



**T.C.**  
**TOKAT GAZİOSMANPAŞA ÜNİVERSİTESİ**  
**DİŞ HEKİMLİĞİ FAKÜLTESİ**

**TALK, ZİRKONYUM OKSİT VE TİTANYUM OKSİT İLAVESİNİN  
FELDSPATİK PORSELENİN FİZİKSEL ÖZELLİKLERİ ÜZERİNE  
ETKİSİ**

**Hazırlayan**

Arş. Gör. Mustafa KARAKAHRAMAN

Protetik Diş Tedavisi Ana Bilim Dalı

Uzmanlık Tezi

**Danışman**

Doç. Dr. Kaan YERLİYURT

**TOKAT- 2025**



**T.C.**  
**TOKAT GAZİOSMANPAŞA ÜNİVERSİTESİ**  
**DİŞ HEKİMLİĞİ FAKÜLTESİ**

**TALK, ZİRKONYUM OKSİT VE TİTANYUM OKSİT İLAVESİNİN  
FELDSPATİK PORSELENİN FİZİKSEL ÖZELLİKLERİ ÜZERİNE  
ETKİSİ**

**Hazırlayan**

Arş. Gör. Mustafa KARAKAHRAMAN

Protetik Diş Tedavisi Ana Bilim Dalı

Uzmanlık Tezi

**Danışman**

Doç. Dr. Kaan YERLİYURT

**TOKAT- 2025**

## TEZ KABUL

T.C.

TOKAT GAZİOSMANPAŞA ÜNİVERSİTESİ

DİŞ HEKİMLİĞİ FAKÜLTESİ DEKANLIĞI

PROTETİK DİŞ TEDAVİSİ ANABİLİM DALI BAŞKANLIĞINA

TALK, ZİRKONYUM OKSİT VE TİTANYUM OKSİT İLAVESİNİN FELDSPATİK  
PORSELENİN FİZİKSEL ÖZELLİKLERİ ÜZERİNE ETKİSİ

Tez Kabul Ediliş Tarihi: 08/01/2025

Jüri Üyeleri (Ünvanı, Adı Soyadı)

İmzası

Başkan: Prof. Dr. Işıl SARIKAYA

.....

Üye: Doç. Dr. Kaan YERLİYURT

.....

Üye: Dr. Öğr. Üyesi İlknur USTA KUTLU

.....

Bu tez, Tokat Gaziosmanpaşa Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Yönetim Kurulunun  
18/12/2024 tarih ve 47.07 sayılı oturumunda belirlenen jüri tarafından kabul edilmiştir.

Dekan : Prof. Dr. Hatice BALCI YÜCE

T.C.

TOKAT GAZİOSMANPAŞA ÜNİVERSİTESİ

DİŞ HEKİMLİĞİ FAKÜLTESİ DEKANLIĞI'NA

Bu belge ile, bu tezdeki bütün bilgilerin akademik kurallara ve etik ilkelere uygun olarak toplanıp sunulduğunu, bu kural ve ilkelerin gereği olarak, çalışmada bana ait olmayan tüm veri, düşünce ve sonuçlara atıf yaptığımı ve kaynağını gösterdiğimi beyan ederim.

(08/01/2025)

Tezi Hazırlayan Öğrenci

Mustafa KARAKAHRAMAN

İmza

## TEŞEKKÜR

Uzmanlık eğitimim boyunca ilk günden son güne kadar desteğini her zaman hissettiren, mesleki ve akademik gelişimim için bilgi ve deneyimlerini her zaman paylaşan, tecrübesiyle bana yol gösteren değerli hocam ve danışmanım sayın Doç. Dr. Kaan YERLİYURT' a

Uzmanlık eğitimim süresince tecrübeleri ve bilgi birikimiyle yardımcı olan, güler yüzüyle her zaman desteğini hissettiren değerli hocam Prof. Dr. Işıl SARIKAYA' ya,

Bu süreçte desteklerini esirgemeyen bölümümüzün değerli hocaları Dr. Öğr. Üyesi İlknur USTA KUTLU' ya, Dr. Öğr. Üyesi Meryem ŞAHİN' e ve istatistik sonuçlarıma yardım eden Öğr. Gör. Emre KUYUCU' ya

Tez yazma sürecinde tecrübeleriyle destek olan Doç. Dr. Yeliz HAYRAN' a ve Dr. Öğr. Üyesi Süha KUŞÇU' ya

Beraber çalışmaktan mutluluk duyduğum, yardımlarını hiçbir zaman esirgemeyen bölümümüzdeki ve hastanemizdeki kıymetli asistan arkadaşlarıma

Her daim omuz omuz çalıştığım, uzmanlık sürecinde de destekleriyle yalnız bırakmayan Uzm. Dt. Ahmet ÖZLÜ' ye ve Arş. Gör. Mehmet CANER' e

Yardımlarını hiçbir zaman eksik etmeyen Mehmet YILMAZ ve Ruhi BÜLBÜL'e

Bugünlere gelmemde büyük payı olan, her zaman arkamda olup beni destekleyen sevgili annem Serpil KARAKAHRAMAN' a ve değerli aileme teşekkür ederim.

Bu süreçte her zaman yanımda olan ve örnekleri hazırlamamda yardımlarını esirgemeyen sevgili eşim Esra KARAKAHRAMAN' a

Çalıştığım süre boyunca emekleri, güler yüzleri ve destekleriyle yardımcı olan tüm personelimize ve adını buraya yazamadığım üzerimde emeği olan herkese sonsuz teőekkürlerimi sunarım.

Mustafa KARAKAHRAMAN



Bu tez, Tokat Gaziosmanpaşa Üniversitesi Bilimsel Araştırma Projeleri Birimi tarafından 2024/12 proje numarası ile desteklenmiştir.



## ÖZET

### TALK, ZİRKONYUM OKSİT VE TİTANYUM OKSİT İLAVESİNİN FELDSPATİK PORSELENİN FİZİKSEL ÖZELLİKLERİ ÜZERİNE ETKİSİ

Dental porselenler ısıya dayanıklı olsalar da kırılabilirler. Kuvvet ve sıcaklıktaki ani değişiklikler kırılmalara neden olarak dayanımlarını ve esneme dirençlerini azaltır. Bu da özellikle arka dişlerde kullanımlarını sınırlandırmaktadır. Bu nedenle porselenlerin mekanik özelliklerinin artırılması klinik performanslarının yükseltilmesi için önemlidir.

Çalışmamızın amacı; Seramik endüstrisinde kullanılan talk, zirkonyum oksit ve titanyum oksidin farklı oranlarda ilavesiyle feldspatik porselenin fiziksel özellikleri üzerine etkisinin değerlendirilmesi ve mekanik direncinin artırılması amaçlanmaktadır.

Bu çalışmada, feldspatik porselen içerisine ağırlıkça %2 ve %5 oranlarında zirkonyum dioksit, titanyum dioksit ve talk (Kalaçlar, Ankara, Türkiye) ilave edilerek çatlak boyu, sertlik değeri, esneme direnci değeri ve renk değişimi araştırıldı. Test malzemesi olarak bir feldspatik porselen [Ceramco 3 (Dentsply Degudent GmbH, USA)] porselen tozu kullanıldı. Test yöntemleri için örnek sayısı 8 olacak şekilde 7 şer grup oluşturuldu. Porselen örneklerin renk değişimi ölçümleri spektrofotometre cihazı olan VITA Easyshade (Vita Zahnfabrik, Bad Sackingen, Almanya) ile gerçekleştirildi. Biaksiyel esneme direnci testi, üç top üzerindeki piston tekniği ile gerçekleştirildi. Örnekler Vickers mikro sertlik cihazı (High Wood , HWDM - 3 , Japonya) aracılığıyla 10 saniye boyunca 10 N kuvvet uygulanarak yüzeylerinde çentik oluşturuldu ve vickers sertlik değerleri bulundu. Testlerden sonra uygun olan feldspatik porselen örnekleri SEM (TESCAN Mira III, Brno, Çek Cumhuriyeti) cihazı ile incelendi. İstatistiksel analizler tek

yönlü varyans analizi (ANOVA testi), Tukey HSD ve Tamhane's  $T^2$  ile yapılmıştır.( $p<0.05$ )

Renk değişimi açısından bütün değerler klinik kabul edilebilirlik sınırının üstünde bulunmuştur. En düşük  $\Delta E_{00}$  değeri talk %2 de görülmüştür.

Esneme direnci değerlerinin hepsi kontrol grubuna göre artış göstermiştir ve istatistiksel anlamlı veriler bulunmuştur. Zirkonyum dioksit %2 ilaveli grup kontrol grubuna göre istatistiksel anlamlı bulundu. ( $p<0,05$ )

Sertlik değerlerinin tümünde kontrol grubuna göre artış görülmüştür. Bütün grupların artışı kontrol grubuna göre istatistiksel anlamlı bulunmuştur.( $p<0,05$ )

Çatlak boyları açısından kontrol grubuna göre talk %5 grubunda azalma diğer grupların hepsinde artış görüldü. İstatistiksel olarak anlamlı farklılıklar tespit edildi.

İlave edilen materyallerin hepsi de feldspatik porselenin esneme direnci ve sertlik bulgularını olumlu yönde etkiledi. Renk değişimi ve çatlak boyu açısından talk materyalinin ilave edildiği gruplarda daha olumlu sonuçlar görüldü. İstatistiksel olarak anlamlı farklılıklar bulundu. Çatlak boyunu azaltan tek grup talk %5 grubu olarak görüldü. Renk değişimi açısından klinik kabul edilebilirliğe en yakın  $\Delta E_{00}$  değeri talk %2 grubunda görüldü. SEM ve EDS analizleri incelendiğinde zirkonyum dioksit, titanyum dioksit ve talkın yapıya girdiği, yapıyı bozmadığı ve homojen olarak dağıldığı tespit edildi.

**Anahtar Kelimeler:** Zirkonyum, titanyum, talk, porselen, mekanik özellik, renk

## **ABSTRACT**

### **EFFECT OF TALC, ZIRCONIUM OXIDE, AND TITANIUM OXIDE ADDITIVES ON THE PHYSICAL PROPERTIES OF FELDSPATHIC PORCELAIN**

Dental porcelains, although resistant to heat, are brittle. Sudden changes in force and temperature can lead to fractures, reducing their strength and flexural resistance. This limitation is particularly significant for their use in posterior teeth. Therefore, enhancing the mechanical properties of porcelains is crucial for improving their clinical performance.

The aim of our study is to evaluate the effect of adding talc, zirconium oxide, and titanium oxide in different proportions on the physical properties of feldspathic porcelain used in the ceramic industry, and to enhance its mechanical strength.

In this study, zirconium dioxide, titanium dioxide, and talc (Kalaçlar, Ankara, Turkey) were added to feldspathic porcelain in weight proportions of 2% and 5%, and crack length, hardness value, flexural strength value, and color change were examined. A feldspathic porcelain [Ceramco 3 (Dentsply Degudent GmbH, USA)] dentin powder was used as the test material. Seven groups were formed, with eight samples in each group for the test methods. The color change measurements of the porcelain samples were performed using the VITA Easyshade spectrophotometer (Vita Zahnfabrik, Bad Sackingen, Germany). The biaxial flexural strength test was performed using the piston-on-three-balls method. The Vickers microhardness tester (High Wood, HWDM-3, Japan) was used to apply 10 N force for 10 seconds to create indentations on the surfaces, and the Vickers hardness values were found. After the tests, suitable feldspathic porcelain samples were examined using the SEM (TESCAN Mira III, Brno, Czech Republic).

Statistical analyses were performed using one-way analysis of variance (ANOVA test), Tukey HSD, and Tamhane's T2 ( $p < 0.05$ ).

In terms of color change, all values were found to be above the clinical acceptability limit. The lowest  $\Delta E_{00}$  value was observed in the 2% talc group. The flexural strength values increased in all groups compared to the control group, and statistically significant data were found. The 2% zirconium dioxide group was found to be statistically significant compared to the control group ( $p < 0.05$ ). An increase in hardness values was observed in all groups compared to the control group, and all group increases were statistically significant compared to the control group ( $p < 0.05$ ). In terms of crack lengths, a decrease was observed in the 5% talc group compared to the control group, while increases were seen in all other groups. Statistically significant differences were found.

All added materials positively affected the flexural strength and hardness findings of feldspathic porcelain. More favorable results were seen in the groups where talc was added in terms of color change and crack length. Statistically significant differences were found. The only group that reduced the crack length was the 5% talc group. The  $\Delta E_{00}$  value closest to clinical acceptability in terms of color change was seen in the 2% talc group. When SEM and EDS analyses were examined, it was found that zirconium dioxide, titanium dioxide, and talc were integrated into the structure, did not disrupt the structure, and were homogeneously distributed.

**Keywords:** Zirconium, titanium, talc, porcelain, mechanical properties, color

## İÇİNDEKİLER

|                                                                          |      |
|--------------------------------------------------------------------------|------|
| TEŞEKKÜR.....                                                            | iii  |
| ÖZET .....                                                               | vi   |
| ABSTRACT.....                                                            | viii |
| ŞEKİLLER VE RESİMLER LİSTESİ .....                                       | xvi  |
| TABLolar LİSTESİ.....                                                    | xx   |
| KISALTMALAR VE SİMGELER .....                                            | xxi  |
| FORMÜLLER .....                                                          | xxiv |
| 1. GİRİŞ .....                                                           | 1    |
| 2. GENEL BİLGİLER .....                                                  | 3    |
| 2.1 DENTAL SERAMİKLERİN TARİHÇESİ .....                                  | 3    |
| 2.2 DENTAL SERAMİKLERİN YAPISI .....                                     | 4    |
| 2.2.1 Feldspar.....                                                      | 5    |
| 2.2.2 Kuartz.....                                                        | 5    |
| 2.2.3 Kaolin.....                                                        | 6    |
| 2.3 DENTAL SERAMİKLERİN ÖZELLİKLERİ .....                                | 6    |
| 2.4 DENTAL SERAMİKLERİN SINIFLANDIRILMASI .....                          | 8    |
| 2.4.3 Endikasyonlarına Göre .....                                        | 8    |
| 2.4.2 Yapım Yöntemlerine Göre.....                                       | 8    |
| 2.4.2.1 Geleneksel Toz-Sıvı Karışımı İle Hazırlanan Restorasyonlar ..... | 8    |

|                                                                                               |    |
|-----------------------------------------------------------------------------------------------|----|
| 2.4.2.2 Döküm İle Hazırlanan Restorasyonlar.....                                              | 8  |
| 2.4.2.3 Slip-Cast Yöntemi İle Hazırlanan Restorasyonlar.....                                  | 8  |
| 2.4.2.4 İnfiltrasyon Seramikler.....                                                          | 8  |
| 2.4.2.5 CAD/CAM veya CAM Yöntemiyle Hazırlanan Restorasyonlar.....                            | 8  |
| 2.4.2.6 Sıcak İzostatik Presleme İle Hazırlanan Restorasyonlar (Anusavice ve ark., 2012)..... | 8  |
| 2.4.3 Fırınlama Isılarına Göre.....                                                           | 9  |
| 2.4.3.1 Yüksek ısı seramikleri ( 1300°) .....                                                 | 9  |
| 2.4.3.2 Orta ısı seramikleri (1101°-1300°) .....                                              | 9  |
| 2.4.3.3 Düşük ısı seramikleri (850°-1100°) .....                                              | 9  |
| 2.4.3.4 Ultra-Düşük ısı seramikleri ( 850°) .....                                             | 9  |
| 2.4.4 Fırınlama Yöntemlerine Göre.....                                                        | 9  |
| 2.4.4.1 Atmosfer Basıncında Fırınlanan Seramikler.....                                        | 9  |
| 2.4.4.2 Vakumla fırınlanan seramikler .....                                                   | 9  |
| 2.4.5 İçeriklerine Göre .....                                                                 | 9  |
| 2.4.5.1 Cam Matriks Seramikler .....                                                          | 10 |
| 2.4.5.1.1 Feldspatik Seramikler .....                                                         | 11 |
| 2.4.5.1.2 Sentetik İçerikli Seramikler.....                                                   | 11 |
| 2.4.5.1.3 Cam infiltrasyon Seramikler .....                                                   | 12 |
| 2.4.5.2 Polikristalin Seramikler .....                                                        | 12 |
| 2.4.5.2.1 Alumina .....                                                                       | 12 |
| 2.4.5.2.2 Stabilize Zirkonya .....                                                            | 13 |
| 2.4.5.2.3 Zirkonya ile Güçlendirilmiş Alumina.....                                            | 13 |

|                                                                                |    |
|--------------------------------------------------------------------------------|----|
| 2.4.5.2.4 Alumina ile Güçlendirilmiş Zirkonya.....                             | 14 |
| 2.4.5.3 Rezin Matriks Seramikler .....                                         | 14 |
| 2.4.5.3.1 Rezin Nanoseramik.....                                               | 14 |
| 2.4.5.3.2 Rezin Matriks İçine Cam Seramik Katılmış .....                       | 14 |
| 2.4.5.3.3 Rezin Matriks İçine Zirkonya Silika Seramik Katılmış .....           | 14 |
| 2.5 DENTAL SERAMİKLERİ KUVVETLENDİRME YÖNTEMLERİ.....                          | 14 |
| 2.5.1 Metal Bir Alt Yapı ile Güçlendirme .....                                 | 15 |
| 2.5.2 Termal Güçlendirme .....                                                 | 15 |
| 2.5.3 Kontrollü Kristalizasyon Yolu ile Güçlendirme.....                       | 16 |
| 2.5.4 Restorasyonun Optimum Tasarımı ile Gerilim Streslerinin Azaltılması..... | 16 |
| 2.5.5 İyon Değişimi .....                                                      | 16 |
| 2.5.6 Kristallerin Cam Faz İçinde Dağılması .....                              | 17 |
| 2.5.7 Dönüşüm Doygunluğu .....                                                 | 17 |
| 2.6 ZİRKONYUM DİOKSİT .....                                                    | 17 |
| 2.7 TİTANYUM DİOKSİT .....                                                     | 19 |
| 2.8 TALK .....                                                                 | 20 |
| 2.9 MATERYALLERİN MEKANİK ÖZELLİKLERİ .....                                    | 21 |
| 2.9.1 Gerilim (Stress).....                                                    | 21 |
| 2.9.1.1 Çekme Gerilimi (Tensile Stress) .....                                  | 22 |
| 2.9.1.2 Baskı Gerilimi (Compressive Stress) .....                              | 22 |
| 2.9.1.3 Makaslama Gerilimi (Shear Stress).....                                 | 22 |
| 2.9.1.4 Burulma Gerilimi (Torsion Stress).....                                 | 22 |

|            |                                                   |    |
|------------|---------------------------------------------------|----|
| 2.9.1.5    | Eğilme Gerilimi (Bending Stress) .....            | 22 |
| 2.9.2      | Gerilme (Strain) .....                            | 22 |
| 2.9.3      | Dayanıklılık (Strength) .....                     | 23 |
| 2.9.4      | Elastik Limit .....                               | 23 |
| 2.9.5      | Orantı Limiti (Proportional Limit).....           | 23 |
| 2.9.6      | Akma Noktası Dayanımı (Yield Strength) .....      | 23 |
| 2.9.7      | Elastiklik Modulusu .....                         | 24 |
| 2.9.8      | Poisson's Oranı .....                             | 24 |
| 2.9.9      | Kırılma Tokluğu (Fracture Toughness) .....        | 24 |
| 2.9.10     | Sertlik (Hardness) .....                          | 25 |
| 2.10       | DİŞ HEKİMLİĞİNDE RENK .....                       | 25 |
| 2.10.1     | Diş Hekimliğinde Kullanılan Renk Sistemleri ..... | 25 |
| 2.10.1.1   | Munsell Renk Sistemi .....                        | 25 |
| 2.10.1.1.1 | Hue (Ton).....                                    | 27 |
| 2.10.1.1.2 | Chroma (Doygunluk) .....                          | 27 |
| 2.10.1.1.3 | Value (Parlaklık).....                            | 28 |
| 2.10.1.2   | CIELAB Renk Sistemi.....                          | 29 |
| 2.10.1.3   | CIEDE2000 Renk Sistemi .....                      | 30 |
| 2.10.2     | Diş Hekimliğinde Renk Ölçüm Yöntemleri .....      | 32 |
| 2.10.2.1   | Konvansiyonel Ölçüm Metodu .....                  | 32 |
| 2.10.2.1.1 | Vita Klasik Skalası .....                         | 32 |
| 2.10.2.1.2 | Vita 3D-Master Skalası .....                      | 33 |

|                                                                       |    |
|-----------------------------------------------------------------------|----|
| 2.10.2.1.3 Chromascop (Ivoclar- Vivadent, Schaan, Liechtenstein)..... | 34 |
| 2.10.2.1.4 Spesifik veya Özel Renk Skalaları.....                     | 34 |
| 2.10.2.2 Enstrümental Ölçüm Metodu.....                               | 34 |
| 2.10.2.2.1 Kolorimetre .....                                          | 35 |
| 2.10.2.2.2 Spektrofotometre .....                                     | 35 |
| 2.10.2.2.3 Dijital Kameralar ve Görüntü Sistemleri .....              | 36 |
| 2.11 MEKANİK TESTLER .....                                            | 37 |
| 2.11.1 Eğme Testleri.....                                             | 37 |
| 2.11.1.1 Tek Eksenli Eğme Testleri.....                               | 39 |
| 2.11.1.2 İki Eksenli Eğme Testleri .....                              | 40 |
| 2.11.2 Mikrosertlik Testi .....                                       | 41 |
| 2.11.3 Kırılma Tokluğu Testleri .....                                 | 43 |
| 2.12 TARAMALI ELEKTRON MİKROSKOBU (SEM) VE EDS .....                  | 44 |
| 3. GEREÇ VE YÖNTEM.....                                               | 46 |
| 3.1 ÖRNEKLERİN HAZIRLANMASI.....                                      | 47 |
| 3.2 RENK DEĞİŞİM TESTİ .....                                          | 55 |
| 3.3 BİAKSİYEL ESNEME DİRENCİ .....                                    | 56 |
| 3.4 SERTLİK TESTİ .....                                               | 58 |
| 3.5 METALURJİK MİKROSKOP ANALİZİ.....                                 | 60 |
| 3.6 SEM VE EDS ANALİZİ .....                                          | 60 |
| 3.7 İSTATİSTİKSEL ANALİZ .....                                        | 61 |
| 4. BULGULAR.....                                                      | 62 |

|     |                                              |    |
|-----|----------------------------------------------|----|
| 4.1 | RENK DEĞİŞİM TESTİ BULGULARI .....           | 62 |
| 4.2 | BİAKSİYEL ESNEME DİRENCİ BULGULARI .....     | 63 |
| 4.3 | SERTLİK TESTİ BULGULARI .....                | 64 |
| 4.4 | ÇATLAK BOYU DEĞERLENDİRİLMESİ BULGULARI..... | 65 |
| 4.5 | METALURJİK MİKROSKOP GÖRÜNTÜLERİ.....        | 66 |
| 4.6 | SEM VE EDS İNCELEMELERİ.....                 | 68 |
| 5.  | TARTIŞMA .....                               | 78 |
| 6.  | SONUÇ .....                                  | 95 |
|     | KAYNAKÇA.....                                | 97 |

