seramikler veya polikristalin seramiklere yüksek sıcaklıkta fırınlamayla glazürleme işlemi uygulanabilir (194). Rezin matriks seramikler ise yüksek ısıya dayanıklı değildir bu nedenle glazürleme işlemi için yüzeye ışıkla sertleşen metil metakrilat (MMA) bazlı materyaller uygulanır. Ancak yapılan çalışmalarda bu tabakanın kolayca ve erken dönemde aşındığı ve renk stabilitesini sağlayamadığı bildirilmiştir (197, 198).

Teslim öncesi hasta ağzında yapılan restorasyon uyumlamaları glazürlenmiş yüzeyleri aşındırır. Tekrarlanan fırınlama işleminin materyal yapısını olumsuz etkilemesi ve pratik olmaması nedeniyle tekrar glazürleme işleminden kaçınılır. Alternatif olarak tam seramik restorasyonlara, oldukça pratik bir yöntem olan ağız içinde bitirme ve parlatma işlemleri uygulanabilir (158). CAD/CAM teknolojisi ile hasta başında yapılan restorasyon sayısı artmıştır. Mekanik parlatma, glazürleme yöntemine göre daha az zaman gerektirdiğinden, kullanım sıklığı artmaktadır (199).

Piyasada çok sayıda polisaj seti mevcuttur. Üretici firmanın önerdiği polisaj setleri, her materyal için her zaman ulaşılabilir değildir. Bu nedenle materyale uygun kullanılabilen farklı polisaj setlerinin belirlenmesi restorasyonların klinik başarısını arttıracak ve daha az maliyetle optimal bitirme ve parlatma işlemlerinin gerçekleşmesini sağlayacaktır. Çalışmamızda, farklı seramik grubu materyalleri için üretici firmaların önerdiği polisaj setleri ve farklı markaların polisaj setleri kullanılarak değerlendirilmeler yapıldı.

Bitirme ve parlatma işleminin dental materyal üzerindeki etkinliği yüzey pürüzlülük verilerinin elde edilmesiyle değerlendirilir. Çalışmamızda polisaj setlerinin farklı dental materyaller üzerindeki etkinliğinin belirlenmesi amacıyla pürüzlülük ölçümleri benzer birçok çalışmada da olduğu gibi kontakt tipi profilometre cihazı aracılığıyla gerçekleştirildi (200-203).

Çalışmamızda, ölçüm uzunluğunda pürüzlülük profilinin ortalama çizgisine göre elde edilen profil sapmalarının mutlak değerlerinin aritmetik ortalaması olarak tanımlanan Ra pürüzlülük değerleri kullanıldı (132). 50 µm partikül boyutlu kırmızı bantlı elmas frezle aşındırılma sonrasında yüzey sertlik değerlerine bağlı olarak en yüksek yüzey pürüzlülüğü sırasıyla CS, SH, EN, EX materyal grubunda elde edildi. Polisaj setlerinin uygulanması sonrasında ise en yüksek pürüzlülük değerleri sırasıyla EX, EN, SH, CS materyal grubunda elde edildi. Bu durum materyallerin yüzey sertlikleri ile ilişkilendirildi.

Andrade GS ve ark. (204)'nın yapmış olduğu çalışmada CS ve EN materyallerinin fırçalama sonrası yüzey pürüzlülükleri değerlendirilmiştir. Çalışmamızla benzer şekilde aşındırma işlemi sonrası CS materyalinin yüzey pürüzlülük değerlerinin daha yüksek olduğu bildirilmiştir. EN materyalinin yüzey sertliğinin daha yüksek olmasının aşınma direncini arttırdığı düşünüldü.

Bazı in vivo çalışmalar, 0.2 µm'lik ideal bir eşik yüzey pürüzlülüğü önermiştir (205, 206). Ancak, Özkan P. ve ark. (207)'nin yapmış olduğu bir çalışmada diş minesinin Ra değerlerinin genellikle 0,45 ile 0,65 µm arasında olduğu bildirilmiştir. Yüzey işlemleri tamamlanmış restorasyonların klinik olarak kabul edilebilirliği ile ilgili, yapılan çalışmalar incelendiğinde, mevcut çalışmamızda ölçülen tüm Ra değerlerinin abraziv aşınma eşiğinin (1.5 µm) altında olduğu saptanmıştır (208, 209).

Çalışmamızda EX materyali için OF polisaj setinin uygulanması kontrol grubu olarak seçildi. İşlem sonunda elde edilen yüzey pürüzlülük değerleri (0,51 µm) Vichi A. ve ark. (210) tarafından yapılan çalışmayla benzerlik gösterdi. Bu çalışmada farklı olarak polisaj setleri 30 saniye ve 60 saniye uygulanarak karşılaştırılmış ve 60 saniye sonunda daha pürüzsüz yüzeyler elde edildiği bildirilmiştir. Çalışmamızda EX materyaline uygulanan CCA-CA-DPD ve ED polisaj setleri sonrasında ise yüzey pürüzlülük değerleri daha yüksek bulunsada istatistiksel olarak anlamlı değilken, VE

polisaj seti uygulanması ardından elde edilen pürüzlülük değerleri anlamlı derecede yüksek bulundu.

Sasahara ve ark. (211), parlatma yöntemi seçerken malzeme yapısına dikkat edilmesi gerektiğini belirtmiştir ve lösit içeriği düşük olan seramik gruplarının elmas parçacıklar içeren patlarla daha kolay polisajlanabildiğini bildirmiştir.

Carabba M. ve ark. (18)'nin çalışmasında cam matriks seramik grubunda yer alan VITA Mark II boklarından hazırlanan örnekler her adımı 30 saniye olacak şekilde uygulanan OF polisaj seti sonunda yüzey pürüzlülük Ra değerlerinin (0,55  $\mu\text{m}$ ) çalışmamızda kullanılan EX materyali ile benzer çıktığı görülmüştür. Bu durumun materyallerin cam matriks içerikleri ile ilgili olabileceği düşünüldü.

Çok adımlı polisaj setlerinde her adımın klinik olarak kabul edilebilir sürede (180, 120, 60 ve 30 saniye) uygulanmasıyla ilgili yapılan çalışmalarda, her adım için 60 saniye boyunca uygulanan polisaj setlerinin kullanılmasının tatmin edici sonuçlar ve uygun zamanlama sağladığı gösterilmiştir (210, 212). Bu çalışmalardan yola çıkarak çalışmamızda polisaj setlerinin her adımı 60'şar saniye olarak uygulandı.

Rezin matriks seramiklerin en önemli avantajları kolay uyumlanabilme ve yeniden parlatılabilmeleridir (104, 106). Kara D. ve ark. (213)'nin yapmış olduğu bir çalışmada SH ve CS materyalleri 5 gruba ayrılmış, farklı bitirme ve parlatma işlemleri uygulanmıştır. Cosmedent Nano / Microhybrid Diamond (sırasıyla gri, mavi, pembe) polisaj setinin uygulandığı grupta çalışmamızla benzer Ra değerleri ( SH; 0,32  $\mu\text{m}$ , CS; 0,31  $\mu\text{m}$ ) elde edilmiştir ve SH ile CS materyal grupları arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark bulunmamıştır. Çalışmamızda SH materyal grubuna üretici firmaların önerileri dorultusunda CCA-CA-DPD polisaj seti uygulaması kontrol grubu olarak seçildi. Elde edilen Ra değeri (0,35 $\mu\text{m}$ ) doğal mine pürüzlülük değeri sınırlarında kaldı (207). SH grubuna uygulanan VE polisaj seti ile anlamlı derecede düşük pürüzlülük değerleri elde edildi. Uygulanan ED ve OF polisaj setleri sonrasında ise daha yüksek pürüzlülük değerleri elde edilmesine rağmen istatistiksel olarak anlamlı bulunmadı.

Çağlar I. ve ark. (214)'nin yaptığı çalışmada Katana Zirconia HT materyaline ED polisaj seti uygulanmış ve Ra pürüzlülük değeri çalışmamızda EX materyaline



uygulanan ED polisaj seti sonuçları yüksek çıkmıştır. Fark Katana Zirkonia HT materyalinin EX'den daha yüksek aşınma direnci göstermesiyle ilişkilendirildi.

Çalışmamızda CS materyal grubuna benzer araştırmalara dayanarak CCA-CA-DPD polisaj seti uygulanması kontrol grubu olarak seçildi (215, 216). Kontrol grubu ile ED, OF, VE polisaj setleri uygulanması sonrasında elde edilen Ra pürüzlülük değerleri arasındaki fark anlamlı bulunmadı.

Rezin matris seramiklerin uzun dönemdeki hedefi doğal dişlerin fiziksel özelliklerinin tamamını taklit edebilmektir. Bu gruba ait olan EN materyalinin fiziksel özellikleri hakkında literatürde sınırlı sayıda bilgi mevcuttur (11, 107, 108, 217). Özarslan MM. ve ark. (218)'nin yapmış olduğu bir çalışmada EN materyaline VITA Enamic glazür, teknik ve klinik bitirme ve parlatma setleri uygulanmıştır. Glazür grubunda yüzey pürüzlülük değerleri en yüksek bulunurken (Ra 0,36  $\mu$ m), teknik ve klinik setler arasında anlamlı bir fark bulunmamıştır (Teknik- Klinik Ra 0,22-0,25  $\mu$ m). Çalışmamızda EN materyaline aynı şekilde VE polisaj seti uygulandı ve elde edilen Ra pürüzlülük değerleri benzer bulundu (Ra 0,30  $\mu$ m). Uygulanan CCA-CA-DPD, ED, OF polisaj setleri sonrasında elde edilen pürüzlülük değerleri daha fazla bulursa da istatistiksel olarak anlamlı değildi.

Renk, diş hekimliğindeki en önemli estetik parametrelerdendir. Artan hasta estetik beklentilerinin karşılanabilmesi ve daha başarılı, doğal restorasyonların üretilebilmesi için birçok restoratif materyal ve renk belirleme yöntemi geliştirilmiştir (182, 219, 220). Renk skalaları ile görsel değerlendirme rengin belirlenmesinde en sık tercih edilen yöntemdir (218). Renk farklılıklarının değerlendirilmesinde ise görsel eşik değerleri olan % 50-50 algılanabilirlik eşiği ve % 50-50 kabul edilebilirlik eşiğinden yararlanır (182, 220, 221). % 50-50 algılanabilirlik eşiği gözlemcilerin % 50'sinin iki cisim arasındaki renk farkını algıladığı kalan % 50'nin ise algılayamadığı eşiktir. % 50-50 kabul edilebilirlik eşiği ise gözlemcilerin % 50'sinin renk farkı nedeniyle restorasyonun yenilenmesi gerektiğini düşünürken, geri kalan % 50'sinin kabul ettiği durumu ifade eder (165). Bu eşikler dental materyallerin klinik performansının değerlendirilmesinde, araştırmalarda standardizasyonun sağlanmasında, elde edilen bulguların yorumlanmasında sıklıkla kullanılır (196, 220).

Diş hekimliğinde renk değişimlerinin değerlendirildiği çok sayıda çalışma mevcuttur (196, 220-223). Ghinea R. ve ark. (224)'nın yapmış olduğu bir çalışmada renk değişikliğinin algılanabilirlik ve kabul edilebilirlik eşik değerleri arasındaki fark anlamlı bulunmuştur ve CIEDE2000 renk farkı formülünün CIELab formülünden daha uyumlu sonuçlar verdiği bildirilmiştir.  $\Delta E$ , iki rengin  $L^* a^* b^*$  koordinatları arasındaki sayısal mesafedir ve renk farkı değerini temsil eder (218). Çalışmamızda Paravina RD. ve ark. (220)'nın çalışmasındaki eşik değerler refans alındı ve % 50-50 algılanabilirlik eşiği  $\Delta E_{00} \leq 0.8$ , % 50-50 kabul edilebilirlik eşiği ise  $\Delta E_{00} \leq 1.8$  olarak belirlendi. Yapılan çok sayıda araştırmada kullanılan CIEDE2000 renk farkı formülü kullanılarak veriler elde edildi (216, 218).

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

Spektrofotometre gibi renk belirleme için klinik olarak kullanımı kolay dijital cihazlar objektif ve tekrarlanabilir renk seçimini mümkün kılmak için piyasaya sürülmüştür (218). Spektrofotometreler, renk skalasından elde edilen diş rengini CIELab değerlerine dönüştürmek için kullanılabilir (161, 180). Çalışmamızda çok sayıda araştırmada da kullanılan spektrofotometre cihazı kullanıldı (4, 215, 218, 225, 226).

Literatürde renk değerlerinin olası sapmalarını azaltmak için, aynı operatör tarafından her örneğin renk ölçümünün 3 kez tekrarlanarak, ortalamalarının alınması önerilmiştir (4). Bu nedenle çalışmamızda da ölçümler, her örnekte kalibrasyon yapılarak 3 kez tekrarlandı.

Dental restorasyonlarda çeşitli renklendirici dış faktörler nedeniyle renk değişiklikleri meydana gelebilir (227, 228). Kahve gibi bazı içeceklerin seramiklerde renk değişikliğine neden olduğu bildirilmiştir. Kahvenin seramiklerin renk değişimine etkisi olduğunu gösteren çalışmamızın sonuçları literatürle uyumludur (229, 230). Ayrıca içeceklere maruz kalma süresi, seramiklerin renk değişikliğinde artışa neden olmaktadır. Çalışmamız aynı zamanda seramiklerin renk değişikliğinin içeceklerde saklama süresinden etkilendiğini gösterdi. Literatüre göre, örneklerin in vitro 2 ay süreyle saklanması seramiğin ağız içinde 5 yıllık klinik kullanımına karşılık

gelmektedir (231, 232). Örnek çalışmalarda olduğu gibi çalışmamızda materyallerin uzun dönemli renklenme sonuçlarının elde edilebilmesi amacıyla örnekler 37 °C' deki etüvde 60 gün süreyle bekletildi ve 7, 14, 30 ve 60. günlerde renk ölçümleri yapıldı (4, 216).

Stamenković DD. ve ark. (216)'nın yaptığı çalışmada EX, SH, EN ve CS bloklarından elde edilen örnekler 2.5 ve 5 gün süreyle kahve solüsyonunda bekletilerek yapay yaşlandırma uygulanmıştır. Çalışmamız ile benzer şekilde EX grubuna OF, SH grubuna CCA-CA-DPD, EN grubuna VE polisaj setleri uygulanmıştır. 5. günün sonunda elde edilen  $\Delta E$  verilerine göre sadece EX grubu örnekleri kabul edilebilir eşik değeri altında kalmıştır. Çalışmamızda EX, SH, EN, CS örneklerine 4 farklı polisaj seti (CCA-CA-DPD, ED, OF, VE) uygulandı ve 60. gün sonunda elde edilen verilere göre sadece EX materyaline OF polisaj setinin uygulandığı grubun  $\Delta E$  değerleri kabul edilebilir eşik değeri altında kaldı ( $\Delta E$  1,5). Bu açıdan elde edilen sonuçların literatür ile uyumlu olduğu savunulabilir. EX materyaline uygulanan tüm polisaj setleri sonrasında elde edilen  $\Delta E$  değerleri arasındaki fark anlamlı bulundu. SH materyal grubuna uygulanan ED, OF, VE polisaj setleri sonunda CCA-CA-DPD'ye göre daha yüksek  $\Delta E$  değerleri elde edilse de ED dışındakilerle olan fark anlamlı değildi. EN ve CS materyallerine uygulanan 4 farklı polisaj seti ardından elde edilen tüm  $\Delta E$  değerleri arasındaki fark ise anlamsız bulundu.

Stamenković DD. ve ark. (216)'nın yaptığı çalışmada 5. gün sonunda elde edilen  $\Delta E$  değerleri çalışmamızın 60. gün değerlerinden daha yüksek bulunmuştur. Bu duruma yaşlandırmanın renk değişimini arttırmasının neden olduğu düşünüldü.

Sarıkaya I. ve ark. (226)'nın yapmış olduğu çalışmada EN örnekleri Vita Enamic (teknik), Sof-Lex ve CCA-CA polisaj setlerinin uygulanmasının ardından 48 saat süreyle kahve solüsyonunda bekletilmiştir ve elde edilen renklenme değerleri çalışmada kabul edilen eşik değerin üzerinde kalmıştır, setler arasındaki fark ise anlamlı bulunmamıştır. Çalışmamızda EN örneklerine Vita Enamic (klinik) polisaj seti uygulanmasının ardından elde edilen 30. gün renk değişim değerleri kabul edilebilir eşik değeri altında kalırken 60. gün sonrası değerleri bu sınıırın üzerinde kaldı. Kullanılan Vita Enamic set türünün bu farklılığa neden olduğu düşünüldü.