## ŞEKİLLER VE RESİMLER LİSTESİ

|                                                                                                                                                                |    |
|----------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------|----|
| <b>Şekil 2.1:</b> Munsell hue dairesi (Kuehni, 2002) .....                                                                                                     | 26 |
| <b>Şekil 2.2:</b> Munsell Renk Sistemi (Kuehni, 2002) .....                                                                                                    | 27 |
| <b>Şekil 2.3:</b> Kromatik skala, solda doygunluğu az olan renklerle başlar ve sağa doğru gidildikçe doygunluğu artan renklerle devam eder.(Klaff, 2010) ..... | 28 |
| <b>Şekil 2.4:</b> 0-10 arasında derecelendirilmiş value skalası (Klaff, 2010) .....                                                                            | 28 |
| <b>Şekil 2.5:</b> Value, Hue, Chroma'nın Munsell Sistem Düzenlemesi(Munsell., 2024) .....                                                                      | 29 |
| <b>Şekil 2.6:</b> L*a*b renk aralığının üç boyutlu görüntüsü (Minolta, 2007) .....                                                                             | 30 |
| <b>Şekil 2.7:</b> CIELAB kutupsal renk koordinatları(Chu ve ark., 2017) .....                                                                                  | 30 |
| <b>Şekil 2.8:</b> Vita Classic Renk Skalası (VITA, 2024a) .....                                                                                                | 33 |
| <b>Şekil 2.9:</b> Vita 3D-Master skalası (VITA, 2024b) .....                                                                                                   | 33 |
| <b>Şekil 2.10:</b> Chromascop (Ivoclar- Vivadent, Liechtenstein) (Chu ve ark., 2017) .....                                                                     | 34 |
| <b>Şekil 2.11:</b> Vita Easyshade Compact (Vita Zahnfabrik, Bad Sackingen, Almanya)(Chu ve ark., 2017) .....                                                   | 36 |
| <b>Şekil 2.12:</b> Eğme testi yöntemleri(Pittayachawan, 2009) .....                                                                                            | 38 |
| <b>Şekil 2.13:</b> Knoop ucunun şekli ve ucu oluşturan açılar .....                                                                                            | 42 |
| <b>Şekil 2.14:</b> Vickers ucunun şekli ve ucu oluşturan açılar .....                                                                                          | 43 |

|                                                                                         |    |
|-----------------------------------------------------------------------------------------|----|
| <b>Şekil 3.1:</b> Porselen Tozu .....                                                   | 47 |
| <b>Şekil 3.2:</b> Titanyum Dioksit Tozu .....                                           | 47 |
| <b>Şekil 3.3:</b> A) Talk Tozu B) Zirkonyum Dioksit Tozu C) Titanyum Dioksit Tozu ..... | 47 |
| <b>Şekil 3.4:</b> Hassas Terazî .....                                                   | 48 |
| <b>Şekil 3.5:</b> Toz Karışımları .....                                                 | 49 |
| <b>Şekil 3.6:</b> 3 Boyutlu Yazıcı Cihazı .....                                         | 50 |
| <b>Şekil 3.7:</b> 3 Boyutlu Yazıcıdan Üretilen Tasarım .....                            | 51 |
| <b>Şekil 3.8:</b> Üretilen Metal Kalıp .....                                            | 51 |
| <b>Şekil 3.9:</b> Porselen Fırını .....                                                 | 52 |
| <b>Şekil 3.10:</b> Örneklerin Kalınlık Ve Çaplarının Dijital Kumpas İle Ölçülmesi ..... | 53 |
| <b>Şekil 3.11:</b> Ultrasonik Banyo .....                                               | 54 |
| <b>Şekil 3.12:</b> Deneyler İçin Hazırlanmış Örnekler .....                             | 54 |
| <b>Şekil 3.13:</b> Spektrofotometre ile renk ölçümü .....                               | 56 |
| <b>Şekil 3.14:</b> Eğme Testi Cihazı .....                                              | 57 |
| <b>Şekil 3.15:</b> Örneklerin Konumlandırılması .....                                   | 58 |
| <b>Şekil 3.16:</b> Örnekler Parlatmada Kullanılan Cihaz .....                           | 59 |
| <b>Şekil 3.17:</b> Vickers Sertlik Cihazı .....                                         | 59 |
| <b>Şekil 3.18:</b> Metal Mikroskobu .....                                               | 60 |
| <b>Şekil 3.19:</b> Taramalı Elektron Mikroskobu (SEM) (CUTAM, 2024) .....               | 61 |

|                                                                                                       |    |
|-------------------------------------------------------------------------------------------------------|----|
| <b>Şekil 4.1:</b> Kontrol grubundaki porselen örneğin çatlak görüntüsü .....                          | 66 |
| <b>Şekil 4.2:</b> %5 Zirkonyum dioksit grubundaki porselen örneğin çatlak görüntüsü .....             | 67 |
| <b>Şekil 4.3:</b> %5 Titanyum dioksit grubundaki porselen örneğin çatlak görüntüsü .....              | 67 |
| <b>Şekil 4.4:</b> %5 Talk grubundaki porselen örneğin çatlak görüntüsü .....                          | 68 |
| <b>Şekil 4.5:</b> Kontrol grubu örneğin x1000 büyütmedeki SEM görüntüsü .....                         | 68 |
| <b>Şekil 4.6:</b> Kontrol grubu örneğinin EDS spektrumu ve içerdiği elementler .....                  | 69 |
| <b>Şekil 4.7:</b> Zirkonyum dioksit %2 grubu örneğinin x1000 büyütmedeki SEM<br>görüntüsü .....       | 69 |
| <b>Şekil 4.8:</b> Zirkonyum dioksit %2 grubu örneğinin EDS spektrumu ve içerdiği<br>elementler .....  | 70 |
| <b>Şekil 4.9:</b> Zirkonyum dioksit %5 grubu örneğinin x1000 büyütmedeki SEM<br>görüntüsü .....       | 71 |
| <b>Şekil 4.10:</b> Zirkonyum dioksit %5 grubu örneğinin EDS spektrumu ve içerdiği<br>elementler ..... | 71 |
| <b>Şekil 4.11:</b> Titanyum dioksit %2 grubu örneğinin x1000 büyütmedeki SEM<br>görüntüsü .....       | 72 |
| <b>Şekil 4.12:</b> Titanyum dioksit %2 grubu örneğinin EDS spektrumu ve içerdiği<br>elementler .....  | 72 |
| <b>Şekil 4.13:</b> Titanyum dioksit %5 grubu örneğinin x1000 büyütmedeki SEM                          |    |

görüntüsü ..... 73

**Şekil 4.14:** Titanyum dioksit %5 grubu örneğinin EDS spektrumu ve içerdiği

elementler ..... 73

**Şekil 4.15:** Talk %2 grubu örneğinin x1000 büyütmedeki SEM görüntüsü ..... 74

**Şekil 4.16:** Talk %2 grubu örneğinin EDS spektrumu ve içerdiği elementler ..... 75

**Şekil 4.17:** Talk %5 grubu örneğinin x1000 büyütmedeki SEM görüntüsü ..... 76

**Şekil 4.18:** Talk %5 grubu örneğinin EDS spektrumu ve içerdiği elementler ..... 76

## TABLÖLER LİSTESİ

|                                                                                        |    |
|----------------------------------------------------------------------------------------|----|
| <b>Tablo 3.1:</b> Çalışmada bulunan gruplar ve örnek sayıları .....                    | 49 |
| <b>Tablo 4.1:</b> Grupların $\Delta E_{00}$ değerlerine göre karşılaştırılması .....   | 62 |
| <b>Tablo 4.2:</b> Grupların biaksiyel esneme dirençlerine göre karşılaştırılması ..... | 63 |
| <b>Tablo 4.3:</b> Grupların Vickers sertlik değerine göre karşılaştırılması .....      | 64 |
| <b>Tablo 4.4:</b> Grupların çatlak boyu değerlerine göre karşılaştırılması .....       | 65 |



## KISALTMALAR VE SİMGELER

### Kısaltmalar

**3Y-TZP:** %3 mol Yttria ile Stabilize Tetragonal Zirkonya Polikristal

**Ark.:** Arkadaşları

**AgNP:** Gümüş nano partikül

**ADA:** Amerikan Diş Hekimleri Birliği

**ATZ:** alümina ile güçlendirilmiş zirkonya

**AT:** Kabul edilebilirlik eşiği

**Ac:** Sertlik etkisinin tahmini alanına

**CAD:** Computer Aided Design

**CAM:** Computer Aided Manufacturing

**CIE:** Commission Internationale de L'Eclairage

**dk:** Dakika

**EDS:** Enerji Dağılımlı X Işınları Spektrometresi

**HA:** Hidroksiapatit

**ISO:** Uluslararası Standartlar Organizasyonu

**M.Ö. :** Milattan Önce

**ort:** Aritmetik Ortalama

**PT:** Algılanabilirlik eşiği

**PSZ:** Partially Stabilized Zirconia

**sn:** Saniye

**SEM:** Taramalı Elektron Mikroskobu

**SS:** Standart sapma

**T-O-T:** Tetrahedral-Oktahedral-Tetrahedral

**USGS:** United States Geological Survey

**XRD:** X-Ray Diffraction

**Y-TZP:** Yttrium-Tetragonal Zirkonya Polikristalleri

**ZTA:** zirkonya ile güçlendirilmiş alümina

## Simgeler

**<:** Küçüktür

**=:** Eşittir

**>:** Büyüktür

**%:** Yüzde

**°C:** Santigrat Derece

**µm:** Mikrometre

**ΔE:** CIEL\*a\*b\* formülüne göre renkteki toplam değişiklik

**ΔE<sub>00</sub>:** CIEDE2000 formülüne göre renkteki toplam değişiklik

**Au:** Altın

**cm:** Santimetre

**g:** Gram

**g/mol:** Mol başına gram

**mm:** Milimetre

**MPa:** Megapaskal

**N:** Newton

**nm:** Nanometre

**n:** Örnek sayısı

**O:** Oksijen

**Pt:** Platin

**Pd:** Palladyum

**Pa :** Paskal

**p:** Anlamlılık

**Pmax:** Maksimum çentik kuvvetinin

**rpm:** Dakikadaki Devir Sayısı

**Si:** Silisyum

**VHN:** Vickers Sertlik Değeri

**Zr:** Zirkonyum

## FORMÜLLER

**AgO:** Gümüş oksit

**Al<sub>2</sub>O<sub>3</sub>:** Alüminyum oksit

**CaO:** Kalsiyum oksit

**CeO<sub>2</sub>:** Seryum oksit

**K<sub>2</sub>O:** Potasyum oksit

**KNO<sub>3</sub>:** Potasyum nitrat

**MgO:** Magnezyum oksit

**Na<sub>2</sub>O:** Sodyum oksit

**SiO<sub>2</sub>:** Silisyum dioksit

**SiO<sub>4</sub>:** Tetrahedron

**TiO<sub>2</sub>:** Titanyum dioksit

**Y<sub>2</sub>O<sub>3</sub>:** İtiryum oksit

**ZrSiO<sub>4</sub>:** Zirkonyum Silikat

**ZrO<sub>2</sub>:** Zirkonyum dioksit

## 1. GİRİŞ

Eksik diş ve diş dokularının, biyolojik uyumu olan, estetik ve çiğneme kuvvetlerine dirençli maddelerle restore edilmesi, diş hekimliğinde uzun zamandır süren bir arayış olmuştur. Neredeyse bir asırdır diş hekimleri en uygun restorasyon materyalinin araştırması içindedirler. Her ne kadar amalgam, kompozitler ve restoratif simanlar son dönemlerde başarıyla kullanılmakta olsa da, geniş kapsamlı restorasyonlar için uygun değildir. Günümüzde porselenler, restoratif diş hekimliğinde kayda değer bir yer edinmiştir. Doğal dişlere benzer mükemmel estetik sonuçlar sağlarlar. Ayrıca dental porselenler kimyasal olarak istikrarlıdır, uzun zamanlı renk istikrarına, iyi bir biyouyumluluğa, aşınma direnci ve rahat şekil verilebilir olması diş hekimliğinde kullanımını arttırmıştır.

Porselenler ısıya dayanıklı olsalar da kolay kırılabilirler. Bu nedenle dayanımları ve kırılma toklukları kısıtlıdır. Kuvvet ve sıcaklıktaki hızlı değişimler kırılmaların ortaya çıkmasına sebep olabilir. (Anusavice ve ark., 2012) Plastik deformasyonun azalması, kırılma direnci, düşük kırılma direnci ve darbe dayanıklılığının azalması gibi çeşitli dezavantajlar, özellikle arka dişlerde uygulamalarını sınırlamıştır. (Nikanjam ve ark., 2021; Sasikala & Chander, 2015) Bu sebeple porselenlerin mekanik özelliklerini güçlendirmek, klinik performanslarını iyileştirmek açısından oldukça önemlidir.

Diş hekimliğinde kullanılan seramikler, tamamen füzyona uğramamış, sinterizasyon işlemi ile ortaya çıkarılan cam türleridir. Sinterizasyon, fırında pişirilen seramik içindeki taneciklerin eriyerek bütünleşmesi sürecidir. (Yavuzylmaz, 1996) Ancak, fırında pişirilmiş dental seramiklerin oda sıcaklığına kadar soğutulması sürecinde, materyalde oluşan hacimsel büzülme nedeniyle seramik yüzeyinde mikro çatlaklar

meydana gelir. Bu mikro çatlakların miktarı, derinliği, genişliği ve doğrultusu, malzemenin fiziksel özelliklerini etkiler.(Anusavice & Hojjatie, 1991)

Feldspatik porselenin mekanik özelliklerini iyileştirmenin yolu, diğer malzemelerin katılmasıyla gerçekleştirilir.(Nazari ve ark., 2010) Porselenin fiziksel özellikleri, nano partiküller ilave edildiğinde değişmekte ve malzemelerin dayanıklılık, elastikiyet ve yoğunluk gibi mekanik özellikleri de etkilenmekte ve malzemelerin yeterlilik düzeyi iyileştirilmektedir.(Sasikala & Chander, 2015) Karthikeyan ve ark. Feldspatik porselenlere AgNP eklenmesinin bu malzemelerin dayanıklılığını arttırdığını göstermiştir.(Karthikeyan ve ark., 2019) Gümüş oksit (AgO) gibi çeşitli maddeler, zirkonya ( $ZrO_2$ ), alümina ( $Al_2O_3$ ), hidroksiapatit (HA), titanyum dioksit ( $TiO_2$ ) ve platin (Pt) Feldspatik porselenin özelliklerini geliştirmek için farklı oranlarda denenmiştir.(de la Fuente ve ark., 2014; Esparza-Vázquez ve ark., 2014; Hashem ve ark., 2015; Ramos ve ark., 2014; Uno ve ark., 2012)

Çalışmamızın amacı talk, zirkonyum oksit ve titanyum oksitin her birinin ağırlıkça yüzde 2 ve 5 oranlarında feldspatik porselenin tozuna eklenerek Vickers sertlik değeri, biaksiyal eğme değeri ve renk değişimi üzerine etkileri kontrol gruplarıyla kıyaslanarak feldspatik porselenin mekanik özellikleri üzerine etkisi değerlendirilecektir.

Bu çalışmada: (1) ‘İlave edilen materyallerin dental porselenin renk değişimi üzerine etkisi yoktur.’ (2)‘İlave edilen materyallerin dental porselenin esneme direnci üzerine etkisi yoktur.’ (3) ‘İlave edilen materyallerin dental porselenin sertliği üzerine etkisi yoktur.’ ve (4) ‘İlave edilen materyallerin dental porselenin çatlak boyu üzerine etkisi yoktur.’ şeklindeki sıfır hipotezleri test edilmiştir.

## 2. GENEL BİLGİLER

### 2.1 DENTAL SERAMİKLERİN TARİHÇESİ

Seramik, insanlığın yapay olacak şekilde oluşturduğu ilk materyaldir. (Porselen, 1983) ve Yunanca topraktan yapılmış olarak bilinen ‘keramikos’ kelimesinden ortaya çıkmıştır.(Jones, 1985) İlk kullanımı taş devrine ulaşan seramik,(Anusavice, 2003) daha sonra Mezopotamya medeniyetinde ve Asurlar döneminde yapı malzemesi olarak kullanıldılar. M.Ö. 50 yıllarında Çinliler tarafından iyileştirilmiş ve kiremit, tuğla, fayans yapımında ve Çin porseleni adıyla sanat eserlerinde kullanılmıştır. 18.yüzyılda Portekizli denizciler tarafından Avrupa’ya getirilmiştir.(Anusavice, 2003; Jones, 1985)

Seramik, geniş anlamda kullanılırken, porselen terimi bu tanım içinde daha özgül alt grupları ifade eder.(Van Dijken, 1999) Pierre Fauchard, 1728’de yayımladığı bir kitapta, porselenin diş hekimliği pratiğinde kullanılabileceğini belirtmiştir ve porselenin mine ve diş eti rengini taklit edebileceğinin mümkün olduğunu söylemiştir.(Maloney & Maloney, 2009)

1774 yılında Fransız eczacı Alexis Duchateau ve asistanı diş hekimi Nicholas Dubois de Chemant, porseleni diş hekimliği alanında ilk kez kullanmışlardır.(Anusavice, 1993) 1808 yılında İtalyan diş hekimi Giusseppangelo Fonzi, platin pinler veya çerçeve ile sabitlenen ilk kişisel porselen dişleri üretmiştir. (Kelly ve ark., 1996) Bu dişlerin opaklık ve kırılganlık gibi zayıf yönleri olduğu gözlemlenmiştir.(Porselen, 1983)

Porselenin sabit protezlerde kullanımının öncüsü olarak kabul edilen Dr. Charles Land, 1886 yılında platin yaprağa feldspatik porselen işleyerek bu alanda önemli bir adım atmıştır. Land, 1889 yılında inley ve kuronları iyileştirdikten sonra jaket kuron patentini

almıştır..(SF, 1988) Estetik açıdan bu porselen çok başarılı olsa da, bükülme dayanıklılığı düşük olması sebebiyle büyük ölçüde başarısızlık yaşamıştır.

1965 yılında İngiltere'de, McLean ve Hughes, %40-50 oranında  $Al_2O_3$  içeren camsı matrikse sahip bir alüminöz kor seramik formülü geliştirmiştir. Dayanıklılığın artması, bu sistemin avantajları arasında yer almasına rağmen, bazı dezavantajları da bulunmaktaydı. Opak şekilde görünümü olan alüminöz kor seramiğin estetik restorasyonu için feldspatik üst yapı seramiği ile örtülmesi gerekmekteydi ancak fırınlanma esnasında seramikte oluşan fazla büzülme oranı (%15-20) ve platin folyo kullanımı, kenar uyumunu sağlamakta güçlükler oluşturmıştır.(Anusavice ve ark., 2012)

Seramiklerin bugünkü gelişim sürecinde, yapı ve pişirme yöntemleri ile ilgili önemli adımlar atılarak, estetik, biyolojik uyum ve yüksek mekanik dayanıklılık gibi özellikleri bir arada barındıran malzemelerin üretimi hedeflenmiştir. Tam seramik restorasyonların ilerlemesiyle birlikte, yapıyı güçlendirmek amacıyla eklenen malzemeler arasında zirkonya da bulunmaktadır. Zirkonya içeriğinin iyileşmesiyle birlikte, biyolojik uyumlulukları ve üstün mekanik özellikleri sayesinde zamanla diğer alt yapı seramik materyallerine kıyasla daha çok tercih edilen bir hale gelmiştir.(Kosmač ve ark., 2000)

Tam seramik sistemlerin ilerlemesi için yapılan çalışmalar günümüzde de hızla ilerlemektedir.

## **2.2 DENTAL SERAMİKLERİN YAPISI**

Seramik, Protez Terimleri Sözlüğü' ne göre, metal olmayan bir elementle birden fazla metalin birleşiminden oluşur.(Mosby, 2005:22.)

Diş hekimliğinde kullanılan porselen, silisyum tetrahedron ( $\text{SiO}_4$ ) yapısında bulunan dört oksijen (O) atomuyla merkezde yer alan bir silisyum ( $\text{Si}^{4+}$ ) ile oluşturulmuştur. Feldspar, kuvars ve kaolin gibi 3 temel bileşenden meydana gelir. (YAVUZYILMAZ, 1996) Bu üç ana materyalin yanı sıra, porselen bileşimine akışkanlık sağlayıcılar, cam modifiye ediciler, ara oksitler, çeşitli renk pigmentleri, opaklaştırıcılar ve parlaklık özelliğini artırıcı ajanlar da eklenmiştir.(Yılmaz)

### 2.2.1 Feldspar

Feldspar, silikon dioksit ( $\text{SiO}_2$ ) temelli ana bileşeni olan seramiklerin temel yapısını oluşturur. Seramiklerde en az %60 oranında bulunur ve belirli bir şeffaflık sağlar, ayrıca camsı fazı oluşturur. Fırınlama sırasında 1100-1300°C arasında erir ve kuartz ile kaolin matrisi olarak seramiğe katkı sağlar.(Yavuzylmaz ve ark., 2005)

Feldspar'ın yapısında ayrıca farklı oranlarda soda ( $\text{Na}_2\text{O}$ ) ve potas ( $\text{K}_2\text{O}$ ) bulunur. Soda, ergime sıcaklığını azaltırken potas, ergimiş malzemenin viskozitesini yükselterek fırınlama aşamasında akmayı azaltır, kenarların yuvarlaklaşmasına sağlar, diş şekli ve yüzey detaylarının korunmasına yardımcı olur ve restorasyona doğal bir görünüm kazandırır.(Anusavice, 2003) Diş hekimliğinde, potas içeriği fazla olan feldspar sıklıkla kullanılmaktadır.(O'Brien, 2002a)

### 2.2.2 Kuartz

Kuartz (Silika- $\text{SiO}_2$ ), matriks içerisinde doldurucu işlevi görür ve bileşimin %10-30'unu kaplar. Fırınlama sırasında oluşan büzölmeleri engeller, yüksek sıcaklıkta kitleyi stabilize eder, daha kararlı halde tutar ve diş formunun bozulmasını önler. Bu sayede dental porselenin dayanıklılığını artırır.(O'Brien, 2002a)

### 2.2.3 Kaolin

Alüminyum hidrat silikat ( $\text{Al}_2\text{O}_3 \cdot \text{SiO}_2 \cdot 2\text{H}_2\text{O}$ ) yapısındaki kaolin, Çin kili olarak da bilinir. Opaklığı nedeniyle az miktarda kullanılır. Yüksek ısıya dayanıklıdır ve adeziv özelliği sayesinde suyla karıştırılması durumunda yapışkan bir hale gelerek seramik hamurunun modelajını kolaylaştırır. %1-5 oranında ilave edilir.(Coşkun & Yaluğ, 2002; Porselen, 1983; Zaimoğlu ve ark., 1993)

Dental seramiğe, bu üç ana maddenin yanı sıra, belirli özellikler vermek amacıyla akışkanlar veya cam modifiye ediciler, oksitler, farklı renk pigmentleri, opaklaştırıcılar veya floresans özellik artırıcı ajanlar da dahil edilebilir.(Coşkun & Yaluğ, 2002; Zaimoğlu ve ark., 1993)

## 2.3 DENTAL SERAMİKLERİN ÖZELLİKLERİ

Porselen, cam yapısı sebebiyle vitrifikasyondan sonra büyük ölçüde kırılğan hale gelir ve genel olarak sert, rijit ve kırılğan bir yapıya sahiptir. Cam temelli porselenler, içlerinde bulunan çatlaklar, porozite ve düzensizlikler nedeniyle düz doğrultudan saparak çatlaklara sebep olabilir. Bu çatlaklar, gerilim yoğunlaşması sonucu oluşur. Metallerde bu oluşan gerilim plastik deformasyonu aracılığıyla azaltılabilse de, porselenlerin yüksek kırılğanlığı gerilim boşalmasını engeller. Gerilme stresi uygulandığında, küçük yarıklar oluşur ve çatlak ilerler (çatlak yayılma teorisi). Çatlağın derinliğiyle doğru orantılı olarak artan gerilim yoğunluğu, kırılğan bir yapı oluşturur. Bu durum, dental porselenlerin kullanımı açısından önemli bir dezavantaj teşkil eder.(Craig, 2002; Van Noort & Barbour, 2023; Yılmaz; Zaimoğlu ve ark., 1993)

Dental seramiklerin düşük ısı iletkenliği, yapılarında serbest elektronların bulunmaması ile ilişkilidir. Bu özellik pulpanın korunmasında önemli rol oynar. Ancak,

düşük ısı iletkenliği, iç ve dış kısımlar arasında termal boyutsal değişim farkına neden olarak porselende iç gerilimler ve çatlaklar oluşturur, bu da kırılganlığa sebep olur.(RW, 1973) Dental seramiğin termal genleşme katsayısı, mine ve dentininkine benzer.(RW, 1973) Termal şok direnci arttırılmak isteniyorsa, seramik malzemenin termal genleşme katsayısı en düşük seviyede olmalıdır.(Kadıoğlu, 2009)

Diş hekimliğinde yaygın olarak kullanılan dental seramikler, biyouyumluluğu yüksek olan malzemelerdir. Seramiklerin asit-baz etkileşimi olmaması ve korozyona karşı dirençli olmaları, bu materyallerin önemli biyolojik özelliklerinden biridir. Seramik ile yapılan restorasyonların yüzeyleri parlak, kaygan ve düzgün hale getirilerek plak birikiminin önemli ölçüde önlenmesi mümkün olabilmektedir. Dental seramiklerde oluşabilecek plak, basit temizlik işlemleri ile etkili bir şekilde giderilebilir.(Bollenl ve ark., 1997; Quirynen & Bollen, 1995)

Dental seramikler kimyasal maddelere karşıda oldukça zor çözünürler ve çözünmeleri için çok etkili ve güçlü asitler gerekmektedir.(Rosensteil ve ark., 2006)

Estetik özellikler, doğal dişlerin form ve görsel niteliklerini en iyi şekilde taklit eden unsurları ifade eder. Protetik diş tedavisinde tercih edilen restoratif materyaller arasında, estetik açıdan en ideal seçenek dental seramiklerdir. Seramik restorasyonların estetiğini belirleyen faktörler arasında renk, diş yüzeyinin dokusu, parlaklık ve anatomik şekil bulunmaktadır.(Cal ve ark., 2004; Craig ve ark., 2004; O'Brien, 2002a)

Dental seramikler vitrifikasyondan sonra büyük ölçüde kırılmandır. Sıkıştırılmaya karşı direnci yüksek olduğu için, basma kuvvetlerine karşı direnci de yüksektir. Ancak, seramik yapıların makaslama ve çekme kuvvetlerine karşı dirençleri zayıftır. Seramik

yapılarda küçük çatlaklar, porözite ve düzensizlikler görülebilir. Bu yapısal kusurlar, düz hattan saparak çatlak ve yarıklara neden olabilir.(O'Brien, 2002a; Zaimoğlu ve ark., 1993)

## **2.4 DENTAL SERAMİKLERİN SINIFLANDIRILMASI**

Dental seramiklerin günümüze kadar pek çok çeşitte sınıflandırması yapılmıştır. Genel olarak kullanılan sınıflandırma yöntemi endikasyonlarına göre, yapım yöntemlerine göre, fırınlama ısılarına göre, fırınlama yöntemlerine göre, içeriklerine göre dir.(Anusavice ve ark., 2012)

### **2.4.3 Endikasyonlarına Göre**

Dental seramikler ağız içerisinde kullanıldıkları yere göre sınıflandırılabilir. Ön bölgede kullanılan seramikler ve arka bölgede kullanılan seramikler.(Anusavice ve ark., 2012)

### **2.4.2 Yapım Yöntemlerine Göre**

Dental seramikler, üretim yöntemlerine göre sınıflandırılabilir.

#### ***2.4.2.1 Geleneksel Toz-Sıvı Karışımı İle Hazırlanan Restorasyonlar***

#### ***2.4.2.2 Döküm İle Hazırlanan Restorasyonlar***

#### ***2.4.2.3 Slip-Cast Yöntemi İle Hazırlanan Restorasyonlar***

#### ***2.4.2.4 İnfiltrasyon Seramikler***

#### ***2.4.2.5 CAD/CAM veya CAM Yöntemiyle Hazırlanan Restorasyonlar***

#### ***2.4.2.6 Sıcak İzostatik Presleme İle Hazırlanan Restorasyonlar (Anusavice ve ark., 2012)***

### 2.4.3 Fırınlama Isılarına Göre

#### 2.4.3.1 Yüksek ısı seramikleri ( 1300°)

Total protez ve parsiyelde kullanılan yapay dişlerin üretiminde uygulanmaktadır.

#### 2.4.3.2 Orta ısı seramikleri (1101°-1300°)

Tam seramik köprü, jaket kronlarda ve inleylerde uygulanmaktadır. Tam protez ve parsiyel protezlerde kullanılan yapay dişlerin üretiminde uygulanabilir.

#### 2.4.3.3 Düşük ısı seramikleri (850°-1100°)

Metal destekli kronlar ve köprülerde, jaket kronlarda ve glaze tozu üretiminde uygulanmaktadır. Az miktarda kaolin ve yüksek miktarda ise eritici bulunmaktadır.

#### 2.4.3.4 Ultra-Düşük ısı seramikleri ( 850°)

Titanyum ve çeşitli alaşımları ile uygulanmaktadır. Metal destekli kron ve köprü yapımında da uygulanabilir.(Anusavice ve ark., 2012; Babu ve ark., 2015; Shillingburg ve ark., 2012)

### 2.4.4 Fırınlama Yöntemlerine Göre

#### 2.4.4.1 Atmosfer Basıncında Fırınlanan Seramikler

#### 2.4.4.2 Vakumla fırınlanan seramikler

### 2.4.5 İçeriklerine Göre

#### 1. Cam Matriks Seramikler

##### a. Feldspatik

##### b. Sentetik

- Lössit İçerikli

- Lityum Disilikat ve Türevleri
- Fluorapatit İçerikli

c. Cam İnfiltrre

- Alumina
- Alumina ve Magnezyum
- Alumina ve Zirkonya

2. Polikristal Seramikler

- a. Alumina
- b. Stabilize Zirkonya
- c. Zirkonya ile Güçlendirilmiş Alumina
- d. Alumina ile Güçlendirilmiş Zirkonya

3. Rezin Matriks Seramikler

- a. Rezin Nanoseramik
- b. Rezin Matriks İçine Cam Seramik Katılmış
- c. Rezin Matriks İçine Zirkonya Silika Seramik Katılmış

**2.4.5.1 Cam Matriks Seramikler**

Cam fazı içeren ametalik ve inorganik materyaller olan cam matriks seramikler, mine ve dentinin optik özelliklerini çok iyi yansıtırlar ve üç ana gruba ayrılırlar.(Gracis ve ark., 2015)

#### 2.4.5.1.1 Feldspatik Seramikler

Feldspat, kuvars ve kaolin olmak üzere üç ana yapısal bileşenden oluşan geleneksel feldspatik seramiklerde, potasyum feldspat lösit kristallerini oluşturur. Bu, restorasyonun dayanıklılığını artırır ve termal genleşme katsayısını metal altyapıdan daha düşük seviyeye indirir, böylece metal altyapılar feldspatik seramiklerle kaplanabilir.(Jm, 2006)

Feldspatik seramikler, çeşitli üretim yöntemleri ile üretilebilmektedir. Platin folyo ve ısıya dayanıklı day teknikleri ya da frezeleme sistemleri bu yöntemler arasında yer almaktadır.(Mehl & Hickel, 1999; Rosenblum & Schulman, 1997) Fırınlama sırasında feldspatik seramikler, hacimsel olarak %30-38 ve doğrusal olarak %11-15 oranında büzülme gösterirler. Bu seramiklerin metal alt yapıyla desteklenmesi, restorasyonun bitim sınırındaki boyutsal değişimi kontrol edebilir.(McLean, 2001)

Geleneksel feldspatik seramikler, yüksek translüsens ve estetik özellikleriyle öne çıkar. Bununla birlikte, düşük esneme dayanıklılığı ve kırılma yapıları nedeniyle, tutuculuğunu ve kırılma dayanıklılığını artırmak ve kullanım süresini uzatmak için adeziv simantasyon tekniği tavsiye edilmektedir.(Bindl & Mörmann, 2004) Feldspatik seramik bloklar, vakum altında sinterlenir. Bu bloklar inley, onley, laminate ve ön bölge kuron restorasyonları için uygundur. Ancak, iyi olmayan kırılma dirençleri nedeniyle endokuron ve köprü protezlerinde kullanımları kısıtlıdır.(Pjetursson ve ark., 2007)

#### 2.4.5.1.2 Sentetik İçerikli Seramikler

Üreticiler arasında bileşim farklılık göstermektedir. Ancak çoğunlukla silisyum oksit ( $\text{SiO}_2$ ), potasyum oksit ( $\text{K}_2\text{O}$ ), sodyum oksit ( $\text{Na}_2\text{O}$ ) ve alüminyum oksit ( $\text{Al}_2\text{O}_3$ )

bulunmaktadır. Sentetik seramikler üç ana gruba ayrılır: lōsit bazlı, lityum disilikat ve tūrevleri ile florapatit bazlı.(Gracis ve ark., 2015)

#### *2.4.5.1.3 Cam infiltre Seramikler*

1989 yılında piyasaya sūrūlen ilk cam infiltre materyal olan In-Ceram Alumina, geleneksel metal seramiklere alternatif olarak būyūk bir başarı kazanmıřtır. Bununla birlikte, CAD/CAM ile ūretilen lityum disilikat ve zirkonya materyallerine artan ilgi, bu malzemenin kullanımının gittikçe azalmasına yol aēmıřtır.(Gracis ve ark., 2015; Kelly & Denry, 2008) Cam infiltre seramikler ūē ana gruba ayrılırlar: alūmina, alūmina ve magnezyum, alūmina ve zirkonya.

#### *2.4.5.2 Polikristalin Seramikler*

Polikristal seramikler, camsı faz iēermeyen ve dūzenli kristal yapıya sahip yoēun bir dizilim gōsterirler. Bu seramiklerin temel ōzellikleri, yūksek kırılma mukavemeti ve dūřūk translūensendir. Kırılma mukavemetinin yūksek olması, ince ve dūzenli kristal yapılarından kaynaklanır. Bu yapı, materyal iēindeki ēatlak ilerlemesini zorlařtırarak dayanıklılıēı artırır. Ancak, řekillendirilmesi zordur ve cam fazın olmaması, hidroflorik asit ile pūrūzlendirme iřlemine gūēleřtirir. Bu nedenle, pūrūzlendirme sūresini uzatmak veya daha yūksek sıcaklıklar kullanmak gerekmektedir.(Sriamporn ve ark., 2014)

##### *2.4.5.2.1 Alumina*

CAD/CAM sistemi ile ūretilen bir kor materyali olarak sunulan bu seramik, ēok fazla sertliēe (17 ila 20 GPa) ve yūksek mukavemete sahiptir. Būtūn dental seramikler arasında en yūksek elastik modūlūsūne sahiptir ( $E = 300$  GPa), bu da kūtlesele kırılmalara karřı dayanıksız olmasına neden olur. Alūminanın bu olumsuz ōzellikleri ve stabilize zirkonyalar gibi geliřmiř mekanik ōzelliklere sahip materyallerin piyasaya sūrūlmesiyle

bu grup seramiklerin kullanımı azalmıştır.(Guess ve ark., 2011; Kim ve ark., 2007; Scherrer ve ark., 2008)

#### 2.4.5.2.2 Stabilize Zirkonya

Zirkonyum (Zr), ham madde olarak nispeten yumuşak, parlak ve gümüş renkte bir metal olup, oda sıcaklığında heksagonal kristal yapı gösterir.(Stawarczyk ve ark., 2017) Zirkonyum, sıcaklığa, aşınmaya ve korozyona karşı dirençlidir. Doğada saf metal olarak bulunmaz, her zaman bileşik halinde bulunur. Formlarından biri ‘zirkon’ olarak bilinen zirkonyum silikat ( $ZrSiO_4$ ) formudur. Diş hekimliğinde kullanılan formu ise ‘zirkonya’ olarak bilinen zirkonyum dioksittir ( $ZrO_2$ ). (Piconi & Maccauro, 1999)

Zirkonya, tam seramik restorasyonlar arasında estetik açıdan metal destekli porselenlere üstünlük sağlamaktadır. Aynı zamanda, yüksek mekanik özellikler, yüksek biyouyumluluk, düşük termal iletkenlik ve düşük alerjik potansiyel gibi avantajları sayesinde sabit restorasyonlar için geniş bir kullanım alanı bulmaktadır.(Piconi & Maccauro, 1999)

#### 2.4.5.2.3 Zirkonya ile Güçlendirilmiş Alumina

Zirkonya, genellikle tetragonal fazda kısmi stabilize kalır ve alümina da orta düzeyde dayanıklılık sergiler. Bu özellikler, üreticilerin iki materyali birleştirmesine yol açmıştır. Mikro veya nano ölçeklerde yapılandırılarak, alümina-zirkonya bileşiminden zirkonya ile güçlendirilmiş alümina (ZTA) ve alümina ile güçlendirilmiş zirkonya (ATZ) seramikler üretilmiştir.(Chevalier ve ark., 2009) Materyaldeki alümina ve zirkonya oranları firma bazında değişebilse de, zirkonya ile güçlendirilmiş alümina (ZTA) kompozisyonunda genel olarak en az %50 alümina bulunması tavsiye edilmektedir.(Gracis ve ark., 2015)

#### *2.4.5.2.4 Alumina ile Güçlendirilmiş Zirkonya*

Materyalin içerisindeki alümina ve zirkonya oranı firmalara göre farklı olabilse de alümina ile güçlendirilmiş zirkonya (ATZ) kompozisyonunda genel olarak en az %50 zirkonya bulunması tavsiye edilmektedir.(Gracis ve ark., 2015)

#### **2.4.5.3 Rezin Matriks Seramikler**

Organik matriksli ve yüksek oranda seramik parçacıkları ile doldurulmuş materyallere rezin matriks seramikler denir. Bu sistemin geliştirilmesiyle ulaşılmak istenen hedef; geleneksel seramiklere göre dentine daha yakın elastiklik modülüsüne sahip restorasyonlar üretmek, cam matriks veya polikristalin seramiklere kıyasla daha kolay freze edilen ve uyumlandırılan restorasyonlar sağlamak ve kompozit rezinler ile modifikasyon ve tamiri yapılabilen restorasyonlar meydana getirmek. Rezin matriks seramikler üç alt gruba ayrılır.(Gracis ve ark., 2015)

##### *2.4.5.3.1 Rezin Nanoseramik*

##### *2.4.5.3.2 Rezin Matriks İçine Cam Seramik Katılmış*

##### *2.4.5.3.3 Rezin Matriks İçine Zirkonya Silika Seramik Katılmış*

### **2.5 DENTAL SERAMİKLERİ KUVVETLENDİRME YÖNTEMLERİ**

Seramik restorasyonlar, estetik avantajları ve üstün hijyenik özellikleri nedeniyle günümüzde sıkça tercih edilmektedir. Ancak, düşük gerilme direnci nedeniyle kırılğan bir yapıya sahiptirler ve çiğneme sırasında oluşan makaslama ve çekme kuvvetlerine karşı direncini zamanla yitirebilirler.(McLean, 1979; Yamamoto, 1985) Bu nedenlerden dolayı dental seramiklerin geliştirilmesi gerekli görülmüştür.