Çalışmamızda literatürle benzer şekilde EN materyaline uygulanan VE ve CCA-CA-DPD polisaj setleri arasında anlamlı fark bulunmadı.

Rezin matriks seramikler içerdikleri organik yapılardan dolayı daha fazla su emilimi gerçekleştirir ve bu durum herhangi bir hidrofilik solüsyon ile karşılaşması durumunda diğer seramik gruplarına oranla daha fazla renklenmeyle sonuçlanır (233). Önceki çalışmalar, seramik materyallerin kompozit içerikli materyallerden daha iyi renk stabilitesine sahip olduğunu göstermiştir (233, 234).

Renk stabilitesinin yüzey bitirme işlemlerinden ve yüzey pürüzlülüğünden etkilendiğini gösteren çok sayıda çalışma vardır (16, 147, 229). Yüzey pürüzlülüğündeki artış materyalin renklenmesinde de artışa neden olabilmektedir. Maciel LC ve ark. (17) tam seramik materyallere farklı polisaj sistemleri uygulamış ve ardından materyalleri kahve solüsyonunda bekletmiştir. Yapılan Pearson korelasyon analizi sonucunda, elde edilen pürüzlülük ve renk değişim değerleri arasında güçlü bir ilişki olduğu bildirilmiştir. Göz önünde bulundurulması gereken diğer faktörler materyalin türü, içeriği ve boyama molekülleri ile etkileşimidir (206). Çalışmamızda pürüzlülük ile renk değişimi arasındaki ilişki değerlendirildi. EX, SH, CS materyal gruplarında pürüzlülük ile renk değişim değerleri arasında pozitif yönde istatistiksel açıdan anlamlı ilişki bulundu. EN grubunda ise uygulanan SH ve OF polisaj setleri sonunda artan pürüzlülük değerlerine rağmen daha düşük renklenme elde edildi. SH ve OF polisaj setlerinde bulunan parlatma pastalarının bu duruma neden olduğu düşünüldü.

Çalışmamızın in vitro olarak yapılması planlandı. İn-vitro çalışmalarda ağız içi ortamı tam olarak yansıtılamamaktadır. Renkli sıvı olarak sadece kahvenin kullanılması ve ağız içi dinamik diş temaslarının taklit edilememesi bu çalışmanın sınırlamaları arasında sayılabilir. Daha güvenilir sonuçların elde edilebilmesi için klinik çalışmaların yapılması önerilmektedir.

## 6. SONUÇLAR

Bu çalışmanın sınırlamaları dahilinde aşağıdaki sonuçlar elde edilmiştir:

1. EX, SH, EN, CS materyallerine CCA-CA-DPD, ED, OF, VE polisaj setlerinin uygulanması sonrası elde edilen Ra pürüzlülük değerleri doğal mine pürüzlülük değerleri (0,45-0,64  $\mu\text{m}$ ) altında kaldı. Yalnızca EX materyaline VE polisaj setinin uygulanması sonucu elde edilen Ra pürüzlülük değerleri bu sınırın üzerinde bulundu.

2. Kahve solüsyonunda bekletilen tüm örneklerin 60. gün sonunda elde edilen renk değişim değerleri klinik olarak algılanabilirlik ( $\Delta E_{00} \leq 0.8$ ) ve kabul edilebilirlik eşiğinin ( $\Delta E_{00} \leq 1.8$ ) üzerinde kaldı. Yalnızca EX materyaline OF polisaj setinin uygulandığı örneklerin renk değişim değeri algılanabilirlik eşiğinin üzerinde, kabul edilebilirlik eşiğinin altında bulundu.

3. Tüm örneklerin kahve solüsyonunda renk değişim değerleri zamanla arttı.

4. EN örnekleri haricinde diğer tüm örneklerde pürüzlülük-renk değişim değerleri arasında pozitif ilişki vardı. EN için pürüzlülük ile renk değişim değerleri arasındaki ilişki anlamlı değildi.

5. Bu materyallerle daha fazla in-vitro ve klinik çalışma yapılması önerilmektedir.

## 7. KAYNAKLAR

1. Pop-Ciutrla IS, Ducea D, Eugenia Badea M, Moldovan M, Cîmpean SI, Ghinea R. Shade Correspondence, Color, and Translucency Differences between Human Dentine and a CAD/CAM Hybrid Ceramic System. *J Esthet Restor Dent.* 2016;28 Suppl 1:S46-55.
2. Bergmann CP, Stumpf A. Dental ceramics. *Biomaterials.* 2013;9-13.
3. Belli R, Wendler M, de Ligny D, Cicconi MR, Petschelt A, Peterlik H, et al. Chairside CAD/CAM materials. Part 1: Measurement of elastic constants and microstructural characterization. *Dental Materials.* 2017;33(1):84-98.
4. Kanat-Ertürk B. Color stability of CAD/CAM ceramics prepared with different surface finishing procedures. *Journal of Prosthodontics.* 2020;29(2):166-72.
5. Fasbinder DJ. Chairside CAD/CAM: an overview of restorative material options. *Compendium of continuing education in dentistry (Jamesburg, NJ: 1995).* 2012;33(1):50, 2-8.
6. Lawson NC, Burgess JO. Gloss and stain resistance of ceramic-polymer CAD/CAM restorative blocks. *Journal of Esthetic and Restorative Dentistry.* 2016;28:S40-S5.
7. Christensen GJ. Zirconia vs. Lithium disilicate. *Dental Economics.* 2014.
8. Reich S, Troeltzsch M, Denekas T, Wichmann M. Generation of functional Cerec 3D occlusal surfaces: a comparison of two production methods relevant in practice. *International journal of computerized dentistry.* 2004;7(3):229-38.
9. Facenda JC, Borba M, Corazza PH. A literature review on the new polymer-infiltrated ceramic-network material (PICN). *Journal of Esthetic and Restorative Dentistry.* 2018;30(4):281-6.
10. Coldea A, Swain MV, Thiel N. Mechanical properties of polymer-infiltrated-ceramic-network materials. *Dental Materials.* 2013;29(4):419-26.
11. He L-H, Swain M. A novel polymer infiltrated ceramic dental material. *Dental materials.* 2011;27(6):527-34.
12. Wendler M, Belli R, Petschelt A, Mevec D, Harrer W, Lube T, et al. Chairside CAD/CAM materials. Part 2: Flexural strength testing. *Dental Materials.* 2017;33(1):99-109.
13. Bergamo ET, Yamaguchi S, Coelho PG, Lopes AC, Lee C, Bonfante G, et al. Survival of implant-supported resin-matrix ceramic crowns: In silico and fatigue analyses. *Dental Materials.* 2021.
14. Lucsanszky IJ, Ruse ND. Fracture toughness, flexural strength, and flexural modulus of new CAD/CAM resin composite blocks. *Journal of Prosthodontics.* 2020;29(1):34-41.
15. Kawai K, Urano M, Ebisu S. Effect of surface roughness of porcelain on adhesion of bacteria and their synthesizing glucans. *The Journal of prosthetic dentistry.* 2000;83(6):664-7.

16. Yılmaz C, Korkmaz T, Demirköprülü H, Ergün G, Özkan Y. Color stability of glazed and polished dental porcelains. *Journal of prosthodontics*. 2008;17(1):20-4.
17. Maciel LC, Silva CFB, de Jesus RH, da Silva Concílio LR, Kano SC, Xible AA. Influence of polishing systems on roughness and color change of two dental ceramics. *The journal of advanced prosthodontics*. 2019;11(4):215.
18. Carrabba M, Vichi A, Vultaggio G, Pallari S, Paravina R, Ferrari M. Effect of finishing and polishing on the surface roughness and gloss of feldspathic ceramic for chairside CAD/CAM systems. *Operative dentistry*. 2017;42(2):175-84.
19. Aidsman IK. Glossary of prosthodontic terms. *Journal of Prosthetic Dentistry*. 1977;38(1):66-109.
20. Jones DW. Development of dental ceramics. An historical perspective. *Dental Clinics of North America*. 1985;29(4):621-44.
21. Anusavice KJ, Shen C, Rawls HR. *Phillips' science of dental materials*: Elsevier Health Sciences; 2012.
22. Maloney WJ, Maloney MP. Pierre Fauchard: the father of modern dentistry. *Journal of the Massachusetts Dental Society*. 2009;58(2):28-9.
23. Wildgoose DG, Johnson A, Winstanley RB. Glass/ceramic/refractory techniques, their development and introduction into dentistry: A historical literature review. *The Journal of prosthetic dentistry*. 2004;91(2):136-43.
24. Stephen F, Martin F, Junhei F. *Contemporary fixed prosthodontics*. St Louis, Mo: Mosby Elsevier. 2006.
25. McLean JW. Evolution of dental ceramics in the twentieth century. *Journal of Prosthetic Dentistry*. 2001;85(1):61-6.
26. McLean JW. *The Science and Art of Dental Ceramics-Volume I: The Nature of Dental Ceramics and their Clinical Use*: Quintessenz Verlag; 2019.
27. Wall J, Cipra D. Alternative crown systems. Is the metal-ceramic crown always the restoration of choice? *Dental Clinics of North America*. 1992;36(3):765-82.
28. Spencer P, Misra A. *Material-tissue Interfacial Phenomena: Contributions from Dental and Craniofacial Reconstructions*: Woodhead Publishing; 2016.
29. Williams HA. *The science and art of dental ceramics: The nature of dental ceramics and their clinical use*.(Vol. 1). John W. McLean, OBED SC., MDS (University of London) LDSRCS (England). Chicago, 1979, Quintessence Publishing Co., Inc., illustrated in color. Price \$42.00. Mosby; 1980.
30. Yavuzyılmaz H, Turhan B, Bavbek B, Kurt E. Full Porcelain Systems I. *GÜ Dişhek Fak Derg*. 2005;22:41.
31. Akın E. Diş hekimliğinde porselen. *Ü Dişhekimliği Fakültesi Yayın lan*. 1999;43(2).
32. Babu PJ, Alla RK, Alluri VR, Datla SR, Konakanchi A. Dental ceramics: Part I—An overview of composition, structure and properties. *Am J Mater Eng Technol*. 2015;3(1):13-8.

33. Kamposiora P, Papavasiliou G, Bayne SC, Felton DA. Stress concentration in all-ceramic posterior fixed partial dentures. *Quintessence International*. 1996;27(10).
34. MCLEAN JW. The reinforcement of dental porcelain with ceramic oxides. *Br Dent J*. 1965;119:251-67.
35. Scherrer SS, De Rijk WG, Belser UC. Fracture resistance of human enamel and three all-ceramic crown systems on extracted teeth. *International Journal of Prosthodontics*. 1996;9(6).
36. Zaimoğlu A, Can G, Ersoy E, Aksu L. Diş hekimliğinde maddeler bilgisi. AÜ Basımevi, Ankara. 1993;515.
37. Claus H. The Structural bases of dental porcelain. *Dental Labor*. 1980;28(10):1-8.
38. Coşkun A, Yaluğ S. Metal desteksiz porselen sistemleri. *Cumhuriyet Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi*. 2002;5:97-102.
39. Shillingburg HT, Hobo S, Whitsett LD, Jacobi R, Brackett S. *Fundamentals of fixed prosthodontics*: Quintessence Publishing Company; 1997.
40. Yavuzylmaz H. Metal destekli estetik (veneer-kaplama) kronlar. *Gazi Üniversitesi, Ankara*. 1996.
41. Barnfather K, Brunton P. Restoration of the upper dental arch using Lava™ all-ceramic crown and bridgework. *British dental journal*. 2007;202(12):731-5.
42. Manicone PF, Iommetti PR, Raffaelli L. An overview of zirconia ceramics: basic properties and clinical applications. *Journal of dentistry*. 2007;35(11):819-26.
43. Shah K, Bal A. Dental ceramics—past, present and future—literature review. *J Dental Med Sci*. 2016;15(3):32-9.
44. Walton TR. Making sense of complication reporting associated with fixed dental prostheses. *The International journal of prosthodontics*. 2014;27(2):114-8.
45. Raigrodski AJ, Chiche GJ, Potiket N, Hochstedler J, Mohamed SE, Billiot S, et al. The efficacy of posterior three-unit zirconium-oxide-based ceramic fixed partial dental prostheses: A prospective clinical pilot study. *The Journal of prosthetic dentistry*. 2006;96(4):237-44.
46. Helvey GA. Classifying dental ceramics: numerous materials and formulations available for indirect restorations. *Compendium of continuing education in dentistry (Jamesburg, NJ: 1995)*. 2014;35(1):38-43.
47. Guess PC, Schultheis S, Bonfante EA, Coelho PG, Ferencz JL, Silva NR. All-ceramic systems: laboratory and clinical performance. *Dental clinics*. 2011;55(2):333-52.
48. Charlton DG, Roberts HW, Tiba A. Measurement of select physical and mechanical properties of 3 machinable ceramic materials. *Quintessence international*. 2008;39(7).
49. Sakaguchi RL, Powers JM. *Craig's restorative dental materials-e-book*: Elsevier Health Sciences; 2012.



50. Gracis S, Thompson VP, Ferencz JL, Silva NR, Bonfante EA. A new classification system for all-ceramic and ceramic-like restorative materials. *International Journal of prosthodontics*. 2015;28(3).
51. Association AD. CDT: Code on dental procedures and nomenclature. Chicago: American Dental Association. 2015.
52. O'Brien WJ. *Dental materials and their selection*. 2002.
53. Christensen R, Galan A, Mosher T. Clinical status of eleven CAD/CAM materials after one to twelve years of service. *State of the art of CAD/CAM restorations*. 2006;20.
54. Giordano R. Materials for chairside CAD/CAM-produced restorations. *The Journal of the American Dental Association*. 2006;137:14S-21S.
55. Nakamura T, Dei N, Kojima T, Wakabayashi K. Marginal and internal fit of Cerec 3 CAD/CAM all-ceramic crowns. *International Journal of Prosthodontics*. 2003;16(3).
56. Li RWK, Chow TW, Matinlinna JP. Ceramic dental biomaterials and CAD/CAM technology: state of the art. *Journal of prosthodontic research*. 2014;58(4):208-16.
57. Liu P-R, Essig ME. Panorama of dental CAD/CAM restorative systems. *Compendium of continuing education in dentistry (Jamesburg, NJ: 1995)*. 2008;29(8):482, 4, 6-8 passim.
58. Dong J, Luthy H, Wohlwend A, Schärer P. Heat-pressed ceramics: technology and strength. *International Journal of Prosthodontics*. 1992;5(1).
59. Heintze SD, Rousson V. Fracture rates of IPS Empress all-ceramic crowns--a systematic review. *International Journal of Prosthodontics*. 2010;23(2).
60. Ohyama T, Yoshinari M, Oda Y. Effects of cyclic loading on the strength of all-ceramic materials. *International journal of prosthodontics*. 1999;12(1).
61. Sorensen JA, Engelman MJ, Torres TJ, Avera SP. Shear bond strength of composite resin to porcelain. *International Journal of Prosthodontics*. 1991;4(1).
62. Brochu J-F, El-Mowafy O. Longevity and clinical performance of IPS-Empress ceramic restorations-a literature review. *Journal-Canadian Dental Association*. 2002;68(4):233-8.
63. Albakry M, Guazzato M, Vincent Swain M. Biaxial flexural strength and microstructure changes of two recycled pressable glass ceramics. *Journal of Prosthodontics: Implant, Esthetic and Reconstructive Dentistry*. 2004;13(3):141-9.
64. Guazzato M, Albakry M, Ringer SP, Swain MV. Strength, fracture toughness and microstructure of a selection of all-ceramic materials. Part II. Zirconia-based dental ceramics. *Dental materials*. 2004;20(5):449-56.
65. Giordano R, McLaren EA. Ceramics overview: classification by microstructure and processing methods. *Compendium of continuing education in dentistry (Jamesburg, NJ: 1995)*. 2010;31(9):682-4, 6, 8 passim; quiz 98, 700.