### 2.5.1 Metal Bir Alt Yapı ile Güçlendirme

Dental seramiğin basınç kuvvetine karşı olan direnci, çekme kuvvetine karşı olan direncinden daha yüksektir. Bu sebeple, dental seramiği desteklemek ve gerilim, makaslama ve sıkışma kuvvetlerine karşı direncini artırmak için çoğunlukla metal alt yapı kullanılmıştır.(Campbell, 1989) Seramik, metal bir alt yapı ile desteklendiğinde, çatlamlar yalnızca alttaki bu güçlü yapı deforme olduğunda ilerler. Bunun yanı sıra, kronun iç yüzeylerinde oluşan çatlaklar metal alt yapının yardımıyla engellenir.(Yavuz, 1996) Fakat bu sistemde, porselenle uyumlu bir ısısal genleşme katsayısı olan metal alt yapı kullanmak gereklidir. Alt yapıda kullanılan materyalin ısısal genleşme katsayısı, porseleninkinden daha yüksek olmalıdır. Bu farklılık nedeniyle, fırınlama sıcaklığından oda sıcaklığına geçiş sırasında metal alt yapı daha fazla büzülerek porseleni baskı altında tutar ve ekstra dayanıklılık oluşturur.(Anusavice ve ark., 2012)

### 2.5.2 Termal Güçlendirme

Seramiklerin termal olarak güçlendirilmesi sürecine, fırınlama sayısının azaltılması da dahil edilebilir. Fırınlama işlemi, porselen parçacıklarının eriyip birleşmesi ve böylece pürüzsüz bir yüzey oluşması işlevidir. Yapı içinde lösit kristal oluşumunu sağlayan bu işlem, lösit kristal yoğunluğunu artırır. Ancak, bu kristallerin oluşumu, ısısal genleşme katsayısında değişikliğe neden olabilir ve metal alt yapıyla bağlantıya hasar vererek kırılmalara ve kopmalara yol açabilir. Bundan dolayı, yapının daha stabil ve güçlü olması için fırınlama işleminin miktarı azaltılabilir. (Anusavice ve ark., 2012; Fairhurst ve ark., 1992; Fairhurst ve ark., 1980; Mackert & Evans, 1991)

### 2.5.3 Kontrollü Kristalizasyon Yolu ile Güçlendirme

Bu yöntemde seramik malzeme, başlangıç yumuşama sıcaklığına ulaşıncaya kadar ısıtılır. Isı verilmesi sırasında, iç kristallerin oluşumu ve büyümesi gerçekleşir, çekirdeklenme ile eşit olarak dağılan ufak kristaller ortaya çıkar. Sıcaklık yükseldikçe kristalizasyon da artar. Kristallerin miktarı ve büyüklüğü, uygulanan ısı derecesi ve zamanı ile kontrol edilir. Çok tercih edilen bir yöntem değildir. Çünkü estetik olarak dezavantajları bulunmaktadır.(DeHoff & Anusavice, 1992; Yavuz, 1996)

### 2.5.4 Restorasyonun Optimum Tasarımı ile Gerilim Streslerinin Azaltılması

Gerilim streslerinin azaltılması için, köprü protezlerinde stres birikiminin yaşandığı konnektör bölgeleri, dişeti sağlığını olumsuz yönde etkilemeyecek biçimde ve ideal kalınlıkta tasarlanmalıdır.(Anusavice ve ark., 2012; McLaren, 1998)

### 2.5.5 İyon Değişimi

Bu teknik, seramik yüzeyinde düşük ısıda kompresif bir tabaka oluşturmayı ve böylece yüzeydeki çatlakların ilerlemesini önlemeyi amaçlar. Cam matriks içindeki bazı iyonlar daha büyük iyonlarla değiştirilerek yüzeyde kompresif bir tabaka oluşturulur. Seramik cam, geçiş sıcaklığının altındaki erimiş tuz banyosuna batırılır ve bu süreçte kristal yapıda değişiklikler meydana gelir. Bu sıcaklıkta cam katı bir yapıdadır. İyonların hareket edebilmesi için yeterli olan bu sıcaklıkta yalnızca alkali iyonlar hareket edebilir. Seramikte bulunan  $\text{Na}^+$  iyonları,  $\text{KNO}_3$  banyosunda bulunan  $\text{K}^+$  iyonları ile değiştirilir. Silikat ağındaki sodyum iyonlarının yerine geçen daha büyük potasyum iyonları, ağın sıkışmasına neden olarak kompresyonu sağlar.(Zaimoğlu & Can, 2004) Sıkıştırılmış bu alan, çekme kuvvetlerinin mikro çatlaklar üzerindeki etkisini sınırlar. Çatlakların

ilerleyebilmesi için baskı gerilimlerini aşmaları gerektiğinden, bu şartlandırılmış yüzeyler seramik daha kırılmadan büyük yüklenmeleri taşıyabilir.(Zan, 1999)

### **2.5.6 Kristallerin Cam Faz İçinde Dağılımı**

Dental seramiklerin camsı fazına iyi bir dayanıklılık ve elastisitesi bulunan seramik kristalleri eklendiğinde, meydana gelen cam-kristal birleşimi dayanıklılık ve elastikiyeti artırır. Bu sertleşmiş yapı, çatlak yayılımını engelleyerek kırılabilirliği azaltır.(Crispin, 1994) Feldspatik porselene göre alüminayla güçlendirilmiş kor materyali, iki kat daha yüksek eğilme dayanıklılığı gösterir. Bu artan dayanıklılık, kristal fazın yoğunluğu ile bağlantılıdır.(Craig, 1980; O'Brien, 2002a; Sgura ve ark., 2012) Kristalin tipi, boyutu, hacmi, partiküller arası boşluklar ve ısı genleşme katsayısı, dayanıklılığı etkileyen faktörlerdir.(McLean & Hughes, 1965)

### **2.5.7 Dönüşüm Doygunluğu**

Lösit ve zirkonyum, dönüşüm doygunluğu tekniğiyle güçlendirme işlemlerinde en yaygın olarak kullanılan materyallerdir. Isı değişimleri bu yöntemin temelini oluşturur; seramik materyalde bu değişimlerle kristal fazdaki lösit veya zirkonyumun camsı matrikste hacmi yükselir ve yapı içinde baskı stresleri meydana gelir. Baskı stresleri, bir taraftan çatlak ilerlemesini engelleyerek, diğer taraftan çatlağın uç noktasındaki gerilim streslerini hafifletir.(Anusavice ve ark., 2012; Eroğlu, 2010)

## **2.6 ZİRKONYUM DİOKSİT**

Zirkonyum (Zr), periyodik tablonun D grubunda yer alan bir geçiş elementidir ve adı "altın renginde" anlamına gelen "Zargon" kelimesinden türemiştir. Gümüşümsü beyaz renkte ve hekzagonal kristal yapıda olup, erime noktası 1852 °C, kaynama noktası 3580 °C'dir.(Piconi & Maccauro, 1999)

Zirkonyum doğada saf halde bulunmaz; bu element, 1789 yılında Martin Heinrich Klaproth tarafından değerli taşların ısıtılması esnasında reaksiyon yan ürünü olarak rastlantı sonucu bulunmuştur. İyi kimyasal ve boyutsal stabilite, mekanik dayanıklılık gibi özelliklerinin yanı sıra paslanmaz çelik alaşımlara yakın bir elastik modülüne sahip olması, zirkonyumu biyomateryal olarak ilgi çekici kılmaktadır.(Piconi & Maccauro, 1999; Pilathadka ve ark., 2007)

Mineraller halinde doğada bulunan zirkonyum, dental uygulamalarda kullanılabilmesi için radyoaktif çekirdekler içerebilen yapısından dolayı arındırma ve saflaştırma işlemlerine tabi tutulur. Bu işlemler, zirkonyumun güvenli ve etkili bir şekilde kullanılabilmesini sağlar.(Okutan, 2015)

Zirkonyum dioksitin medikal alandaki ilk uygulaması, 1969 yılında ortopedik kalça protezlerinde kullanılmasıyla başlamıştır.(Piconi & Maccauro, 1999) Zirkonyum dioksit seramikler, diş hekimliğindeki ilerlemeler doğrultusunda geliştirilmiş ve bu gelişmeler, tam seramik restorasyonların güçlendirilmesi amacıyla seramik yapısına dahil edilmesini sağlamıştır.(Guazzato ve ark., 2004) Zirkonyum dioksit, diş hekimliği pratiğine 1990'lı yılların başlarında girmiş olup, kron ve köprü restorasyonları, implant dayanağı ve implant materyali, endodontik postlar, ortodontik braketler ve teleskobik tutucularda birincil kron materyali biçiminde çeşitli uygulamalarda kullanılmaktadır.(Çelik ve ark., 2014; Karataşlı, 2017; Nağış & Ergün, 2008; Pilathadka ve ark., 2007)

Saf zirkonyum dioksit, sıcaklığa bağlı olarak üç farklı kristalin formda bulunur ve bu formlar arasında geçişler yaşanır. Oda sıcaklığında monoklinik fazda olan zirkonyum dioksitin kristalografik yapısı dikdörtgen tabanlı eğik bir prizma şeklindedir ve 1170 °C'ye kadar stabildir. Sıcaklık 1170 °C'yi geçtiğinde, monoklinik fazdan tetragonal faza

geçiş yaşanır. Tetragonal faz, 2370 °C'den yüksek sıcaklıkta kübik forma dönüşür ve bu kübik form, ergime noktasına kadar stabil kalır. Faz değişimleri geri dönüşümlü doğadadır ve soğuma sırasında monoklinik faza dönüşüm, yapı içindeki enerjinin etkisiyle gerçekleşir. Yaklaşık 950 °C sıcaklığında soğuma sırasında tetragonal fazdan monoklinik faza (t→m faz dönüşümü) geçiş gözlenir. Bu faz değişikliği, materyalde % 3-5 oranında bir hacim artışına neden olur. Hacim genişlemesi, baskı gerilimlerinin artması ile kırılmalara yol açabileceğinden, faz dönüşümlerinin dikkatli bir şekilde kontrol edilmesi önemlidir.(Bultan ve ark., 2010; Çelik ve ark., 2014; Denry & Kelly, 2008) Fazların arasındaki geçişler saf zirkonyum dioksitin kullanımını zorlu hale getirmiştir.(Bultan ve ark., 2010) Monoklinik faz oda sıcaklığında zayıf bir yapıda olduğu için kristal grenlerin tetragonal fazda bulunması daha çok istenilen bir durumdur.(Çelik ve ark., 2014; ŞEN ve ark., 2017) Oda sıcaklığında bulunurken materyal içerisinde oluşan faz değişimini engelleyip tetragonal fazda sabit durmalarını sağlamak amacıyla yapıya farklı metal oksitler: kalsiyum oksit (CaO), magnezyum oksit (MgO), itriyum oksit (Y<sub>2</sub>O<sub>3</sub>), seryum oksit (CeO<sub>2</sub>) eklene bilmektedir.(Çelik ve ark., 2014; Denry & Kelly, 2008; Piconi & Maccauro, 1999; ŞEN ve ark., 2017; Varol ve ark., 2016) Materyalin mekanik özelliklerini iyileştirmek hedefiyle saf zirkonyum yapısına MgO, CeO<sub>2</sub>, Y<sub>2</sub>O<sub>3</sub> gibi metal oksitler eklenerek parsiyel stabilize zirkonyum dioksit (Partially Stabilized Zirconia - PSZ) elde edilmiştir.(Bultan ve ark., 2010; ŞEN ve ark., 2017)

## 2.7 TİTANYUM DİOKSİT

Titanyum, kimyasal olarak inert bir element olup, yer kabuğunda en yaygın dokuzuncu element olarak bulunur. USGS (2013) verilerine göre, titanyum çelik kadar güçlüdür, ancak çelikten %45 daha hafiftir. Alüminyuma göre ise iki kat daha güçlüdür, fakat sadece %60 daha ağırdır. Titanyumun tarihi, 1791 yılında William Gregor tarafından

keşfedilmesiyle başlamıştır. Saf titanyum ilk olarak 1910 yılında kimyager Matthew Hunter tarafından izole edilmiştir ve 1938'de William Kroll ticari titanyum metalini sentezlemek için bir yöntem geliştirmiştir.(Woodruff & Bedinger, 2013)

Titania olarak bilinen titanyum dioksit ( $\text{TiO}_2$ ), molekül ağırlığı 79.90 g/mol olan bir metal oksit türüdür.  $\text{TiO}_2$ , termal olarak stabil, yanıcı olmayan, zayıf çözünür ve beyaz renkli inorganik bir katı olarak bulunur. Korozyona karşı oldukça dirençlidir ve Birleşmiş Milletler (BM) Kimyasalların Sınıflandırılması ve Etiketlenmesi Küresel Uyumlu Sistemi (GHS) tarafından tehlikeli olarak sınıflandırılmamaktadır.  $\text{TiO}_2$ 'nin kimyasal bileşimi, demir, krom, vanadyum, alüminyum, niyobyum, tantal, hafniyum ve zirkonyum gibi çeşitli elementleri içeren kaya ve mineral kum çeşitlerinden oluşur.(Diebold, 2003)

$\text{TiO}_2$  metali, üstün mukavemet-ağırlık oranı ve korozyon direnci ile havacılık endüstrisinde, özellikle spin-valf sistemlerinin üretiminde büyük değer taşır. Ek olarak,  $\text{TiO}_2$  insan vücudunda reaktif özellik göstermediği için çeşitli biyolojik implantların yapımında kullanılır.(Woodruff & Bedinger, 2013)  $\text{TiO}_2$  benzersiz optik, kimyasal ve hidrofilik özellikleri olduğundan kendi kendini temizleme, buğu önleme, antibakteriyel, antikorozyon, ilaç taşıma, tıbbi uygulamalar ve ısı transferi gibi birçok alanda geniş kullanım olanakları sunar.(Huang ve ark., 2012)

## 2.8 TALK

"Sabun taşı" olarak bilinen bu kayaç, büyük oranda talk içerir ve öğütüldüğünde toz haline gelir. Yumuşaklığı ve kayganlığı nedeniyle bu adı almıştır. Sabun taşı, eski çağlardan beri Çin, Hindistan, İskandinavya ve Kuzey Amerika gibi bölgelerde süs eşyaları, heykeller ve gıda depolama kapları yapımında tercih edilmiştir. Mısır'da ise bu mineralin tozu, yüz kozmetiği olarak kullanılmıştır.(Özdülger, 2014)

Talk, Mohs sertliği 1-1,5 arasında olan, yoğunluğu 2,6-2,8 gr/cm<sup>3</sup> olan ve monoklinik kristal yapıya sahip bir mineraldir. Isı ve elektrik iletkenliği düşük olmasına rağmen, yüksek sıcaklıklara karşı dayanıklılığı yüksektir. Yüksek sıcaklıklarda ısıtıldığında sertleşir ve katılaşır. Ayrıca, asitlerle temas ettiğinde kimyasal yapısını koruyarak bozulmaz.(Anonim, 2001)

Talk, 2:1 grubu olarak bilinen Tetrahedral-Oktahedral-Tetrahedral (T-O-T) yapısında bir kil mineralidir. Teorik olarak Mg<sub>3</sub>(Si<sub>2</sub>O<sub>5</sub>)<sub>2</sub>(OH)<sub>2</sub> formülü ile ifade edilir ve sulu magnezyum silikat olarak tanımlanır. Bu yapı, iki tetrahedral tabaka arasında bir oktahedral tabakanın yer aldığı bir düzenlemeyi içerir.(Grim, 1968)

Talk, ince kesitte renksiz olarak gözlemlenir ve kayaçlarda öz şekilli kristallerine rastlanmaz. Dilinim levhaları kolayca eğilme gösterebilirler, ancak elastik özellik göstermez. Metamorfizma koşullarının artmasıyla talk, manyezit, kummingonit veya olivine dönüşebilir. Ayrıca, atmosferik koşullar altında oldukça stabil bir yapıya sahiptir.(Kutlu, 2013)

## 2.9 MATERYALLERİN MEKANİK ÖZELLİKLERİ

Bir malzemenin çevresel değişikliklere verdiği tepkiler, fiziksel özellikler olarak adlandırılır. Fiziksel özellikler genel olarak üç ana kategoride incelenir: mekanik özellikler, termal özellikler ve elektriksel/elektrokimyasal özellikler. Mekanik özellikler kapsamında ise gerilme, gerinim, sertlik, elastisite modülü, akma dayanımı ve kırılma tokluğu gibi faktörler yer alır.(Asaro & Lubarda, 2006)

### 2.9.1 Gerilim (Stress)

Bir malzemeye dışarıdan bir kuvvet uygulandığında, bu kuvvete karşılık malzeme içinde ters yönde bir tepki kuvveti meydana gelir. Bu ters yönde oluşan kuvvete gerilim

denir. Uygulanan dış kuvvet ise yük olarak isimlendirilir. Gerilim, birim yüzeye uygulanan kuvvet ile ölçülür ve gerilimin birimi paskal (Pa) olarak ifade edilir.(Craig, 1980; McCabe & Walls, 2013; O'Brien, 2002a)

#### **2.9.1.1 Çekme Gerilimi (Tensile Stress)**

Bu kuvvetin neden olduğu uzama ya da germe durumuna karşı cismin gösterdiği dirençtir.(Craig, 1980; McCabe & Walls, 2013; O'Brien, 2002a)

#### **2.9.1.2 Baskı Gerilimi (Compressive Stress)**

Bir cismi sıkıştırarak ya da kısaltarak deformasyona uğratmaya çalışan kuvvete karşı gösterilen dirençtir.(Craig, 1980; McCabe & Walls, 2013; O'Brien, 2002a)

#### **2.9.1.3 Makaslama Gerilimi (Shear Stress)**

Bir kütlenin diğerine göre kaymasını engelleyen dirence makaslama ya da kayma gerilimi denir.(Craig, 1980; McCabe & Walls, 2013; O'Brien, 2002a; Zaimoğlu ve ark., 1993)

#### **2.9.1.4 Burulma Gerilimi (Torsion Stress)**

Bir kütlede döndürme etkisiyle meydana gelen gerilime burulma gerilimi adı verilir. Kuvvetler cismin dışında, dönme eksenine dik, ters yönlü olduğunda burulma gerilimi ortaya çıkar. (Jm, 2006)

#### **2.9.1.5 Eğilme Gerilimi (Bending Stress)**

Bir kütlede bükme kuvvetinin etkisiyle meydana gelen gerilime bükme gerilimi denir.(Jm, 2006)

### **2.9.2 Gerilme (Strain)**

Gerilme çoğunlukla gerilim ile karıştırılmaktadır. Halbuki gerilim ve gerilme arasındaki fark, biri kuvveti diğeryse bu kuvvetin oluşturduğu deformasyonu

tanımlamaktadır. Gerilim, dışarıdan uygulanan kuvveti belirtirken, gerilme bu kuvvetin malzeme üzerinde yol açtığı değişimin oranıdır.(RW, 1973)

### **2.9.3 Dayanıklılık (Strength)**

Bir yapıyı kırmak için gereken en yüksek kuvvet, o yapının dayanıklılığını belirler. Dayanıklılık, ağırlıklı gerilim tipine göre çekme dayanıklılığı, basma dayanıklılığı ve makaslama dayanıklılığı olarak üç ana kategoriye ayrılabilir. Mekanik dayanıklılık, materyallerin performansını ve klinik başarıyı değerlendirmek için önemli bir kriterdir.(Anusavice ve ark., 2012; Ban & Anusavice, 1990)

### **2.9.4 Elastik Limit**

Bir malzemeye uygulanan kuvvetlerin kaldırılmasının ardından, malzemenin orijinal boyutlarına geri dönebildiği en yüksek gerilim seviyesine elastik sınır denir.(Zaimoğlu ve ark., 1993) Yani, materyalde kalıcı deformasyon meydana gelmeden önce dayanabileceği en yüksek gerilim miktarıdır.(Jm, 2006)

### **2.9.5 Orantı Limiti (Proportional Limit)**

Gerilim-gerinim eğrisinde, gerilim ve gerinimin orantılı olduğu maksimum gerilim değeri, orantı limiti olarak isimlendirilir. Malzemeye kademeli olarak artan yükler yüklendiğinde, dikey eksen de gerilim, yatay eksen de ise gerinim gösterilir. Başlarda grafik doğrusal olarak ilerler, ancak belirli bir noktada eğri şeklinde yol izlemeye başlar. Bu nokta, malzemenin orantı limitini gösterir.(Zaimoğlu ve ark., 1993)

### **2.9.6 Akma Noktası Dayanımı (Yield Strength)**

Gerilim-gerinim grafiğinde, gerilimin artışına karşılık gerinim de orantısız ve hızlı bir artışın görüldüğü yer, akma dayanımı olarak adlandırılır. Bu nokta, malzemenin elastik

sınırını aşır plastik deformasyonun başladığı yeri gösterir. Akma dayanımından sonra malzeme, geri dönülmez bir şekilde şekil değiştirir, yani plastik deformasyon gerçekleşir. Orantı limiti, elastik limit ve akma noktası parametrelerinde materyal kalıcı deformasyona uğramamaktadır.(Craig, 1980)

### **2.9.7 Elastiklik Modulusu**

Elastiklik modülü, elastik sınırlar içinde bir materyaldeki gerilim ile gerinim arasındaki orandır. Başka bir deyişle, bu modül stres-gerinim eğrisinin eğimiyle ölçülür ve bir malzemenin rijiditesini (katılığını) ifade eder. Aynı kuvveti alan iki malzeme arasında, elastiklik modülü daha yüksek olan malzeme, daha az deformasyon yaşar.(Craig, 1980; O'Brien, 2002a)

### **2.9.8 Poisson's Oranı**

Bir cisme çekme gerilimi uygulandığında, cismin uzunluğu artarken çapı veya kalınlığı azalır. Bu durumda, cismin boyundaki uzamaya aksiyel gerilme, çapındaki küçülmeye ise lateral gerilme denir. Lateral gerilmenin aksiyel gerilmeye oranı, materyalin Poisson's Oranı olarak adlandırılır.(Anusavice ve ark., 2012)

### **2.9.9 Kırılma Tokluğu (Fracture Toughness)**

Kırılma tokluğu, kırılma bir malzemenin çatlak oluşumuna ve gerilim altında meydana gelen çatlakların büyüyüp malzemenin tamamen kırılmasına karşı gösterdiği mekanik direnç olarak tanımlanır.(Scherrer ve ark., 1998) Kırılmanın doğası, malzemeye uygulanan kuvvetin türüne, ortam sıcaklığına ve deformasyonun hızına göre değişiklik gösterir ve bu faktörler malzemenin kırılma davranışını etkileyebilir.(Jm, 2006)

### 2.9.10 Sertlik (Hardness)

Bir nesneye uygulanan kuvvete karşı koyma yeteneği sertlik olarak adlandırılır. Cismin sertliği, plastik deformasyona karşı gösterdiği dirençle doğrudan bağlantılıdır. Sertlik ölçümü, belirli bir kuvvetin nesneye uygulanması ve bu kuvvetin neden olduğu deformasyon alanının oranlanması yoluyla hesaplanır. Nanoindentasyon denemelerinde sertlik; maksimum çentik kuvvetinin ( $P_{max}$ ) sertlik etkisinin tahmini alanına ( $A_c$ ) oranı olarak belirtilir.(Lahmani ve ark., 2007; Oyen, 2019; Shuman ve ark., 2006)

## 2.10 DİŞ HEKİMLİĞİNDE RENK

Işık, elektromanyetik radyasyon spektrumunun bir bölümünü oluşturan bir enerji formudur. Gözlerimiz bu spektrumun belirli bir aralığındaki dalga boylarını (380-700 nm) algılayabilir. Newton'a göre ışık, doğal olarak renk içermez; renk, ışığın bir nesne ile etkileşime girmesi sonucunda ortaya çıkar.(Ahmad, 2008; Westland, 2003) Renk, ışığın bir cisimle etkileşimi sonucunda gözlemci tarafından verilen psikofiziksel bir yanıt olarak tanımlanabilir. Renk algısında üç temel faktör rol oynar: ışık kaynağı, nesne ve gözlemci.(Brewer ve ark., 2004)

### 2.10.1 Diş Hekimliğinde Kullanılan Renk Sistemleri

20. yüzyılın başlarından itibaren renklerin matematiksel olarak ölçülmesi amacıyla çeşitli sistemler geliştirilmiştir. Görsel açıdan betimleyici olan Munsell Renk Sistemi ve daha nicel bir yaklaşıma sahip CIE renk sistemleri, en yaygın kullanılanlar arasındadır.(Wee, 2006)