66. Guess PC, Strub JR, Steinhart N, Wolkewitz M, Stappert CF. All-ceramic partial coverage restorations—Midterm results of a 5-year prospective clinical splitmouth study. *Journal of dentistry*. 2009;37(8):627-37.
67. Etman MK, Woolford M. Three-year clinical evaluation of two ceramic crown systems: a preliminary study. *The Journal of prosthetic dentistry*. 2010;103(2):80-90.
68. Wolfart S, Eschbach S, Scherrer S, Kern M. Clinical outcome of three-unit lithium-disilicate glass-ceramic fixed dental prostheses: up to 8 years results. *Dental materials*. 2009;25(9):e63-e71.
69. Poticny DJ, Klim J. CAD/CAM in-office technology: innovations after 25 years for predictable, esthetic outcomes. *The journal of the American dental association*. 2010;141:5S-9S.
70. Höland W, Schweiger M, Watzke R, Peschke A, Kappert H. Ceramics as biomaterials for dental restoration. *Expert review of medical devices*. 2008;5(6):729-45.
71. Fasbinder DJ, Dennison JB, Heys D, Neiva G. A clinical evaluation of chairside lithium disilicate CAD/CAM crowns. *The Journal of the American Dental Association*. 2010;141:10S-4S.
72. Fonzar RF, Carrabba M, Sedda M, Ferrari M, Goracci C, Vichi A. Flexural resistance of heat-pressed and CAD-CAM lithium disilicate with different translucencies. *Dental Materials*. 2017;33(1):63-70.
73. Fonzar RF. A Study Into Mechanical, Aesthetic and Adhesive Aspects of Lithia Silica-based Glass Ceramics 2016.
74. Vita Suprinity C, Restorative C. Vita Suprinity Brochure. 2016.
75. D'arcangelo C, Vanini L, Rondoni GD, De Angelis F. Wear properties of dental ceramics and porcelains compared with human enamel. *The Journal of prosthetic dentistry*. 2016;115(3):350-5.
76. Elsaka SE, Elnaghy AM. Mechanical properties of zirconia reinforced lithium silicate glass-ceramic. *Dental materials*. 2016;32(7):908-14.
77. Raigrodski AJ. Contemporary materials and technologies for all-ceramic fixed partial dentures: a review of the literature. *The Journal of prosthetic dentistry*. 2004;92(6):557-62.
78. Thamrongananskul N, Busabok C, Poolthong S, Uo M, Tagami J. Dental zirconia can be etched by hydrofluoric acid. *Dental materials journal*. 2014;33(1):79-85.
79. Scherrer SS, Quinn GD, Quinn JB. Fractographic failure analysis of a Procera® AllCeram crown using stereo and scanning electron microscopy. *Dental Materials*. 2008;24(8):1107-13.
80. Kim B, Zhang Y, Pines M, Thompson V. Fracture of porcelain-veneered structures in fatigue. *Journal of dental research*. 2007;86(2):142-6.
81. Piconi C, Maccauro G. Zirconia as a ceramic biomaterial. *Biomaterials*. 1999;20(1):1-25.

82. Tosun T. Kuron ve köprü protezlerinde zirkonyum. *Dentalife*. 2007;22:18-26.
83. Green DJ. Transformation toughening of ceramics: CRC press; 2018.
84. Garvie RC, Hannink R, Pascoe R. Ceramic steel? *Sintering Key Papers*: Springer; 1990. p. 253-7.
85. Denry I, Kelly J. Emerging ceramic-based materials for dentistry. *Journal of dental research*. 2014;93(12):1235-42.
86. Chevalier J, Gremillard L, Virkar AV, Clarke DR. The tetragonal-monoclinic transformation in zirconia: lessons learned and future trends. *Journal of the American Ceramic Society*. 2009;92(9):1901-20.
87. Conrad HJ, Seong W-J, Pesun IJ. Current ceramic materials and systems with clinical recommendations: a systematic review. *The Journal of prosthetic dentistry*. 2007;98(5):389-404.
88. Guazzato M, Albakry M, Quach L, Swain MV. Influence of grinding, sandblasting, polishing and heat treatment on the flexural strength of a glass-infiltrated alumina-reinforced dental ceramic. *Biomaterials*. 2004;25(11):2153-60.
89. Lee J-H. Fabricating a custom zirconia post-and-core without a post-and-core pattern or a scan post. *The Journal of prosthetic dentistry*. 2018;120(2):186-9.
90. Schünemann FH, Galárraga-Vinueza ME, Magini R, Fredel M, Silva F, Souza JC, et al. Zirconia surface modifications for implant dentistry. *Materials Science and Engineering: C*. 2019;98:1294-305.
91. Chevalier J, Grandjean S, Kuntz M, Pezzotti G. On the kinetics and impact of tetragonal to monoclinic transformation in an alumina/zirconia composite for arthroplasty applications. *Biomaterials*. 2009;30(29):5279-82.
92. Fasbinder DJ. Materials for chairside CAD/CAM restorations. *Compend Contin Educ Dent*. 2010;31(9):702-4.
93. Ruse N, Sadoun M. Resin-composite blocks for dental CAD/CAM applications. *Journal of dental research*. 2014;93(12):1232-4.
94. Young JM, Altschuler BR. Laser holography in dentistry. *The Journal of prosthetic dentistry*. 1977;38(2):216-25.
95. Mörmann W. The Origin of the Cerec Method: A Personal Review of the First 5 Years Die Entstehung der Cerec-Methode—die ersten 5 Jahre Ein persönlicher Rückblick. *International journal of computerized dentistry*. 2004;7:11-24.
96. Duret F, Blouin J-L, Duret B. CAD-CAM in dentistry. *The Journal of the American Dental Association*. 1988;117(6):715-20.
97. Hamouda IM. Current perspectives of nanoparticles in medical and dental biomaterials. *Journal of biomedical research*. 2012;26(3):143-51.
98. Mitra SB, Wu D, Holmes BN. An application of nanotechnology in advanced dental materials. *The Journal of the American Dental Association*. 2003;134(10):1382-90.

99. Gueth J-F, Zuch T, Zwinge S, Engels J, Stimmelmayer M, Edelhoff D. Optical properties of manually and CAD/CAM-fabricated polymers. *Dental materials journal*. 2013;32(6):865-71.
100. Horvath SD. Key Parameters of Hybrid Materials for CAD/CAM-Based Restorative Dentistry. *Compendium of continuing education in dentistry (Jamesburg, NJ: 1995)*. 2016;37(9):638-43.
101. Singh P, Kumar N, Singh R, Kiran K, Kumar S. Overview and recent advances in composite resin: A review. *Int J Sci Stud*. 2015;3(9):169-72.
102. Elmougy A, Schiemann AM, Wood D, Pollington S, Martin N. Characterisation of machinable structural polymers in restorative dentistry. *Dental materials*. 2018;34(10):1509-17.
103. Lauvahutanon S, Takahashi H, Shiozawa M, Iwasaki N, Asakawa Y, Oki M, et al. Mechanical properties of composite resin blocks for CAD/CAM. *Dental materials journal*. 2014;33(5):705-10.
104. Chen C, Trindade FZ, de Jager N, Kleverlaan CJ, Feilzer AJ. The fracture resistance of a CAD/CAM Resin Nano Ceramic (RNC) and a CAD ceramic at different thicknesses. *Dental Materials*. 2014;30(9):954-62.
105. Awada A, Nathanson D. Mechanical properties of resin-ceramic CAD/CAM restorative materials. *The Journal of prosthetic dentistry*. 2015;114(4):587-93.
106. Fasbinder DJ, Neiva GF, Heys D, Heys R. Clinical evaluation of chairside Computer Assisted Design/Computer Assisted Machining nano-ceramic restorations: Five-year status. *Journal of Esthetic and Restorative Dentistry*. 2020;32(2):193-203.
107. Della Bona A, Corazza PH, Zhang Y. Characterization of a polymer-infiltrated ceramic-network material. *Dental Materials*. 2014;30(5):564-9.
108. Nguyen J, Ruse D, Phan A, Sadoun M. High-temperature-pressure polymerized resin-infiltrated ceramic networks. *Journal of dental research*. 2014;93(1):62-7.
109. Pfeilschifter M, Preis V, Behr M, Rosentritt M. Edge strength of CAD/CAM materials. *Journal of dentistry*. 2018;74:95-100.
110. Machinist A. The CAD/CAM hall of fame. *American Machinist Website*. 1998.
111. Priest G. Virtual-designed and computer-milled implant abutments. *Journal of Oral and Maxillofacial Surgery*. 2005;63(9):22-32.
112. Hodd JA. CAD/CAM dentistry for today's on-the-go military. *US Army Medical Department journal*. 2011:26-38.
113. CEREC A. CAD/CAM for everyone [pamphlet]. Charlotte (NC): Sirona.
114. Henkel GL. A comparison of fixed prostheses generated from conventional vs digitally scanned dental impressions. *Compendium of continuing education in dentistry (Jamesburg, NJ: 1995)*. 2007;28(8):422-4, 6.
115. Christensen GJ. The state of fixed prosthodontic impressions. *The Journal of the American Dental Association*. 2005;136(3):343-6.

116. Birnbaum NS, Aaronson HB, Stevens C, Cohen B. 3D digital scanners: a high-tech approach to more accurate dental impressions. *Inside Dentistry*. 2009;5(4):70-4.
117. Davidowitz G, Kotick PG. The use of CAD/CAM in dentistry. *Dental Clinics*. 2011;55(3):559-70.
118. Strub JR, Rekow ED, Witkowski S. Computer-aided design and fabrication of dental restorations: current systems and future possibilities. *The Journal of the American Dental Association*. 2006;137(9):1289-96.
119. Alghazzawi TF. Advancements in CAD/CAM technology: Options for practical implementation. *Journal of prosthodontic research*. 2016;60(2):72-84.
120. Zimmermann M, Mehl A, Mörmann W, Reich S. Intraoral scanning systems-a current overview. *International journal of computerized dentistry*. 2015;18(2):101-29.
121. Ting-shu S, Jian S. Intraoral digital impression technique: a review. *Journal of Prosthodontics*. 2015;24(4):313-21.
122. Abdel-Azim T, Zandinejad A, Metz M, Morton D. Maxillary and mandibular rehabilitation in the esthetic zone using a digital impression technique and CAD/CAM-fabricated prostheses: a multidisciplinary clinical report. *Operative dentistry*. 2015;40(4):350-6.
123. Quaas S, Rudolph H, Luthardt RG. Direct mechanical data acquisition of dental impressions for the manufacturing of CAD/CAM restorations. *Journal of dentistry*. 2007;35(12):903-8.
124. Witkowski S. (CAD-)/CAM in dental technology. *Quintessence Dent Technol*. 2005;28:169-84.
125. Prudente MS, Davi LR, Nabbout KO, Prado CJ, Pereira LM, Zancopé K, et al. Influence of scanner, powder application, and adjustments on CAD-CAM crown misfit. *The Journal of prosthetic dentistry*. 2018;119(3):377-83.
126. Baroudi K, Ibraheem SN. Assessment of chair-side computer-aided design and computer-aided manufacturing restorations: a review of the literature. *Journal of international oral health: JIOH*. 2015;7(4):96.
127. Beuer F, Schweiger J, Edelhoff D. Digital dentistry: an overview of recent developments for CAD/CAM generated restorations. *British dental journal*. 2008;204(9):505-11.
128. Çelik G, Tuğrul S, Üşümez A. Bilgisayar destekli diş hekimliği ve güncel CAD/CAM sistemleri. *Cumhuriyet Dental Journal*. 2013;16(1):74-82.
129. Lebon N, Tapie L, Duret F, Attal J-P. Understanding dental CAD/CAM for restorations-dental milling machines from a mechanical engineering viewpoint. Part A: chairside milling machines. *International journal of computerized dentistry*. 2016;19(1):45-62.
130. Correia A, Sampaio Fernandes J, Cardoso J, Leal-Da-Silva C. CAD-CAM: informatics applied to fixed prosthodontics. *Rev Odontol UNESP*. 2006;35(2):183-89.
131. Hashmi S. *Comprehensive materials finishing*: Elsevier; 2016.

132. Santos PM, Júlio EN. A state-of-the-art review on roughness quantification methods for concrete surfaces. *Construction and Building Materials*. 2013;38:912-23.
133. Campbell SD. Evaluation of surface roughness and polishing techniques for new ceramic materials. *The Journal of prosthetic dentistry*. 1989;61(5):563-8.
134. Joniot S, Salomon JP, Dejou J, Grégoire G. Use of two surface analyzers to evaluate the surface roughness of four esthetic restorative materials after polishing. *Operative dentistry*. 2006;31(1):39-46.
135. Heintze S, Forjanic M, Rousson V. Surface roughness and gloss of dental materials as a function of force and polishing time in vitro. *Dental Materials*. 2006;22(2):146-65.
136. 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. *Journal of Materials Science: Materials in Medicine*. 2007;18(1):155-63.
137. Zhou W, Wang ZL. *Scanning microscopy for nanotechnology: techniques and applications: Springer science & business media; 2007.*
138. Gadegaard N. *Atomic force microscopy in biology: technology and techniques. Biotechnic & Histochemistry*. 2006;81(2-3):87-97.
139. Eakle WS, Hatrick CD. *Dental materials: clinical applications for dental assistants and dental hygienists: Elsevier Health Sciences; 2015.*
140. Gladwin MA, Bagby MD. *Clinical aspects of dental materials: theory, practice, and cases: Wolters Kluwer Health/Lippincott Williams & Wilkins Philadelphia, PA; 2009.*
141. Freedman GA. *Contemporary esthetic dentistry/[edited by] George Freedman. St. Louis, Mo.: Elsevier/Mosby; 2012.*
142. SHOFU BLOCK & DISK HC CAD/CAM CERAMIC-BASED RESTORATIVE. Shofu Dental Corporation.
143. Donovan TE, Eidson RS. *Instruments and Equipment for Tooth Preparation. Sturdevant's Art & Science of Operative Dentistry-E-Book*. 2014:164.
144. Jefferies SR. Abrasive finishing and polishing in restorative dentistry: a state-of-the-art review. *Dental Clinics of North America*. 2007;51(2):379-97.
145. Jung M. Surface roughness and cutting efficiency of composite finishing instruments. *Operative dentistry*. 1997;22(3):98-104.
146. Jung M, Wehlen O, Klimek J. Finishing and polishing of indirect composite and ceramic inlays in-vivo: occlusal surfaces. *Operative dentistry*. 2004;29(2):131-41.
147. Motro PFK, Kursoglu P, Kazazoglu E. Effects of different surface treatments on stainability of ceramics. *The Journal of prosthetic dentistry*. 2012;108(4):231-7.
148. Yilmaz K, Ozkan P. The methods for the generation of smoothness in dental ceramics. *Compend Contin Educ Dent*. 2010;31(1):30-2, 4, 6-8 passim; quiz 42, 4.

149. Albakry M, Guazzato M, Swain MV. Effect of sandblasting, grinding, polishing and glazing on the flexural strength of two pressable all-ceramic dental materials. *Journal of dentistry*. 2004;32(2):91-9.
150. Aksoy G, Polat H, Polat M, Coskun G. Effect of various treatment and glazing (coating) techniques on the roughness and wettability of ceramic dental restorative surfaces. *Colloids and surfaces B: Biointerfaces*. 2006;53(2):254-9.
151. Shillingburg H, Hobo S, Whitsett L, Jacobi R, Brackett S. *Fundamentals of Fixed Prosthodontics*. oklahoma. Quintessence publishing Co; 2012.
152. Fairhurst C, Lockwood P, Ringle R, Thompson W. The effect of glaze on porcelain strength. *Dental Materials*. 1992;8(3):203-7.
153. O'Brien WJ, Kay K-S, Boenke KM, Groh C. Sources of color variation on firing porcelain. *Dental Materials*. 1991;7(3):170-3.
154. Matsui K, Yoshida H, Ikuhara Y. isothermal sintering effects on phase separation and grain growth in yttria-stabilized tetragonal zirconia polycrystal. *Journal of the American Ceramic Society*. 2009;92(2):467-75.
155. Ebeid K, Wille S, Hamdy A, Salah T, El-Etreby A, Kern M. Effect of changes in sintering parameters on monolithic translucent zirconia. *Dental materials*. 2014;30(12):e419-e24.
156. Stawarczyk B, Emslander A, Roos M, Sener B, Noack F, Keul C. Zirconia ceramics, their contrast ratio and grain size depending on sintering parameters. *Dental materials journal*. 2014;33(5):591-8.
157. Ozdogan A, Ozdemir H. The effects of repetitive firing processes on the optical, thermal, and phase formation changes of zirconia. *The journal of advanced prosthodontics*. 2020;12(1):9.
158. Tholt B, Miranda-Júnior WG, Prioli R, Thompson J, Oda M. Surface roughness in ceramics with different finishing techniques using atomic force microscope and profilometer. *Operative dentistry*. 2006;31(4):442-9.
159. Firouz F, Vafae F, Khamverdi Z, Khazaei S, Gholiabad SG, Mohajeri M. Effect of Three Commonly Consumed Beverages on Surface Roughness of Polished and Glazed Zirconia-Reinforced Lithium Silicate Glass Ceramics. *Frontiers in dentistry*. 2019;16(4):296.
160. DHARAVATH HN. *Visual Communications Journal*.
161. Chu SJ, Devigus A, Mieleszko AJ. *Fundamentals of color: shade matching and communication in esthetic dentistry*: Quintessence Publishing Company Illinois; 2004.
162. Brewer JD, Wee A, Seghi R. Advances in color matching. *Dental Clinics of North America*. 2004;48(2):v, 341-58.
163. Salim S, Feroze Raheem D, Kumar GA, Ch T, Mustafa M, Dayalan N. *Mastering the Art of Esthetics Dentistry*. 2019.
164. Burkinshaw S. Colour in relation to dentistry. *Fundamentals of colour science*. *British dental journal*. 2004;196(1):33-41.