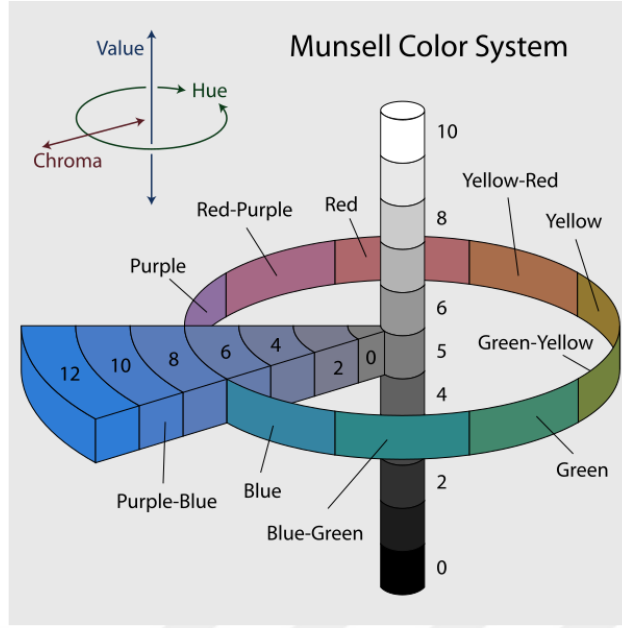
#### 2.10.1.1 Munsell Renk Sistemi

Günümüzde çeşitli renk belirleme sistemleri bulunmaktadır. Bu sistemlerin ilki, 1905 yılında Amerikalı ressam A.H. Munsell tarafından geliştirilmiş ve uzun süre boyunca

kullanılmıştır. Munsell renk belirleme sistemi, güvenilirliği, esnekliği ve kolay uygulanabilirliği ile diş hekimliğinde renk seçimi için ideal bir yöntem olarak kabul edilmektedir.(Mair, 1991; Sproull, 1973) Munsell, renkleri ilk kez üç boyutlu bir alanda, birbirinden bağımsız boyutlarda temsil etmiştir.(Kuehni, 2002) Munsell'in sistemi, ana rengi (hue), açıklığı (value), ve doygunluğu (chroma) temsil eder. Ancak, günümüzde Munsell sistemi uzun süre kullanılmış olmasına rağmen, CIELAB (Lab\*) ve CIECAM02 gibi daha gelişmiş modeller geniş bir kullanım alanına sahiptir.(Landa & Fairchild, 2005) Vita Klasik Renk Skalasında, tonlar A, B, C ve D harfleri ile temsil edilir. Chroma, renk tonunun doygunluk ve yoğunluğunu ifade eder ve Vita Klasik Renk Skalasında artan sayılar, daha yüksek chromayı gösterir. Value ise rengin açıklık, koyuluk ve parlaklık derecesini belirtir. Munsell'e göre, value, siyah ile beyaz arasında gri tonlarda tanımlanır.(Vadher ve ark., 2014)



Şekil 2.1: Munsell hue dairesi (Kuehni, 2002)



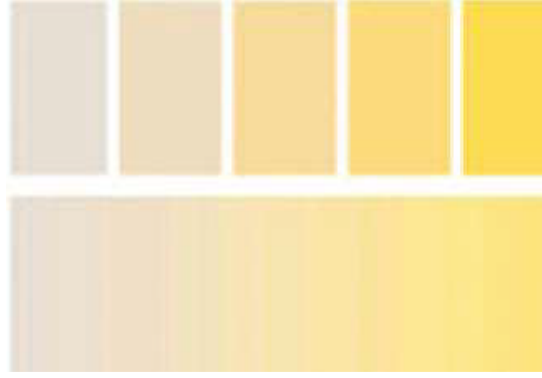
Şekil 2.2: Munsell Renk Sistemi (Kuehni, 2002)

#### 2.10.1.1.1 Hue (Ton)

Ton, bir renk ailesini diğerlerinden ayıran karakteristik bir özelliktir. Algılanan rengin tam olarak belirli bir dalga boyuna sahip olmasa bile, o rengin gözlemlenen spektrumda baskın olan dalga boyu aralığını ifade eder.(Fondriest, 2003)

#### 2.10.1.1.2 Chroma (Doygunluk)

Chroma, bir rengin doygunluğunu, yoğunluğunu veya kuvvetini ifade eder. Örneğin, bir bardak suya kırmızı gıda boyası eklendiğinde, boya miktarı arttıkça suyun rengi daha yoğun hale gelir, ancak rengin türü aynı kalır. Bu durumda, rengin değişmeden yoğunlaşması chroma'yı temsil eder. Chroma ve value ise ters orantılıdır; yani bir renk ne kadar yoğunlaşırsa, açıklığı o kadar azalır.(Vadher ve ark., 2014)



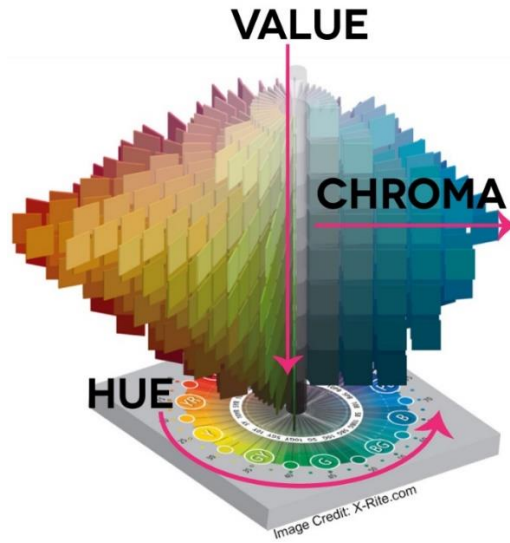
**Şekil 2.3:** Kromatik skala, solda doygunluğu az olan renklerle başlar ve sağa doğru gidildikçe doygunluğu artan renklerle devam eder.(Klaff, 2010)

#### 2.10.1.1.3 Value (Parlaklık)

Value, bir objenin açıklığını, koyuluğunu veya parlaklığını ifade eder. Bu, objenin yansıttığı ya da ilettiği ışık enerjisi miktarına bağlı olarak belirlenir. Munsell, value değerini siyah ile beyaz arasında uzanan bir gri tonlama ölçeği olarak tanımlamıştır. Bu ölçeğe göre, parlak nesnelerde gri tonu daha azdır, bu da daha yüksek bir value değeri anlamına gelir; düşük value değerine sahip nesneler ise daha fazla gri içerir ve bu nedenle daha koyu görünür.(Boksman, 2007)



**Şekil 2.4:** 0-10 arasında derecelendirilmiş value skalası (Klaff, 2010)



Şekil 2.5: Value, Hue, Chroma'nın Munsell Sistem Düzenlemesi(Munsell., 2024)

#### 2.10.1.2 CIELAB Renk Sistemi

1931 yılında Commission International de l'Éclairage (CIE), üç bileşenli renk görme teorisine dayanarak X, Y ve Z tristimulus değerleri kavramını ortaya koymuştur. Bu teoriye göre, gözde kırmızı, yeşil ve mavi olmak üzere üç ana renge duyarlı reseptörler bulunur. Tüm diğer renkler ise bu üç ana rengin farklı kombinasyonları sonucunda algılanır.(Burkinshaw, 2004) CIELAB sisteminde, renk üç koordinatla tanımlanır:  $L^*$ ,  $a^*$ , ve  $b^*$ .  $L^*$  değeri, bir nesnenin aydınlığını ve parlaklığını temsil eder ve value değeriyle ilişkilidir.  $a^*$  değeri, kırmızılığı (pozitif) veya yeşilliği (negatif) ifade ederken,  $b^*$  değeri sarılığı (pozitif) veya maviliği (negatif) gösterir.  $a^*$  ve  $b^*$  eksenlerinde, doğal renkler sıfıra yaklaşır ve daha doygun, yoğun renkler için bu değerler artar. CIELAB sisteminin en büyük avantajı, renk farklılıklarının görsel algı ve klinik önemle bağlantılı birimlerde ifade edilebilmesidir.(Vadher ve ark., 2014) CIELAB renk sisteminde, renk farklılıkları  $\Delta E$  ile ifade edilir ve bu farkların hesaplanması için aşağıdaki formül kullanılır.(Kurt ve ark., 2016)

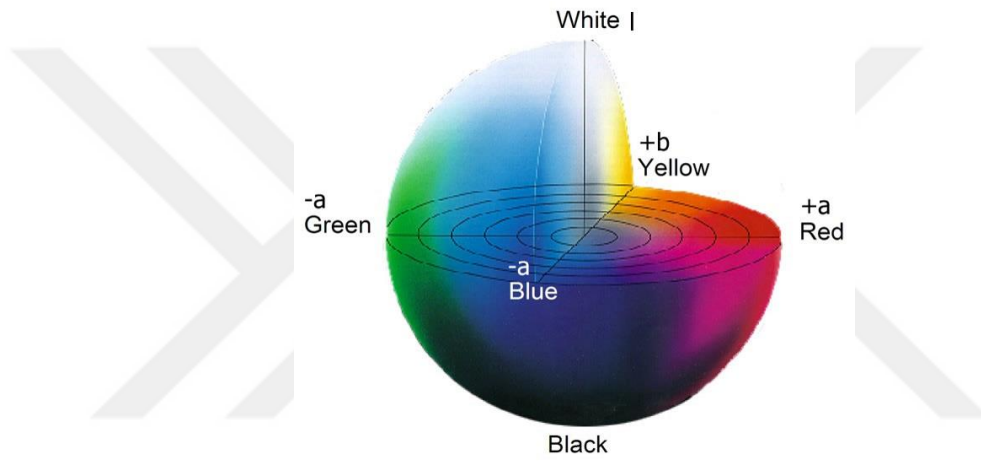
$$\Delta E = [(\Delta L)^2 + (\Delta a)^2 + (\Delta b)^2]^{1/2} = [(L_2 - L_1)^2 + (a_2 - a_1)^2 + (b_2 - b_1)^2]^{1/2}$$

$$\Delta L^* = L_2 - L_1$$

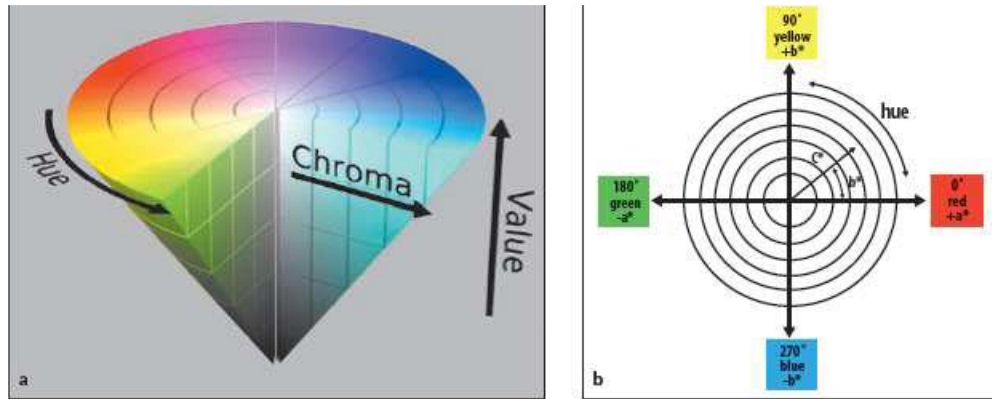
$$\Delta a^* = a_2 - a_1$$

$$\Delta b^* = b_2 - b_1$$

L2, a2 ve b2 değerleri, örneklerin her bir renklenme periyodunda hesaplanan CIE L\*a\*b\* değerlerini, L1, a1 ve b1 değerleri ise ilk başta hesaplanan CIE L\*a\*b\* değerlerini ifade etmektedir.



Şekil 2.6: L\*a\*b\* renk aralığının üç boyutlu görüntüsü (Minolta, 2007)



Şekil 2.7: CIELAB kutupsal renk koordinatları(Chu ve ark., 2017)

### 2.10.1.3 CIEDE2000 Renk Sistemi

Hesaplanan ve algılanan renk farklılıkları arasındaki uyumu iyileştirmek amacıyla CIE, CIEDE2000 ( $\Delta E_{00}$ ) renk farkı formülünün kullanılmasını önermiştir. CIEDE2000 renk farkı formülü, özellikle mavi ve gri tonlarındaki renklerin performansını artırmak amacıyla geliştirilmiştir. Bu formül, CIELAB sisteminin tekdüze olmaması sorununu gidermek için bazı özel düzeltmeler içerir. Bu düzeltmeler, SL, SC ve SH olarak adlandırılan ağırlıklandırma fonksiyonlarını ve renk farkı değerlendirmesinde aydınlatma ve görüntüleme koşullarının etkilerini hesaba katan KL, KC ve KH olarak bilinen parametrik faktörleri kapsamaktadır. Parametrik faktör oranı, renk farklılıklarıyla ilgili tolerans yargılarının büyüklüğündeki değişiklikleri kontrol etmek ve algılanabilirlik yerine kabul edilebilirlik ölçeğini ayarlamak amacıyla önerilmiştir. Dental seramiklerin kabul edilebilirliği üzerine yapılan görsel yargı çalışmaları, KL=2 değerinin kullanımının renk farklılıklarını algılamada daha iyi sonuçlar verdiğini ortaya koymuştur.(Pecho ve ark., 2016)

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

Bu formülde  $\Delta E$ ,  $\Delta C$  ve  $\Delta H$ , bir numunenin parlaklık, chroma ve hue değerlerindeki farklılıkları temsil eder. RT, mavi bölgede hue ve chroma farklılıkları arasındaki etkileşimi açıklayan bir fonksiyon olarak görev yapar. Ağırlıklandırma fonksiyonları SL, SC ve SH, L a b koordinatlarındaki renk farkı çiftinin konumundaki varyasyonları dikkate alarak toplam renk farkını ayarlar. KL, KC ve KH ise parametrik faktörler olup, deneysel koşullara göre düzeltme terimleri olarak kullanılır.(Pecho ve ark., 2016)

### 2.10.2 Diş Hekimliğinde Renk Ölçüm Yöntemleri

Diş hekimliğinde renk ölçümü iki farklı yöntemle gerçekleştirilmektedir. Birincisi, renk skalası kullanılarak yapılan görsel yöntemdir; ikincisi ise renk eşleştirme cihazları kullanılarak yapılan enstrümantal yöntemdir.(Borse & Chaware, 2020)

#### 2.10.2.1 Konvansiyonel Ölçüm Metodu

Görsel renk eşleştirme, bir renk rehberindeki çeşitli renk örneklerinin doğal dişlerle doğrudan karşılaştırılması sürecini içerir. Diş hekimliğinde, Munsell renk sistemi, görsel renk belirleme için sıklıkla tercih edilen bir yöntemdir. Bu yöntem, ekonomik olup geniş erişilebilirlik sunar ve diş rengini standart bir renk skalası ile karşılaştırma imkanı sağlar. Ancak, görsel yöntem subjektif niteliktedir; birçok faktöre ve gözlemcinin radyan enerji uyarılarına, psikolojik ve fizyolojik tepkilerine bağlı olduğu için tutarsızlık gösterebilir. Ayrıca, aydınlatma koşulları, duygusal durum, yaşlanma, yorgunluk, metamerizm ve daha önce gözün maruz kaldığı renkler gibi etkenler de görsel renk eşleştirme sürecini etkileyebilir. Görsel ölçüm yönteminde kullanılan bu araçlar renk skalası olarak adlandırılır.(Agrawal & Kapoor, 2013) Günümüzde çoğunlukla kullanılmakta olan renk skalaları şunlardır:

##### 2.10.2.1.1 Vita Klasik Skalası

Vita Klasik Renk Skalası, on altı sekmeden oluşur ve dört ana renk tonuna göre gruplandırılır. A grubu kırmızımsı kahverengi tonları içerir (A1, A2, A3, A3,5, A4); B grubu kırmızımsı sarı tonlarını (B1, B2, B3, B4); C grubu gri tonları (C1, C2, C3, C4); D grubu ise kırmızımsı gri tonlarını (D2, D3, D4) kapsar. Sekmelerin düzenlenmesi, value'nun azalmasına ve chroma'nın artmasına dayalıdır. Diş beyazlatma süreçlerini izlemek için kullanılan alternatif bir skala da "Value Skalası" olarak adlandırılır.(Paravina, 2018)



**Şekil 2.8:** Vita Classic Renk Skalası (VITA, 2024a)

#### 2.10.2.1.2 Vita 3D-Master Skalası

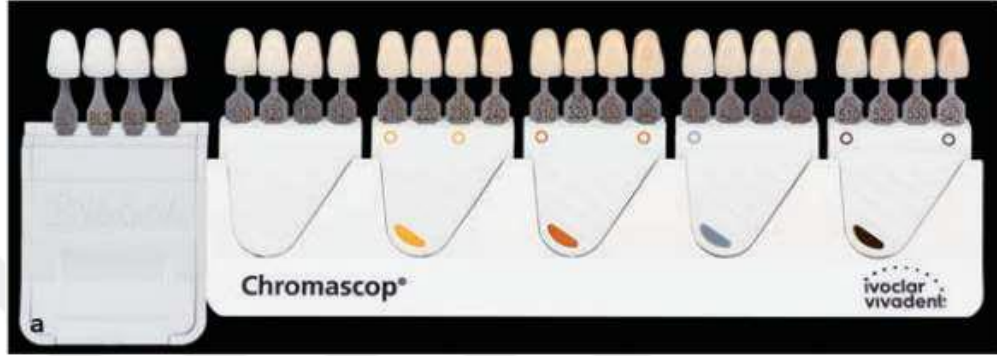
3D-Master skalası, rengin üç bileşenini doğru bir şekilde değerlendirmek amacıyla geliştirilmiştir. Diğer renk skalalarından farklı olarak, diş rengini üç boyutlu olarak analiz eder ve sekmeleri rastgele değil, mantıklı ve sistematik bir düzende organize eder. Bu skalanın üç türü bulunmaktadır: Linear guide, Bleached guide ve Tooth guide.(Shammas & Alla, 2011)



**Şekil 2.9:** Vita 3D-Master skalası (VITA, 2024b)

#### 2.10.2.1.3 Chromascop (Ivoclar- Vivadent, Schaan, Liechtenstein)

Chromascop, Vita Klasik renk skalasıyla aynı sekme ilkesine uzanan tescilli bir renk rehberidir. Chromascop'ta tonları belirlemek için sayılar kullanılır; örneğin, beyaz için (100), sarı için (200), turuncu için (300), gri için (400), kahverengi için (500) numaraları belirlenmiştir.(Shammas & Alla, 2011)



Şekil 2.10: Chromascop (Ivoclar- Vivadent, Schaan, Liechtenstein) (Chu ve ark., 2017)

#### 2.10.2.1.4 Spesifik veya Özel Renk Skalaları

Eğer diş rengi mevcut bir renk skalasıyla uyum sağlamıyorsa, porselen kullanılarak özel bir renk skalası oluşturulabilir.(Shammas & Alla, 2011)

#### 2.10.2.2 Enstrümental Ölçüm Metodu

Görsel ölçüm metodunun tutarsızlıklarını ve sınırlamalarını en aza indirmek amacıyla, enstrümental ölçüm yöntemleri diş hekimliği uygulamalarına dahil edilmiştir. Bu metodlar, görsel yöntemlere göre hızla sonuç alınabilmesi, ölçümlerin nesnel olarak nicelleştirilebilmesi ve daha objektif olması açısından avantaj sağlar. Ancak enstrümental yöntemin en büyük dezavantajı, ölçüm cihazlarının yüksek maliyetli olmasıdır. Görsel ve enstrümental ölçüm metodlarının birlikte kullanılması, daha estetik sonuçların elde edilmesine katkıda bulunur. Tüm renk eşleştirme cihazları, bir sinyal koşullandırıcı, bir dedektör ve sinyali dental tedaviler için kullanılabilir verilere dönüştüren bir yazılım

içerir. Renk belirleme amacıyla kullanılan üç ana cihaz çeşidi bulunmaktadır.(Paravina, 2018)

#### *2.10.2.2.1 Kolorimetre*

Kolorimetreler, insan gözünün rengi algılama şekline en yakın sonuçları verecek şekilde tasarlanmış ilk renk ölçüm cihazlarıdır. Bu cihazlar, genellikle üç veya dört özel filtre kullanarak rengi doğrudan ölçerler. Kolorimetreler, spektrofotometrelere göre daha az hassas olmalarına rağmen, maliyetlerinin düşük olması nedeniyle yaygın olarak tercih edilirler.(Agrawal & Kapoor, 2013)

#### *2.10.2.2.2 Spektrofotometre*

Spektrofotometre, 380-780 nm aralığındaki görsel ışık spektrumu boyunca, bir objenin yüzeyinden yansıyan veya iletilen ışık enerjisini 1-25 nm aralıklarla ölçen bir renk ölçüm cihazıdır. Bu cihaz, bir optik radyasyon kaynağı, dedektör, ışığı sinyale dönüştüren bir mekanizma ve ışık dağıtım aracı bulundurmaktadır. Günümüzde Vita Easysshade Compact (Vita Zahnfabrik, Bad Sackingen, Almanya), SpectroShade (MHT Optic Research, Niederhasli, İsviçre) ve Crystaleye (Olympus, Tokyo, Japonya) mevcut kullanılmakta olan spektrofotometre cihazlarıdır.(Chu ve ark., 2017)