165. Chu SJ, Paravina RD, Sailer I, Mielezsko AJ. Color in dentistry: a clinical guide to predictable esthetics: Quintessence Publishing Hanover Park (IL); 2017.
166. Suh Y-R, Ahn J-S, Ju S-W, Kim K-M. Influences of filler content and size on the color adjustment potential of nonlayered resin composites. *Dental materials journal*. 2017;2016-083.
167. Weyhrauch M, Igiel C, Pabst A, Wentaschek S, Scheller H, Lehmann K. Interdevice agreement of eight equivalent dental color measurement devices. *Clinical oral investigations*. 2015;19(9):2309-18.
168. Paravina RD, Ontiveros JC, Powers JM. Accelerated aging effects on color and translucency of bleaching-shade composites. *Journal of Esthetic and Restorative Dentistry*. 2004;16(2):117-26.
169. Garber D, Adar P, Goldstein R, Salama H. The quest for the all-ceramic restoration. *Quintessence Dent Technol*. 2000;23:27-36.
170. Fondriest J. Shade matching in restorative dentistry: the science and strategies. *International Journal of Periodontics and Restorative Dentistry*. 2003;23(5):467-80.
171. Sakaguchi RL. Powers JM *Craig's Restorative Dental Materials*. Elsevier Health Sciences by Mosby. 2012;13:141-2.
172. Munsell AH, Cleland TM. A grammar of color: a basic treatise on the color system of Albert H. Munsell: Van Nostrand Reinhold Company; 1969.
173. O'Brien W. *Dental materials and their selection*. Hanover Park (IL): Quintessence Pub. Co. Inc; 2002.
174. Pérez MM, Pecho OE, Ghinea R, Pulgar R, Della Bona A. Recent advances in color and whiteness evaluations in dentistry. *Curr Dent*. 2019;1(1):23-9.
175. Luo MR, Cui G, Rigg B. The development of the CIE 2000 colour-difference formula: CIEDE2000. *Color Research & Application: Endorsed by Inter-Society Color Council, The Colour Group (Great Britain), Canadian Society for Color, Color Science Association of Japan, Dutch Society for the Study of Color, The Swedish Colour Centre Foundation, Colour Society of Australia, Centre Français de la Couleur*. 2001;26(5):340-50.
176. Sharma G, Wu W, Dalal EN. The CIEDE2000 color-difference formula: Implementation notes, supplementary test data, and mathematical observations. *Color Research & Application: Endorsed by Inter-Society Color Council, The Colour Group (Great Britain), Canadian Society for Color, Color Science Association of Japan, Dutch Society for the Study of Color, The Swedish Colour Centre Foundation, Colour Society of Australia, Centre Français de la Couleur*. 2005;30(1):21-30.
177. Van der Burgt T, Ten Bosch J, Borsboom P, Kortsmit W. A comparison of new and conventional methods for quantification of tooth color. *The Journal of prosthetic dentistry*. 1990;63(2):155-62.
178. Mahn E, Tortora SC, Olate B, Cacciuttolo F, Kernitsky J, Jorquera G. Comparison of visual analog shade matching, a digital visual method with a cross-polarized light filter, and a spectrophotometer for dental color matching. *The Journal of prosthetic dentistry*. 2021;125(3):511-6.



179. Samra APB, Moro MG, Mazur RF, Vieira S, De Souza EM, Freire A, et al. Performance of dental students in shade matching: impact of training. *Journal of Esthetic and Restorative Dentistry*. 2017;29(2):E24-E32.
180. Chu SJ, Trushkowsky RD, Paravina RD. Dental color matching instruments and systems. Review of clinical and research aspects. *Journal of dentistry*. 2010;38:e2-e16.
181. Paul S, Peter A, Pietrobon N, Hämmerle C. Visual and spectrophotometric shade analysis of human teeth. *Journal of dental research*. 2002;81(8):578-82.
182. Paravina RD, Swift Jr EJ. Color in dentistry: improving the odds of correct shade selection. *Journal of Esthetic and Restorative Dentistry*. 2009;21(3):202-8.
183. Lath D, Wildgoose D, Guan Y, Lilley T, Smith R, Brook A. A digital image analysis system for the assessment of tooth whiteness compared to visual shade matching. *The Journal of clinical dentistry*. 2007;18(1):17-20.
184. Wee AG, Lindsey DT, Kuo S, Johnston WM. Color accuracy of commercial digital cameras for use in dentistry. *Dental Materials*. 2006;22(6):553-9.
185. Ragain J. A review of color science in dentistry: shade matching in the contemporary dental practice. *J Dent Oral Disord Ther*. 2016;4(2):1-5.
186. Van Noort R. The future of dental devices is digital. *Dental materials*. 2012;28(1):3-12.
187. Albero A, Pascual A, Camps I, Grau-Benitez M. Comparative characterization of a novel cad-cam polymer-infiltrated-ceramic-network. *Journal of clinical and experimental dentistry*. 2015;7(4):e495.
188. Hehn S. The evolution of a chairside CAD/CAM system for dental restorations. *Compendium of continuing education in dentistry (Jamesburg, NJ: 1995)*. 2001;22(6 Suppl):4-6.
189. Schultheis S, Strub JR, Gerds TA, Guess PC. Monolithic and bi-layer CAD/CAM lithium–disilicate versus metal–ceramic fixed dental prostheses: Comparison of fracture loads and failure modes after fatigue. *Clinical Oral Investigations*. 2013;17(5):1407-13.
190. Mohammadibassir M, Rezvani MB, Golzari H, Moravej Salehi E, Fahimi MA, Kharazi Fard MJ. Effect of two polishing systems on surface roughness, topography, and flexural strength of a monolithic lithium disilicate ceramic. *Journal of Prosthodontics*. 2019;28(1):e172-e80.
191. Culp L, McLaren EA. Lithium disilicate: the restorative material of multiple options. *Compendium of continuing education in dentistry (Jamesburg, NJ: 1995)*. 2010;31(9):716-20, 22, 24.
192. Lawson NC, Bansal R, Burgess JO. Wear, strength, modulus and hardness of CAD/CAM restorative materials. *Dental Materials*. 2016;32(11):e275-e83.
193. Fasbinder DJ, Neiva GF. Surface evaluation of polishing techniques for new resilient CAD/CAM restorative materials. *Journal of Esthetic and Restorative Dentistry*. 2016;28(1):56-66.