**Şekil 2.11:** Vita Easyshade Compact (Vita Zahnfabrik, Bad Sackingen, Almanya)(Chu ve ark., 2017)

#### 2.10.2.2.3 Dijital Kameralar ve Görüntü Sistemleri

Dijital fotoğraflar, kolayca saklanabilir, teknisyene rahatça iletilebilir ve diş yüzeyindeki renk, şekil ve karakteristik özellikleri yüksek kalitede tespit edebilir. Teknolojinin ilerlemesiyle birlikte dijital kameralar, renk eşleştirme sürecinde giderek yaygınlaşmaktadır. Dijital kameralarla yapılan renk ölçümlerinde, kameranın kalitesi ve kullanılan görüntü işleme yöntemi, ölçümün hassasiyetini ve doğruluğunu etkiler. Bazı araştırmacılar, dijital kameraların uygun standardizasyon prosedürleriyle uygulandığında diş ve diş eti renklerinin belirlenmesinde kuvvetli araçlar olduğunu tespit etmişlerdir.(Jouhar ve ark., 2022)

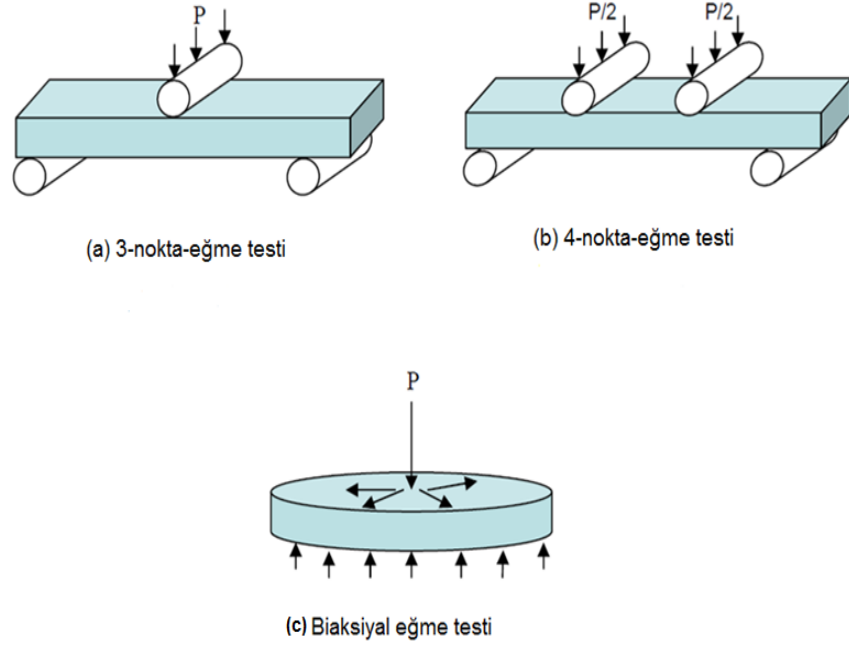
## 2.11 MEKANİK TESTLER

Mekanik test uygulamaları, statik ve dinamik testler olarak iki ana kategoriye ayrılır. Statik testler, materyalin belirli bir yük altında nasıl bir hasara uğradığını tespit etmek için kullanılırken, dinamik testler, çiğneme hareketlerini simüle eder ve test edilen materyalin uzun vadeli dayanıklılığı hakkında bilgi sağlar. Literatürde yaygın olarak kullanılan mekanik testler arasında çekme testi, basma testi, eğme testi, katlama testi, darbe testi, sürünme testi, sertlik testi ve yorulma testi bulunmaktadır.(Ban & Anusavice, 1990)

Materyallerin bükülme direnci ve yorulma dayanıklılığını değerlendirmek için tek veya çift eksenli test yöntemleri kullanılmaktadır. Tek eksenli testler arasında, üç nokta bükme (three-point bending) ve dört nokta bükme (four-point bending) testleri yer alır. Çift eksenli testler ise, halka üzerinde halka (ring on ring), halka üzerinde top (ball on ring) ve üç top üzerinde piston (piston on three ball) gibi yöntemlerle gerçekleştirilir.(Pereira ve ark., 2016)

### 2.11.1 Eğme Testleri

Yapılan çalışmalarda, araştırmacılar mekanik testler aracılığıyla dental materyallerin yapısal özelliklerini incelemektedirler. Basma, makaslama ve çekme gerilimlerinin eşzamanlı olduğu eğme testleri, materyallerin dayanıklılığı hakkında tekrarlanabilir ve güvenilir sonuçlar sunar. Bu sayede, farklı materyallerin dayanıklılıkları kolayca karşılaştırılabilmektedir.(Jm, 2006)



Şekil 2.12: Eğme testi yöntemleri(Pittayachawan, 2009)

### 1. Tek eksenli eğme testleri

a) 3 nokta eğme testi (Three Point Bending)

b) 4 nokta eğme testi (Four Point Bending)

### 2. İki eksenli eğme testleri

a) Halka üzerinde halka (Ring on Ring)

b) Halka üzerinde top (Ball on Ring)

c) Üç top üzerinde piston (Piston on Three Ball)

ISO 6872 standardı, dental seramiklerin esneme direncini (eğme dayanımını) ölçmek amacıyla üç nokta eğme testi ve iki eksenli eğme testlerinden üç top üzerinde piston testini tavsiye etmektedir.(ISO, 2008)

#### **2.11.1.1 Tek Eksenli Eğme Testleri**

Üç nokta ve dört nokta eğme testlerini içermektedir. Uluslararası Standartlar Organizasyonu (ISO 6872) ve Amerikan Diş hekimleri Birliği (ADA) üç nokta eğme testinin dental seramiklerin dayanıklılıklarının tespit edilmesi için uygun yöntemlerden biri olduğunu belirtmişlerdir.(ERSU ve ark., 2007; ISO, 2008)

Bu test tekniğinde dikdörtgen şeklindeki örnekler ISO 6872 standartlarına göre 2x4x25 mm boyutlarında hazırlanması tavsiye edilmektedir.(ISO, 2008) Test düzeneklerinde, örnekler aralarındaki mesafe 20 mm olan dairesel çelik çubukların merkezine yerleştirilir. Ardından, dairesel bir çelik çubuk ile tam merkezden örnekler dik olarak kuvvet uygulanır.(Cattell ve ark., 1997)

Kırılmaya neden olan kuvvet miktarı, ISO standartlarına göre Newton biriminden MPa birimine dönüştürmek için aşağıdaki formül kullanılır.(ISO, 2008)

$$\text{Esneme Direnci (MPa)} = 3LF/2WT^2$$

Eşitlikte L, destekler arası mesafe (mm); F, uygulanan kuvvet (F); W, örnek genişliği (mm) ve T, örneğin kalınlığı (mm) dır.

Tek eksenli eğme testleri, örneklerin hazırlanması sırasında meydana gelen yüzeysel çukurlar, kenarlardaki ve yüzeydeki çatlaklara karşı hassasiyet gösterir. Bu tür yüzey kusurları, test sonuçlarını önemli ölçüde etkileyebilir.(ERSU ve ark., 2007; Miller ve ark., 1992; Yılmaz ve ark., 2007) Ayrıca, test örneklerinin boyutlarının ve hacimlerinin

dental restorasyonlardan önemli ölçüde farklı olması, bu yöntemin dezavantajlarından biridir. Örneklerin hazırlanması sırasında porözite oluşumu riskinin daha yüksek olması da testin güvenilirliğini olumsuz etkileyebilir.(Kelly, 1995)

#### **2.11.1.2 İki Eksenli Eğme Testleri**

Bu testlerde, örnekler disk şeklinde hazırlanır ve bir halka çember oluşturacak şekilde yerleştirilen topların üzerine konumlandırılır. Üstteki piston, alttaki topların merkezini hedef alacak şekilde yerleştirilir, bu merkezden kuvvet uygulanır. (ISO, 2008)

ISO 6872 standardı, seramik örneklerin iki eksenli esneme direncini ölçmek için üç top üzerinde piston testini önermiş ve bu yöntemi ayrıntılı olarak açıklamıştır. Üç top üzerinde piston yönteminde, piston başlığının hızı  $1 \pm 0,5$  mm/dk olmalı ve uygulanabilecek yük 10N ile 1000N arasında olmalıdır.(ISO, 2008)

Test düzeneğinde, örnekler  $120^\circ$  açıyla yerleştirilmiş ve 10 ile 20 mm çapında bir çember üzerine oturtulmuş üç adet sertleştirilmiş çelik top tarafından desteklenir. Destek olarak kullanılan bu çelik topların çapı 2,5 ile 6,5 mm arasında olmalıdır. Piston başı ise, çapı  $(1,4 \pm 0,2)$  mm olan bir pin şeklindedir ve kuvveti örneklerin tam merkezine uygulayacak şekilde konumlandırılmıştır. Piston başının yükleme yaptığı esnada, kuvvetin test edilecek örnek üzerine eşit olarak dağılmasını sağlamak amacıyla, piston başının temas edeceği yüzeye ince ve yumuşak bir film tabakası yerleştirilmelidir.(ISO, 2008; Yılmaz ve ark., 2007)

Bu test yönteminde kullanılan disk şeklindeki örneklerin kalınlığı  $1,2 \pm 0,2$  mm, çapı ise 12 mm ile 16 mm arasında olmalıdır. Biaksiyel esneme direncini hesaplamak için aşağıdaki formül kullanılır.(ISO, 2008; Yılmaz ve ark., 2007)

$$S = -0,238 \cdot 7P \cdot (X - Y) / d^2$$

Bu eşitlikte S, maksimum esneme direnci (MPa); P, kırılmanın olduğu andaki kuvvet (N)

$$X = (1 + \nu) \ln(r_2/r_3)^2 + [(1-\nu)/2] (r_2/r_3)^2$$

$$Y = (1 + \nu) [1 + \ln(r_1/r_3)^2] + (1-\nu) (r_1/r_3)^2$$

$\nu$ : Poisson oranı 0,3 (zirkonyanın Poisson oranı 0,3 değerinin kullanılması ISO 13356 standardında önerilmektedir.)

$r_1$ : (milimetre) destek topların üzerinde konumlandığı dairenin yarıçapı

$r_2$ : (milimetre) piston ucunun yarıçapı

$r_3$ : (milimetre) örneğin yarıçapı

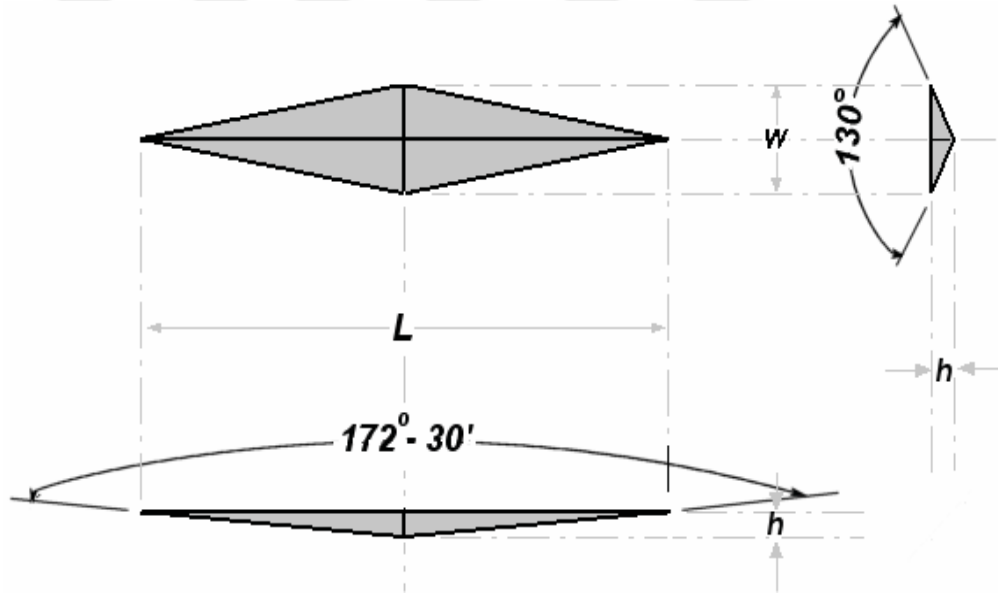
$d$ : (milimetre) kırık merkezinde örneğin kalınlığı

### 2.11.2 Mikrosertlik Testi

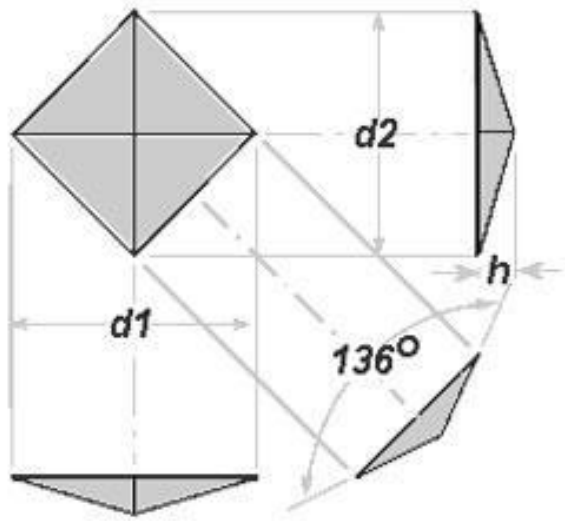
Mikrosertlik, sert dokuların mineral içeriğini analiz etmek için etkili bir yöntem olarak kabul edilir. Mikrosertlik ölçme cihazı, bir elmas uç kullanarak ışık mikroskobu altında yüzeylere belirli ağırlıklar ve sürelerle basınç uygulayarak izler oluşturur. Bu izlerin derinliklerinin değerlendirilmesi sonucunda, test edilen cismin sertlik değeri belirlenir.(Featherstone ve ark., 1983)

Cihazın ucuna takılı olan elmas uçlu iğne, örneğe belirli bir kuvvet uygulayarak yüzeyine nüfuz eder. Elmas ucun lezyonun değişik bölgelerinde oluşturduğu penetrasyon derinlikleri ölçülür ve bu değerler "Vickers" veya "Knoop" sertlik değeri olarak not edilir.(Featherstone ve ark., 1983)

Temelde iki çeşit mikrosertlik ölçme yöntemi vardır ve bu yöntemler arasındaki temel fark, iz oluşturan uçların şekilleridir. İlk yöntem, 1925 yılında İngiltere'de geliştirilen Vickers yöntemidir. Bu yöntemde, tepe açısı  $136^\circ$  olan elmas bir kare piramit baskı elemanı olarak kullanılır. Piramit uç, malzeme üzerine bastırılarak dörtgen bir iz oluşturur. Bu izin köşegenleri ölçülür ve ortalaması alınarak malzemenin sertlik değeri hesaplanır. Diğer bir yöntem ise, 1939 yılında National Bureau of Standards (USA) tarafından geliştirilen Knoop yöntemi. Knoop yöntemi, Vickers sertlik ölçümlerinde kullanılanla aynı yük uygulandığında malzeme üzerinde daha derin ve daha ince izler bırakır.(Kayalı, 1996; Smith, 1986)



**Şekil 2.13:** Knoop ucunun şekli ve ucu oluşturan açılar.



Şekil 2.14: Vickers ucunun şekli ve ucu oluşturan açılar.

### 2.11.3 Kırılma Tokluğu Testleri

Katı bir cismin gerilmeler altında iki veya daha fazla parçaya bölünmesi, kırılma olarak isimlendirilir. Tokluk, bir malzemenin kırılmadan önce soğurduğu enerjinin ölçüsüdür ve malzemenin darbe altında kırılmadan dayanabilme kapasitesinin miktarını gösteren bir özelliktir. Kırılma tokluğu, malzemenin yük altında bulunurken çatlak yayılmasına karşı gösterdiği direncin bir sayısal ifadesidir. Yüksek kırılma tokluğuna sahip malzemeler çatlak yayılmasına karşı daha dirençli olup, süneklik gösterirken, düşük kırılma tokluğu olan malzemeler daha kırılğan yapıya sahiptir.(Hanyaloglu ve ark., 2001)

Kırılma tokluğunu tespit için farklı yöntemler kullanılmaktadır, ancak çoğu yöntem, karmaşık şekilli örnekler ve test düzeneklerine ihtiyaç duymaktadır. Büyük ve çeşitli şekillerdeki örneklerin hazırlanmasındaki zorluklar nedeniyle, daha basit ve uygulanabilir bir yöntem olan Vickers indentasyonu ile kırılma tokluğu ölçüm yöntemi ortaya çıkarılmıştır.(Kelly, 1999; Rizkalla & Jones, 2004; Wagner & Chu, 1996)

Bu testlerde, yüzeye Vickers sertlik cihazı kullanılarak elmas uç batırılır. Bu işlem, sertlik ölçüm testine benzer şekilde uygulanır; ancak burada amaç, batırma işlemi sırasında çatlak oluşumunu sağlamaktır. Bu sayede, sertlik ölçümüne ek olarak çatlak oluşumunun incelenmesi de mümkün olur. Kırılma olayını anlamada önemli olan çatlak oluşumu ve sertlik ölçümü aynı anda gerçekleştirilebilir. Özellikle dental seramiklerin kırılma tokluğunu incelemek için, uygulanabilirliği ve pratikliği nedeniyle bu yöntemin sıklıkla tercih edildiği görülmektedir.(Scherrer ve ark., 1998) Kırma indentasyon test yönteminde, örnekler mikro sertlik cihazı kullanılarak belirli bir kuvvet uygulanır. Genellikle 9,8 N veya 19,6 N kuvvet uygulanarak malzemenin yüzeyine elmas ucla çentikler açılır. Bu işlem sırasında çentiklerin köşelerinde çatlak izleri oluşur.(Rizkalla & Jones, 2004; Scherrer ve ark., 1998)

Kırılma tokluğu değeri, Anstis ve arkadaşlarının önerdiği şu formül ile hesaplanabilir:

$$K_{IC} = \chi \left( \frac{E}{H} \right)^{1/2} \cdot \frac{P}{c^{3/2}}$$

Bu eşitlikte  $K_{IC}$ , kırılma tokluğu değeri (MPa.m<sup>0,5</sup>); E, Elastik modül; H, sertlik (VHN); P, uygulanan kuvvet (N); c, çatlak uzunluğunu (m) temsil eder.

## 2.12 TARAMALI ELEKTRON MİKROSKOBU (SEM) VE EDS

SEM, incelenen yüzeyde çok ince bir (10µm) elektron ışınının bir noktadan diğerine hareket etmesi prensibiyle çalışır. SEM, yüzeyde oluşan ve incelenebilecek çizik ve bozulmaların olduğu durumlarda en sık kullanılan yöntemlerden biridir. Ancak, yüzey topografyasının tanımında bazı sınırlamalar vardır ve üç boyutlu yüzey özelliklerini

gösteremez.(Kakaboura ve ark., 2007) İncelenmek istenen materyalin yüzeyinde elektronların hareket edebilmesi için iletken bir kaplama gereklidir. Bu sebeple, materyal 200-1000 nm kalınlığında Altın (Au) ve Palladyum (Pd) ile kaplanır.(ERGÜN ve ark., 2006)

SEM ile birlikte kullanılan enerji dağılımlı X-ışınları spektrometresi (EDS) sayesinde numune üzerindeki parçacıkların kimyasal analizini yapmak mümkündür. SEM ve EDS, materyaller hakkında faydalı ve pratik bilgiler sunar.(Hayat, 1973)



### 3. GEREÇ VE YÖNTEM

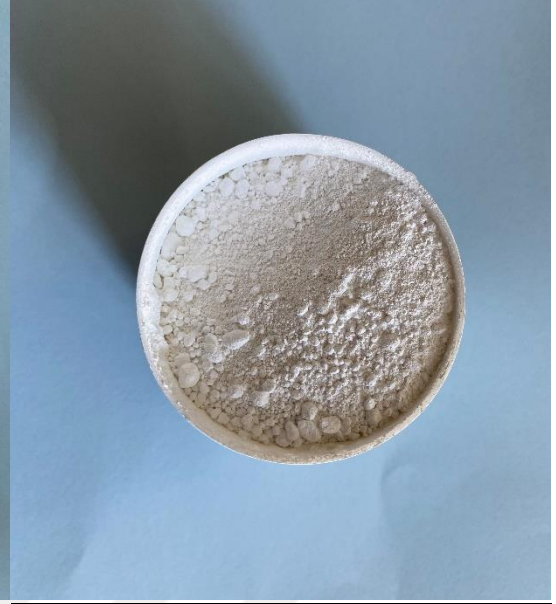
Bu çalışma, Tokat Gaziosmanpaşa Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı, Tokat Gaziosmanpaşa Üniversitesi Fen Edebiyat Fakültesi Fizik Bölümünde gerçekleştirildi. Çalışmanın örnekleri Bizim Dental Diş Laboratuvarında hazırlanmıştır. Çalışmamız Tokat Gaziosmanpaşa Üniversitesi Bilimsel Araştırma Projeleri Koordinasyon Birimi tarafından desteklenmiştir.

Bu çalışmada, feldspatik porselen içerisine farklı oranlarda zirkonyum dioksit (Kalaçlar, Ankara, Türkiye), titanyum dioksit (Kalaçlar, Ankara, Türkiye) ve talk (Kalaçlar, Ankara, Türkiye) (**Şekil 3.3**) eklenerek çatlak boyu, sertlik değeri, esneme direnci değeri ve renk değişimi incelendi. Test materyali olarak bir feldspatik porselen [Ceramco 3 (Dentsply Degudent GmbH, USA)] dentin tozu (**Şekil 3.1**) kullanıldı.