194. Matzinger M, Hahnel S, Preis V, Rosentritt M. Polishing effects and wear performance of chairside CAD/CAM materials. *Clinical oral investigations*. 2019;23(2):725-37.
195. Korkmaz T. Color stability of glazed and polished dental porcelains. *Int Dent J*. 2000;50(6):333-4.
196. Paravina RD, Pérez MM, Ghinea R. Acceptability and perceptibility thresholds in dentistry: a comprehensive review of clinical and research applications. *Journal of Esthetic and Restorative Dentistry*. 2019;31(2):103-12.
197. Elhomiamy E, Aboushady Y, El Malakh B. Wear behaviour and surface roughness of polymer infiltrated ceramic material compared to pressable glass ceramic. *Alexandria Dental Journal*. 2015;40(1):65-70.
198. Tribst JP, Dal Piva AM, Werner A, Anami LC, Bottino MA, Kleverlaan CJ. Durability of staining and glazing on a hybrid ceramics after the three-body wear. *Journal of the mechanical behavior of biomedical materials*. 2020;109:103856.
199. Sagsoz O, Demirci T, Demirci G, Sagsoz NP, Yildiz M. The effects of different polishing techniques on the staining resistance of CAD/CAM resin-ceramics. *The journal of advanced prosthodontics*. 2016;8(6):417.
200. Kursoglu P, Motro PFK, Kazazoglu E. Correlation of surface texture with the stainability of ceramics. *The Journal of prosthetic dentistry*. 2014;112(2):306-13.
201. Sarikaya I, Hayran Y. Effects of Polishing on Color Stability and Surface Roughness of CAD-CAM Ceramics. *Meandros Medical and Dental Journal*. 2018;19(2):153.
202. Mohammadi-Bassir M, Babasafari M, Rezvani MB, Jamshidian M. Effect of coarse grinding, overglazing, and 2 polishing systems on the flexural strength, surface roughness, and phase transformation of yttrium-stabilized tetragonal zirconia. *The Journal of prosthetic dentistry*. 2017;118(5):658-65.
203. Flury S, Lussi A, Zimmerli B. Performance of different polishing techniques for direct CAD/CAM ceramic restorations. *Operative dentistry*. 2010;35(4):470-81.
204. de Andrade GS, Augusto MG, Simões BV, Pagani C, Saavedra G, Bresciani E. Impact of simulated toothbrushing on surface properties of chairside CAD-CAM materials: An in vitro study. *J Prosthet Dent*. 2021;125(3):469.e1-.e6.
205. 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. *Clinical oral implants research*. 1996;7(3):201-11.
206. Soares IA, Leite PKBdS, Farias OR, Lemos GA, Batista AUD, Montenegro RV. Polishing methods' influence on color stability and roughness of 2 provisional prosthodontic materials. *Journal of Prosthodontics*. 2019;28(5):564-71.
207. Kansu G, Ozak Ş, Ozkan P, Kansu P, Kurtulmus-Yilmaz S. Effect of bleaching agents and whitening dentifrices on the surface roughness of human teeth enamel. 2013.

208. Lawson NC, Janyavula S, Syklawer S, McLaren EA, Burgess JO. Wear of enamel opposing zirconia and lithium disilicate after adjustment, polishing and glazing. *Journal of dentistry*. 2014;42(12):1586-91.
209. Willems G, Lambrechts P, Braem M, Vuylsteke-Wauters M, Vanherle G. The surface roughness of enamel-to-enamel contact areas compared with the intrinsic roughness of dental resin composites. *Journal of dental research*. 1991;70(9):1299-305.
210. Vichi A, Fonzar RF, Goracci C, Carrabba M, Ferrari M. Effect of finishing and polishing on roughness and gloss of lithium disilicate and lithium silicate zirconia reinforced glass ceramic for CAD/CAM systems. *Operative dentistry*. 2018;43(1):90-100.
211. Sasahara RMC, Ribeiro FdC, Cesar PF, Yoshimura HN. Influence of the finishing technique on surface roughness of dental porcelains with different microstructures. *Operative dentistry*. 2006;31(5):577-83.
212. Hulterström AK, Bergman M. Polishing systems for dental ceramics. *Acta Odontologica Scandinavica*. 1993;51(4):229-34.
213. Kara D, Tekçe N, Fidan S, Demirci M, Tuncer S, Balcı S. The Effects of Various Polishing Procedures on Surface Topography of CAD/CAM Resin Restoratives. *Journal of Prosthodontics*. 2020.
214. Çağlar I, Ates SM, Duymus ZY. The effect of various polishing systems on surface roughness and phase transformation of monolithic zirconia. *The journal of advanced prosthodontics*. 2018;10(2):132.
215. Tango RN, Todorović A, Stamenković D, Karasan DN, Sailer I, Paravina RD. Effect of Staining and Aging on Translucency Parameter of CAD-CAM Materials. *Acta Stomatologica Croatica*. 2021;55(1):2-9.
216. Stamenković DD, Tango RN, Todorović A, Karasan D, Sailer I, Paravina RD. Staining and aging-dependent changes in color of CAD-CAM materials. *The Journal of prosthetic dentistry*. 2020.
217. Coldea A, Swain MV, Thiel N. In-vitro strength degradation of dental ceramics and novel PICN material by sharp indentation. *Journal of the mechanical behavior of biomedical materials*. 2013;26:34-42.
218. Özarıslan MM, Büyükkaplan UŞ, Barutçigil Ç, Arslan M, Türker N, Barutçigil K. Effects of different surface finishing procedures on the change in surface roughness and color of a polymer infiltrated ceramic network material. *The journal of advanced prosthodontics*. 2016;8(1):16.
219. 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 International*. 2012;43(8).
220. Paravina RD, Ghinea R, Herrera LJ, Bona AD, Igiel C, Linninger M, et al. Color difference thresholds in dentistry. *Journal of Esthetic and Restorative Dentistry*. 2015;27:S1-S9.

221. del Mar Perez M, Ghinea R, Herrera LJ, Ionescu AM, Pomares H, Pulgar R, et al. Dental ceramics: a CIEDE2000 acceptability thresholds for lightness, chroma and hue differences. *Journal of Dentistry*. 2011;39:e37-e44.
222. Lindsey DT, Wee AG. Perceptibility and acceptability of CIELAB color differences in computer-simulated teeth. *Journal of dentistry*. 2007;35(7):593-9.
223. Ishikawa-Nagai S, Yoshida A, Sakai M, Kristiansen J, Da Silva JD. Clinical evaluation of perceptibility of color differences between natural teeth and all-ceramic crowns. *Journal of Dentistry*. 2009;37:e57-e63.
224. Ghinea R, Pérez MM, Herrera LJ, Rivas MJ, Yebra A, Paravina RD. Color difference thresholds in dental ceramics. *Journal of dentistry*. 2010;38:e57-e64.
225. Sarıkaya I, Yerliyurt K, Hayran Y. Effect of surface finishing on the colour stability and translucency of dental ceramics. *BMC oral health*. 2018;18(1):1-8.
226. Labban N, Al Amri M, Alhijji S, Alnafaiy S, Alfouzan A, Iskandar M, et al. Influence of toothbrush abrasion and surface treatments on the color and translucency of resin infiltrated hybrid ceramics. *The Journal of Advanced Prosthodontics*. 2021;13(1):1.
227. Ren Y-F, Feng L, Serban D, Malmstrom HS. Effects of common beverage colorants on color stability of dental composite resins: the utility of a thermocycling stain challenge model in vitro. *Journal of dentistry*. 2012;40:e48-e56.
228. Um CM, Ruyter I. Staining of resin-based veneering materials with coffee and tea. *Quintessence international*. 1991;22(5).
229. Stawarczyk B, Sener B, Trottmann A, Roos M, Oezcan M, Hämmerle CH. Discoloration of manually fabricated resins and industrially fabricated CAD/CAM blocks versus glass-ceramic: effect of storage media, duration, and subsequent polishing. *Dental materials journal*. 2012;31(3):377-83.
230. Tekçe N, Tuncer S, Demirci M, Serim ME, Baydemir C. The effect of different drinks on the color stability of different restorative materials after one month. *Restorative dentistry & endodontics*. 2015;40(4):255.
231. 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. *Clinical oral investigations*. 2013;17(6):1481-7.
232. Ardu S, Braut V, Gutemberg D, Krejci I, Dietschi D, Feilzer AJ. A long-term laboratory test on staining susceptibility of esthetic composite resin materials. *Quintessence International*. 2010;41(8).
233. Acar O, Yilmaz B, Altintas SH, Chandrasekaran I, Johnston WM. Color stainability of CAD/CAM and nanocomposite resin materials. *The Journal of prosthetic dentistry*. 2016;115(1):71-5.
234. Gawriolek M, Sikorska E, Ferreira LF, Costa AI, Khmelinskii I, Krawczyk A, et al. Color and luminescence stability of selected dental materials in vitro. *Journal of Prosthodontics: Implant, Esthetic and Reconstructive Dentistry*. 2012;21(2):112-22.