Ceramco 3, feldspatik porselen grubuna ait bir malzeme olup, DIN EN ISO 6872 standardına göre Tip 1 dental seramik olarak sınıflandırılır. Bu seramik, opaklaştırıcı ve renk pigmenti içeren inorganik cam tozundan oluşur. İçeriğinde %80-95 oranında sodyum potasyum alüminosilikat ve %0-20 oranında kalay oksit bulunur. Kalay oksitin tahriş edici bir özelliği olduğu bilinmektedir. Ayrıca, Ceramco 3'ün içeriğinde yer alan tehlikeli maddeler arasında %5-17 gliserin, %0-31 dietilen glikol ve %0-17 bütlen glikol yer alır. Ceramco 3, tek veya çok üyeli metal destekli porselen yapımında kullanılabilen bir malzemedir. Hem gümüş içeren hem de gümüş içermeyen konvansiyonel yüksek ısı seramik alaşımları ile uyumludur. Dentin fırınlama sıcaklığı ise 900-930°C aralığındadır.(Dentsply, 2007, 2008)



Şekil 3.1: Porselen Tozu



Şekil 3.2: Titanyum Dioksit Tozu



Şekil 3.3: A) Talk Tozu

B) Zirkonyum Dioksit Tozu

C) Titanyum Dioksit Tozu

### 3.1 ÖRNEKLERİN HAZIRLANMASI

Zirkonyum dioksit, titanyum dioksit ve talk bileşikleri, Ceramco 3 ticari dentin porselen tozunun ağırlık olarak %2 ve %5'i olacak şekilde hassas terazide tartıldı (Weightlab WL-303L, İstanbul, Türkiye) (Şekil 3.4) ve mekanik karıştırıcı ile karıştırıldı.

Belirlenmiş oranlarda hazırlanan dentin porselen tozu ve zirkonyum dioksit, titanyum dioksit ve talk bileşikleri etil alkol içerisinde dağıtıldı, ultrasonik banyoda yarım saat sonifikasyon yapılarak homojonize edildi ve mekanik karıştırıcı ile 1 saat karıştırıldı. Alkol buharlaştırılarak uzaklaştırıldıktan sonra örnekler vakum etüvünde 24 saat kurutuldu. Karışımın homojen olduğu görüldükten sonra daha sonraki aşamalara geçildi.



**Şekil 3.4:** Hassas Terazi

Karışımlar 6 grup oluşturacak şekilde ayarlandı. Kontrol grubu olarak zirkonyum dioksit, titanyum dioksit ve talk içermeyen dentin porselen tozu kullanıldı (**Şekil 3.5**).



**Şekil 3.5:** Toz Karışımları

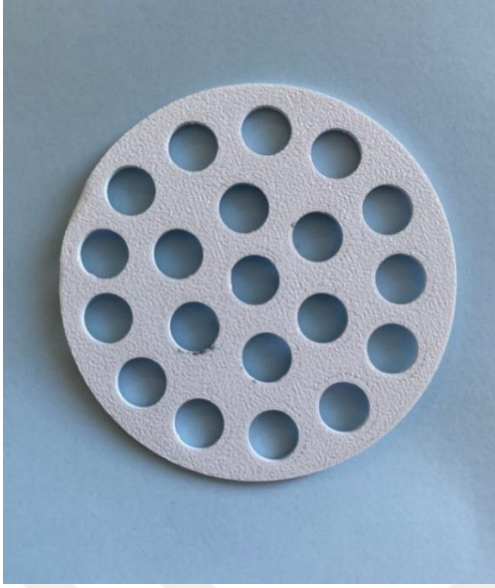
**Tablo 3.1:** Çalışmada bulunan gruplar ve örnek sayıları

| Gruplar           | Ağırlıkça % İçerikleri | Renk Değişim Testi | Biaksiyel Eğme Testi | Sertlik – Çatlak Boyu |
|-------------------|------------------------|--------------------|----------------------|-----------------------|
| Kontrol           | -                      | n= 8               | n=8                  | n=8                   |
| Zirkonyum Dioksit | %2                     | n=8                | n=8                  | n=8                   |
|                   | %5                     | n=8                | n=8                  | n=8                   |
| Titanyum Dioksit  | %2                     | n=8                | n=8                  | n=8                   |
|                   | %5                     | n=8                | n=8                  | n=8                   |
| Talk              | %2                     | n=8                | n=8                  | n=8                   |
|                   | %5                     | n=8                | n=8                  | n=8                   |

Gruplardan, Tip 1 seramiklerin biaksiyel eğme testi ile ilgili standartlarca (ISO, 2008) belirlenen boyutlarda (kalınlık  $1,2\pm0,2$  mm;  $\phi$  12 mm) metal kalıplar üretildi (**Şekil 3.8**). Metal kalıpların üretiminde, önce standartlara uygun olacak şekilde bir tasarım oluşturuldu (**Şekil 3.7**). Bu tasarım 3 boyutlu yazıcı (ELEGOO Saturn 3, Shenzhen, Çin) kullanılarak üretildi (**Şekil 3.6**). Daha sonra bu tasarıma göre metal kalıplar oluşturuldu. Bu metal kalıplarla 24'er tane disk şeklinde örnekler hazırlandı. Örneklerin 8'er tanesi renk değişim testi için, 8'er tanesi biaksiyel esneme direncini saptamak için, 8'er tanesi de Vickers sertlik değeri ve çatlak boyutu tespit etmek için kullanıldı (**Tablo 3.1**).



**Şekil 3.6:** 3 Boyutlu Yazıcı Cihazı



**Şekil 3.7:** 3 Boyutlu Yazıcıdan Üretilen Tasarım



**Şekil 3.8:** Üretilen Metal Kalıp

Örnekler hazırlanırken, [Ceramco 3 (Dentsply Degudent GmbH, USA)] porselen tozu üretici firmanın talimatlarına uygun olarak kullanıldı. Toz karışımları programlanabilen vakumlu porselen fırınında (Programat P300, Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein) pişirildi (**Şekil 3.9**). İlk 4 dakika sıcaklık 650 °C olup, dakikada 50-70°C sıcaklık artışıyla 4 dakikada 910°C'ye ulaştı ve bu sıcaklıkta 2 dakika bekleyerek fırınlanma uygulaması sonlandırıldı. Daha sonrasında oda sıcaklığında soğumaya bırakıldı.



**Şekil 3.9:** Porselen Fırını

Örneklerin son yüzey düzeltme işlemleri gren boyutu 15-20  $\mu\text{m}$  olan elmas frez (Frank Dental, Almanya) aracılığıyla gerçekleştirildi. Yüzey düzeltme işlemleri sırasında örneklerin boyutlarının ölçümü dijital kumpas (MC 01010157, 150 mm, Çin) yardımıyla yapıldı (**Şekil 3.10**). Örnek boyutlarının ölçümünden sonra porselen örnekler polisaj lastiği ile (Horico, Almanya) yüzeyleri daha pürüzsüz hale getirildi. Örneklerle 2 dakikalık mekanik polisaj uygulandı. Her 10 örnekte polisaj lastikleri değiştirildi. Polisaj parmak basıncıyla, 10 N ile uygulandı. (Mustafa & Matinlinna, 2014; O'Brien, 2002b)

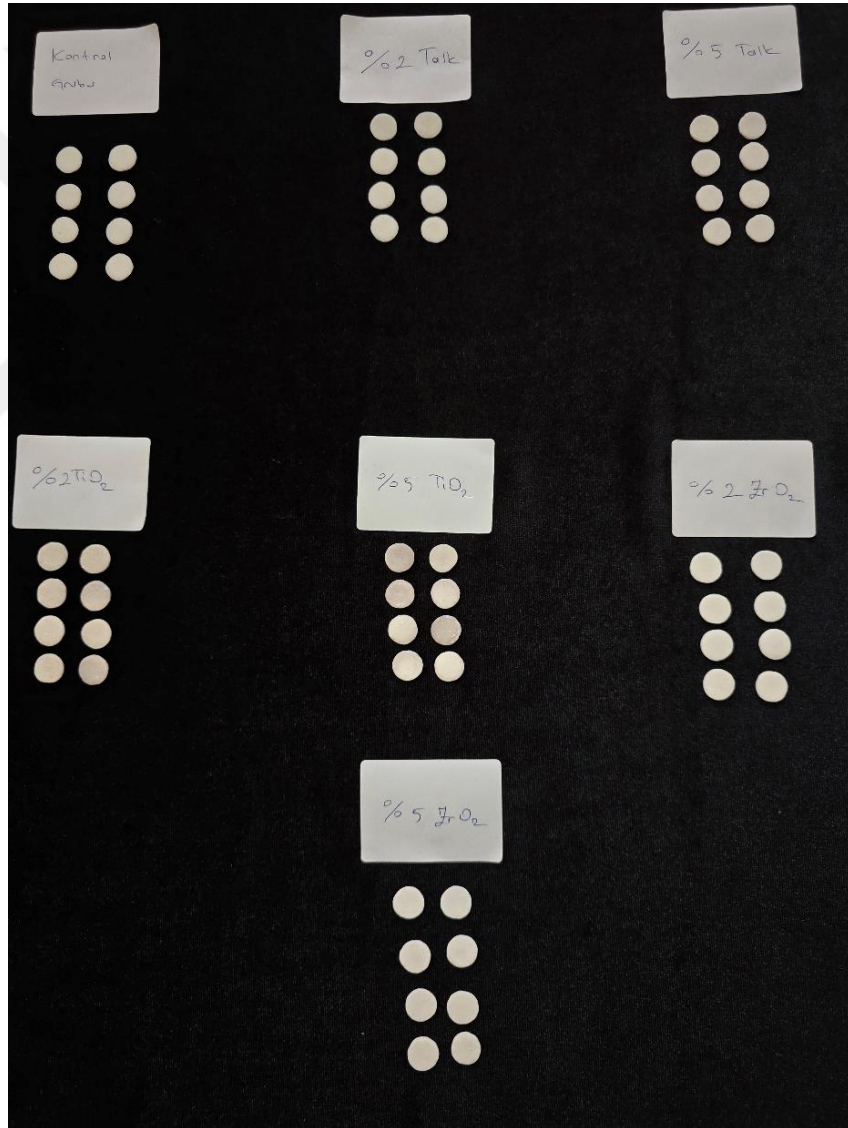


**Şekil 3.10:** Örneklerin Kalınlık Ve Çaplarının Dijital Kumpas İle Ölçülmesi

Testleri yapmaya başlamadan önce, tüm örnekler distile su içeren ultrasonik banyoda 10 dakika temizlendi (Pro-sonic 600, Sultan Healthcare, ABD) (Şekil 3.11) ve örneklerin hazırlanması tamamlandı (Şekil 3.12).



Şekil 3.11: Ultrasonik Banyo



Şekil 3.12: Deneyler İçin Hazırlanmış Örnekler

### 3.2 RENK DEĞİŞİM TESTİ

Porselen örneklerin renk ölçümleri spektrofotometre cihazı olan VITA Easyshade (Vita Zahnfabrik, Bad Sackingen, Almanya) ile yapıldı (**Şekil 3.13**). Her renk ölçümünden önce, cihaz üreticinin talimatlarında belirtilen şekilde şarj aparatının üzerindeki tabla ile kalibre edildi. Renk ölçümleri standart nötral gri fon üzerinde ve günün aynı saatlerinde yapıldı. Renk ölçümleri sırasında cihazın fiber optik ucunun örnekler dik ve yere paralel şekilde konumlandırılmasına özellikle dikkat edildi. Her örnek için ölçümler CIEDE2000 renk sistemi aracılığıyla 3 kez yapılmış ve bu ölçüm değerlerinin ortalaması alınarak kaydedilmiştir. Hafif renk değişimi tespitlerinde geçerli bir yöntem olarak kullanılan CIEDE2000 ( $\Delta E_{00}$ ) sistemi ile renkler belirlendikten sonra örneklerde görülen renk değişikliği L, a ve b değerleriyle hesaplanan  $\Delta E_{00}$  parametresi ile formüle edildi.  $\Delta E_{00}$  değeri bir gözlemcinin uygulamadan sonra ve zaman aralıklarında belirleyebileceği renk değişimidir. Bu değer tek başına L, a, b değerlerinden daha anlamlıdır. Örnekler için  $\Delta E_{00}$  skoru örneklerin ölçümlerinden elde edilen  $L^*$ ,  $a^*$ ,  $b^*$ , C ve h değerleri ile aşağıdaki formül kullanılarak hesaplandı:

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



**Şekil 3.13:** Spektrofotometre ile renk ölçümü

### 3.3 BİAKSİYEL ESNEME DİRENCİ

Biaksiyel esneme direnci testi, üç top üzerindeki piston tekniği ile gerçekleştirilmiştir. Porselen örneklerin bükülme testinde, ISO 6872 (ISO, 2008) standartlarına uygun olarak, uç kısmı 1,4 mm çapında olan ve disk örneğe tam ortadan temas eden baskı ucu eğme testi cihazının (Shimadzu AGS-X, Japonya) (**Şekil 3.14**) üst kısmına monte edilmiştir. Cihazın alt kısmında ise, iç çapı 10 mm olan ve tabanında 120°'lik açılarla düzenlenmiş üç adet 3 mm çapında çelik bilyeden oluşan metal kalıp kullanılmıştır (**Şekil 3.15**).



**Şekil 3.14:** Eğme Testi Cihazı

Pistonun neden olduğu sıkıştırma gerilimini azaltmak amacıyla, örnek ile piston arasında ince bir plastik streç film yerleştirilmiştir (**Şekil 3.15**). Üst hareketli parçadaki baskı ucu, örneklerin tam merkezine gelecek şekilde ayarlanmış ve 1 mm/dk hızında kuvvet uygulanarak örnek kırılınca kadar test edilmiştir. Numunenin kırıldığı andaki kuvvet, bilgisayar tarafından Newton biriminde kaydedildi. Bu kaydedilen sonuçlar, daha önce verilen eşitlik kullanılarak MPa cinsine çevrildi.



**Şekil 3.15:** Örneklerin Konumlandırılması

### 3.4 SERTLİK TESTİ

Örnekler, Vickers sertlik testi yapılırken desteklik sağlaması için akrilik kalıplara gömüldü. Örnekler akrilik kalıplara gömülürken, su terazisi aracılığıyla yüzeylerinin yere paralel şekilde olması sağlandı. Test işlemi uygulanmadan önce, daha ideal bir görüntü alabilmek için örneklerin yüzeyi, zımpara makinesinde (Gıpo 2V, METKON, Grinder-Polisher, Bursa, Türkiye) 300 rpm devirde kadife bez üzerine 0,3  $\mu\text{m}$  gren boyutlu  $\text{Al}_2\text{O}_3$  çözeltisi dökülerek ve su soğutmalı olarak 30 sn süreyle parlatıldı (**Şekil 3.16**).



**Şekil 3.16:** Örnekler Parlatmada Kullanılan Cihaz

Örneklere Vickers mikro sertlik cihazı (High Wood , HWDM - 3 , Japonya) aracılığıyla 10 saniye boyunca 10 N kuvvet uygulanarak yüzeylerinde çentik oluşturuldu (Şekil 3.17). Bu çentik cihazın kendi üzerinde bulunan optik kamerası ile tespit edilerek Vickers sertlik değeri (VHN) ölçüldü.



**Şekil 3.17:** Vickers Sertlik Cihazı

### 3.5 METALURJİK MİKROSKOP ANALİZİ

Sertlik denemeleri yapıldıktan sonra uygun olan çatlak modelleri, metal mikroskobu (Shimadzu DUH-W201S, Japonya) (**Şekil 3.18**) ile incelendi.

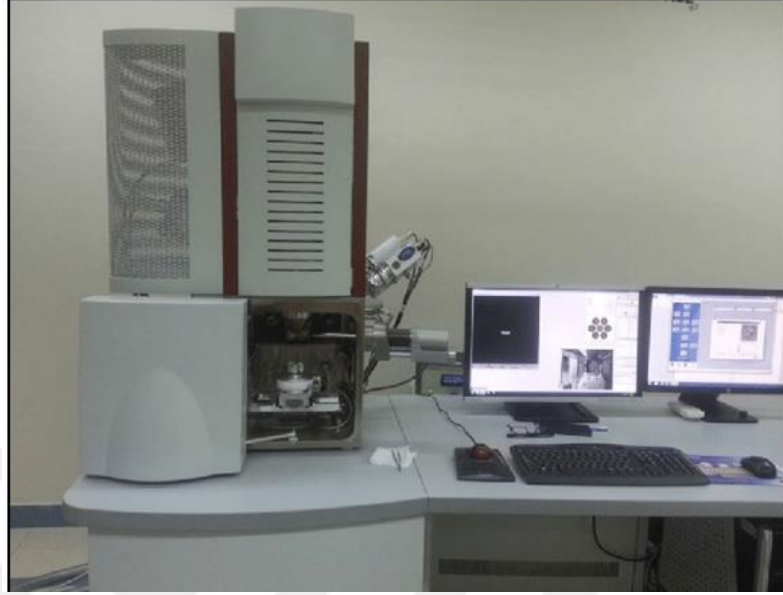
Örneklerin metal mikroskobunda izlenen görüntüleri kaydedildi (**Şekil 4.1**). Bu kaydedilen görüntülerin üzerinden çatlak boyları tespit edildi. Daha sonra ölçülen değerlerin ortalaması alındı.



**Şekil 3.18:** Metal Mikroskobu

### 3.6 SEM VE EDS ANALİZİ

Çalışmamızda SEM görüntülemesi Sivas Cumhuriyet Üniversitesi İleri Teknoloji Araştırma ve Uygulama Merkezinde yapılmıştır. Testlerden sonra uygun olan feldspatik porselen örnekleri SEM (TESCAN Mira III, Brno, Çek Cumhuriyeti) cihazı ile incelendi (**Şekil 3.19**). Örnekler kaplama cihazında (Quorum Q150R ES, Laughton, UK) altın-paladyum (Au-Pd) ile kaplanarak görüntülendi. Porselen örneklerin kimyasal analizleri SEM ünitesine bağlı EDS cihazı ile yapıldı.



**Şekil 3.19:** Taramalı Elektron Mikroskobu (Tescan Mira3)

### 3.7 İSTATİSTİKSEL ANALİZ

İstatistiksel analizlerde SPSS for Windows 17.0 (IBM SPSS Statistics, ABD) programı kullanıldı. Değişkenlere ilişkin nicel verilerin tanımlanması aritmetik ortalama (Ort)  $\pm$  standart sapma (SS) olarak sunuldu. Analizlerde; tek yönlü varyans analizi (ANOVA testi) yapıldı. Çoklu karşılaştırmalar Post Hoc değerlendirmeler Tukey HSD ve Tamhane's  $T^2$  ile yapılmıştır. İstatistiksel anlamlılık  $p < 0.05$  olarak kabul edildi.

## 4. BULGULAR

### 4.1 RENK DEĞİŞİM TESTİ BULGULARI

Hazırlanan örneklerle uygulanan renk değişim testi sonucunda elde edilen  $\Delta E_{00}$  değerlerinin analizi **Tablo 4.1**'de gösterilmiştir.

**Tablo 4.1:** Grupların  $\Delta E_{00}$  değerlerine göre karşılaştırılması

| $\Delta E_{00}$       |                           | Post Hoc Farklar                               |
|-----------------------|---------------------------|------------------------------------------------|
|                       | Ortalama $\pm$ Std. Sapma |                                                |
| ZrO <sub>2</sub> (%2) | 17,16 $\pm$ 1,87          | Tüm gruplar birbirinden farklıdır.<br>(p<0,05) |
| ZrO <sub>2</sub> (%5) | 29,70 $\pm$ 2,68          |                                                |
| TiO <sub>2</sub> (%2) | 46,62 $\pm$ 8,75          |                                                |
| TiO <sub>2</sub> (%5) | 60,95 $\pm$ 3,77          |                                                |
| Talk (%2)             | 2,50 $\pm$ 0,70           |                                                |
| Talk (%5)             | 9,83 $\pm$ 1,07           |                                                |
| p                     | <b>&lt;0,001*</b>         |                                                |

p: Tek Yönlü Varyans Analizi  
 \* p değeri 0.05 düzeyinde anlamlıdır.  
 Post Hoc değerlendirmeler Tamhane's T<sup>2</sup> ile yapılmıştır

Tüm grupların  $\Delta E_{00}$  değerlerinin ortalamaları arasında istatistiksel olarak anlamlı düzeyde farklılık bulunmaktadır (p<0,001).  $\Delta E_{00}$  değeri toplam renk değişimini göstermektedir, bu değerin büyük olması elde edilen renk değişiminin de fazla olması anlamına gelmektedir. En yüksek  $\Delta E_{00}$  değeri titanyum dioksit ilaveli gruplarda görülmüştür. Titanyum dioksit %5 ( $\Delta E_{00}$ =60,95 $\pm$ 3,77) ve titanyum dioksit %2 ( $\Delta E_{00}$ =46,62 $\pm$ 8,75). En düşük  $\Delta E_{00}$  değerleri ise talk ilaveli gruplarda görülmüştür. Talk %2 ( $\Delta E_{00}$ =2,50 $\pm$ 0,70) ve talk %5 ( $\Delta E_{00}$ =9,83 $\pm$ 1,07).

Tüm grupların değerleri istatistiksel olarak anlamlı olacak düzeyde birbirlerinden farklıdır ( $p < 0,05$ ). Hiçbir ilave yapılmadan üretilen kontrol grubuyla, ilaveler yapıldıktan sonra üretilen diğer grupların renk değişim değerleri ( $\Delta E_{00}$ ) Titanyum dioksit %5 > Titanyum dioksit %2 > Zirkonyum dioksit %5 > Zirkonyum dioksit %2 > Talk %5 > Talk %2 şeklinde sıralanmıştır. Bütün gruplarda ilave edilen materyalin yüzdesi arttıkça  $\Delta E_{00}$  değeri de artmıştır.

#### 4.2 BİAKSİYEL ESNEME DİRENCİ BULGULARI

Hazırlanan örneklerle uygulanan biaksiyel esneme testi sonucunda elde edilen değerlerin analizi **Tablo 4.2’de** gösterilmiştir.

**Tablo 4.2:** Grupların biaksiyel esneme dirençlerine göre karşılaştırılması

| Biaksiyel Esneme Direnci (MPa) |                           | Post Hoc Farklar                                |
|--------------------------------|---------------------------|-------------------------------------------------|
|                                | Ortalama $\pm$ Std. Sapma |                                                 |
| ZrO <sub>2</sub> (%2)          | 88,44 $\pm$ 7,90          |                                                 |
| ZrO <sub>2</sub> (%5)          | 85,53 $\pm$ 12,00         |                                                 |
| TiO <sub>2</sub> (%2)          | 87,69 $\pm$ 10,22         |                                                 |
| TiO <sub>2</sub> (%5)          | 86,90 $\pm$ 7,35          | ZrO <sub>2</sub> (%2) - Talk (%2) ( $p=0,038$ ) |
| Talk (%2)                      | 73,96 $\pm$ 10,75         | ZrO <sub>2</sub> (%2) – Kontrol ( $p=0,039$ )   |
| Talk (%5)                      | 75,61 $\pm$ 8,71          |                                                 |
| Kontrol                        | 73,97 $\pm$ 4,95          |                                                 |
| p                              | <b>0,001*</b>             |                                                 |

p: Tek Yönlü Varyans Analizi

\* p değeri 0.05 düzeyinde anlamlıdır.

Post Hoc değerlendirmeler Tukey HSD ile yapılmıştır

Grupların biaksiyel esneme direnci ortalamaları arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılık bulunmaktadır ( $p=0.001$ ;  $p<0.01$ ). Zirkonyumun dioksitin %2 oranında eklendiği grubun biaksiyel esneme direnci ortalaması talk %2 ( $p=0,038$ ;  $p<0.05$ ) ve kontrol ( $p=0,039$ ;  $p<0.05$ ) gruplarından anlamlı şekilde yüksek bulunmuştur. Diğer grupların biaksiyel esneme direnci ortalamaları arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık bulunmamaktadır ( $p>0.05$ ).

### 4.3 SERTLİK TESTİ BULGULARI

Hazırlanan örneklerle uygulanan sertlik testi sonucunda elde edilen verilerin değerlendirilmesi **Tablo 4.3'de** gösterilmiştir.

**Tablo 4.3:** Grupların Vickers sertlik değerine göre karşılaştırılması

| Vickers (VHN)         |                           | Post Hoc Farklar                              |
|-----------------------|---------------------------|-----------------------------------------------|
|                       | Ortalama $\pm$ Std. Sapma |                                               |
| ZrO <sub>2</sub> (%2) | 591,13 $\pm$ 34,61        |                                               |
| ZrO <sub>2</sub> (%5) | 559,25 $\pm$ 39,86        | ZrO <sub>2</sub> (%2) - Kontrol ( $p<0,001$ ) |
| TiO <sub>2</sub> (%2) | 572,25 $\pm$ 64,59        | ZrO <sub>2</sub> (%5) – Kontrol ( $p<0,001$ ) |
| TiO <sub>2</sub> (%5) | 574,13 $\pm$ 46,13        | TiO <sub>2</sub> (%2) – Kontrol ( $p<0,001$ ) |
| Talk (%2)             | 606,38 $\pm$ 77,98        | TiO <sub>2</sub> (%5) – Kontrol ( $p<0,001$ ) |
| Talk (%5)             | 567,25 $\pm$ 41,41        | Talk (%2) – Kontrol ( $p<0,001$ )             |
| Kontrol               | 448,75 $\pm$ 32,48        | Talk (%5) – Kontrol ( $p<0,001$ )             |
| p                     | <b>&lt;0,001*</b>         |                                               |

p: Tek Yönlü Varyans Analizi  
 \* p değeri 0.05 düzeyinde anlamlıdır.  
 Post Hoc değerlendirmeler Tukey HSD ile yapılmıştır

Grupların Vickers sertlik değeri ortalamaları arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılık bulunmaktadır ( $p<0.001$ ). Kontrol grubunun Vickers sertlik değeri ortalaması,

zirkonyum dioksit %2 ( $p<0,001$ ), zirkonyum dioksit %5 ( $p<0,001$ ), titanyum dioksit %2 ( $p<0,001$ ), titanyum dioksit %5 ( $p<0,001$ ), talk %2 ( $p<0,001$ ) ve talk %5 ( $p<0,001$ ) gruplarından anlamlı şekilde düşük bulunmuştur. Diğer grupların Vickers sertlik değeri ortalamaları arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık bulunmamaktadır ( $p>0.05$ ).

#### 4.4 ÇATLAK BOYU DEĞERLENDİRİLMESİ BULGULARI

Örneklere Vickers testi yapılmasından sonra yüzeylerinde oluşturulan çatlak boyları üstten aydınlatmalı metal mikroskobu aracılığıyla görüntülenmiştir. Çatlak boyları tespit edilirken örneklerde düzenli ilerleyen, herhangi bir porozite tarafından görüntüsü engellenmeyen çatlaklara sahip olan örneklerin görüntüsü gözlendi.

Hazırlanan örnekler uygulanan sertlik testi sonucunda oluşan çatlakların boylarından elde edilen verilerin değerlendirilmesi **Tablo 4.4’de** gösterilmiştir.

**Tablo 4.4:** Grupların çatlak boyu değerlerine göre karşılaştırılması

| Çatlak Boy ( $\mu\text{m}$ ) |                           | Post Hoc Farklar                                |
|------------------------------|---------------------------|-------------------------------------------------|
|                              | Ortalama $\pm$ Std. Sapma |                                                 |
| ZrO <sub>2</sub> (%2)        | 30,70 $\pm$ 5,14          |                                                 |
| ZrO <sub>2</sub> (%5)        | 32,75 $\pm$ 1,26          | ZrO <sub>2</sub> (%2) - Talk (%5) ( $p=0,001$ ) |
| TiO <sub>2</sub> (%2)        | 28,29 $\pm$ 5,28          | ZrO <sub>2</sub> (%5) – Talk (%5) ( $p<0,001$ ) |
| TiO <sub>2</sub> (%5)        | 31,36 $\pm$ 6,86          | ZrO <sub>2</sub> (%5) – Kontrol ( $p=0,003$ )   |
| Talk (%2)                    | 29,50 $\pm$ 1,87          | TiO <sub>2</sub> (%5) – Talk (%5) ( $p<0,001$ ) |
| Talk (%5)                    | 21,45 $\pm$ 3,70          | Talk (%2) – Talk (%5) ( $p=0,022$ )             |
| Kontrol                      | 25,29 $\pm$ 2,63          |                                                 |
| p                            | <b>&lt;0,001*</b>         |                                                 |

p: Tek Yönlü Varyans Analizi

\* p değeri 0.05 düzeyinde anlamlıdır.

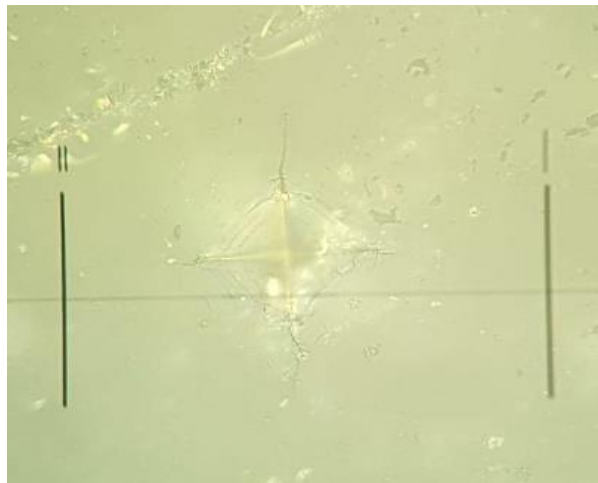
Post Hoc değerlendirmeler Tamhane’s T<sup>2</sup> ile yapılmıştır

Grupların çatlak boyu değeri ortalamaları arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılık bulunmaktadır ( $p<0.001$ ). Test gruplarından elde edilen veriler, istatistiksel olarak incelendiğinde talk %5 ilaveli grubun çatlak boyları ortalaması zirkonyum dioksit %2 ( $p=0,001$ ), zirkonyum dioksit %5 ( $p<0,001$ ), titanyum dioksit %5 ( $p<0,001$ ) ve talk %2 ( $p=0,022$ ) gruplarından anlamlı şekilde düşük bulunmuştur. Ayrıca kontrol grubunun çatlak boyu değerleri ortalaması da zirkonyum dioksit %5 ( $p=0,003$ ) grubundan anlamlı şekilde düşük bulunmuştur.

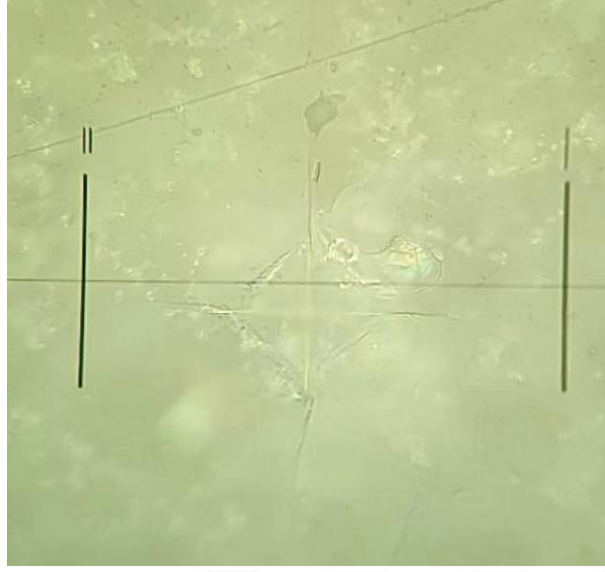
#### 4.5 METALURJİK MİKROSKOP GÖRÜNTÜLERİ

Hazırlanan örneklerin üstten aydınlatmalı metal mikroskobuyla elde edilen, çatlak boylarının da izlene bildiği görüntülerdir.

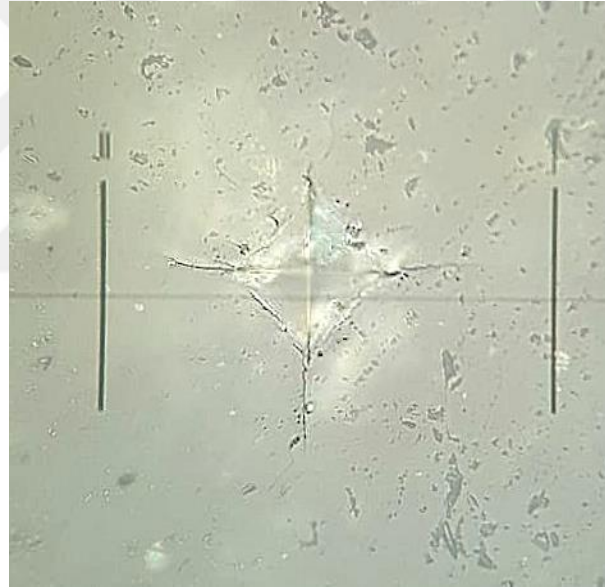
Zirkonyum dioksit, titanyum dioksit ve talk ilaveli grupların görüntülerinin düzgün ve homojen olduğu, referans olarak alınan katkısız feldspatik porselen grubunun görüntüsüyle uyumlu olduğu gözlemlenmiştir. Bu bulgular, zirkonyum dioksit, titanyum dioksit ve talk ilavelerinin feldspatik porselen yapısına olumsuz bir etkisi olmadığını göstermektedir.



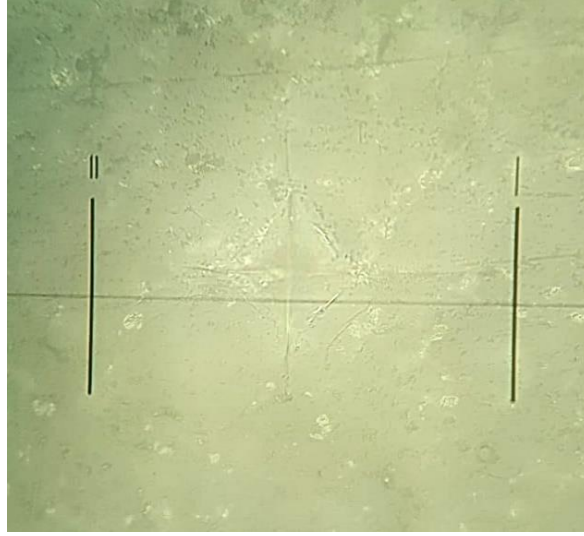
**Şekil 4.1:** Kontrol grubundaki porselen örneğin çatlak görüntüsü



**Şekil 4.2:** %5 Zirkonyum dioksit grubundaki porselen örneğin çatlak görüntüsü



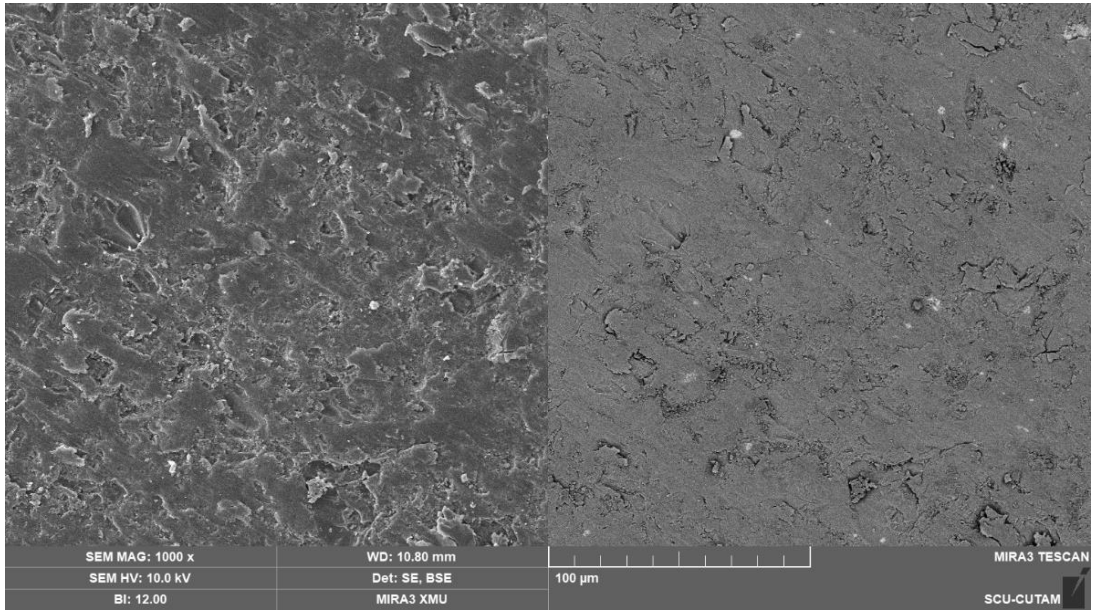
**Şekil 4.3:** %5 Titanyum dioksit grubundaki porselen örneğin çatlak görüntüsü



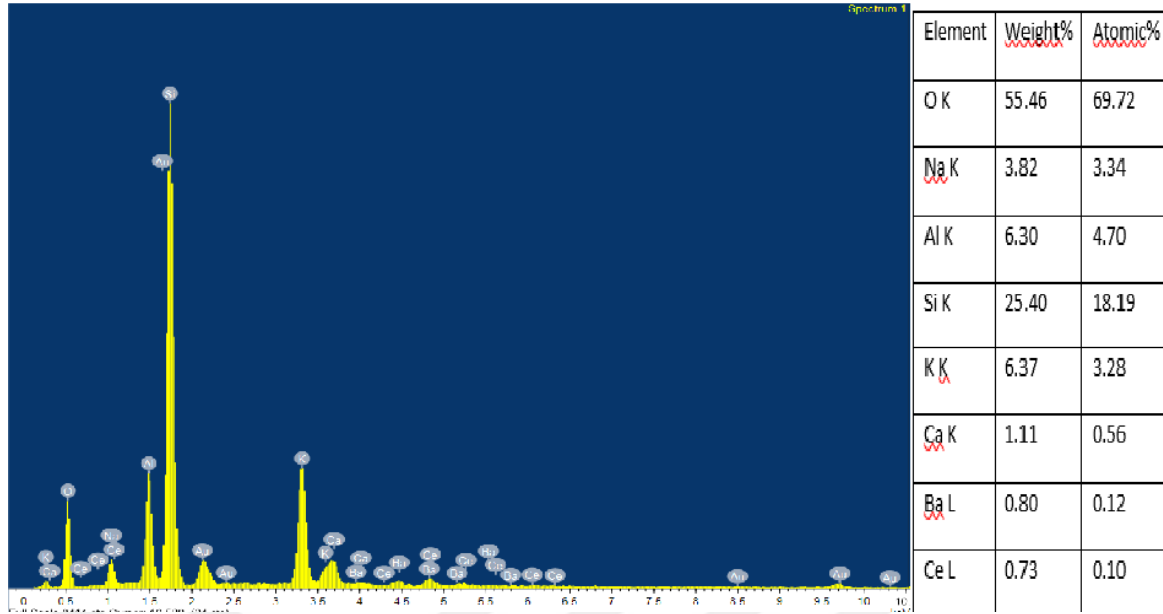
**Şekil 4.4:** %5 Talk grubundaki porselen örneğin çatlak görüntüsü

#### 4.6 SEM VE EDS İNCELEMELERİ

Seramik örneklerin SEM görüntüleri ve EDS analizleri **Şekil 4.5'ten Şekil 4.18'e** kadar gösterilmiştir. EDS analizlerinde, zirkonyum, titanyum ve talk bileşenlerinin artışı ve homojen dağılımı gözlemlenmiştir.

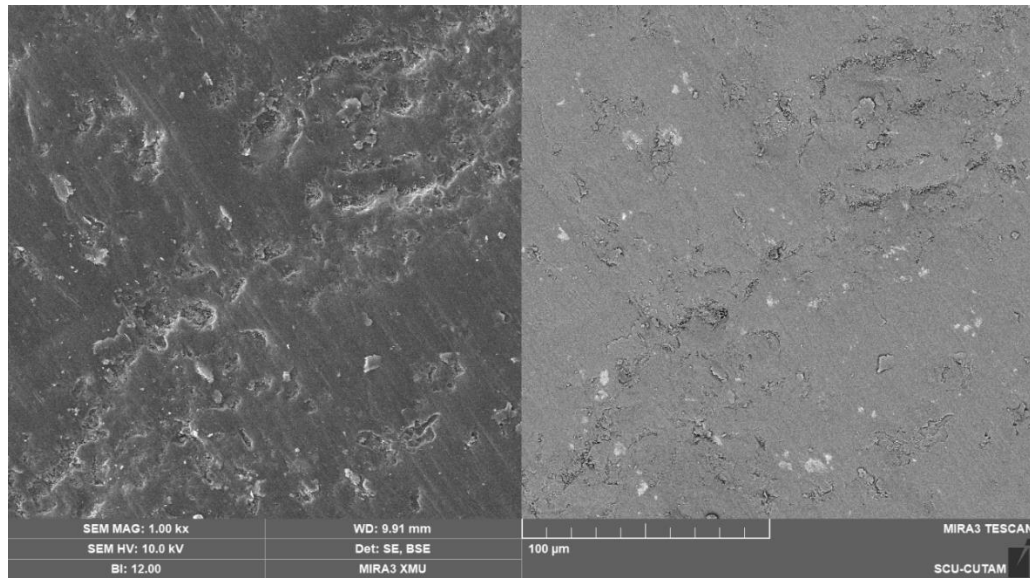


**Şekil 4.5:** Kontrol grubu örneğin x1000 büyütmedeki SEM görüntüsü

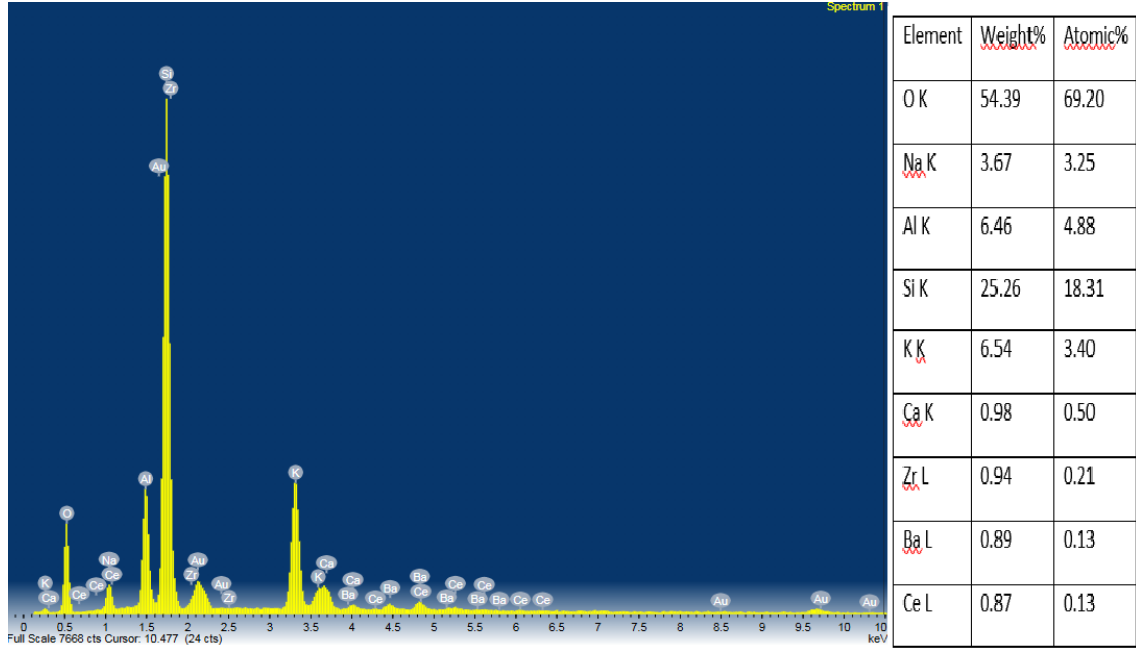


Şekil 4.6: Kontrol grubu örneğinin EDS spektrumu ve içerdği elementler

Kontrol grubu porselen örneklerine yapılan SEM-EDS analizine göre yapıda Si ve O oranları yüksek bulunduğu titanyum, zirkonyum ve talk bileşenleri ise bulunmadığı görüldü (Şekil 4.6).

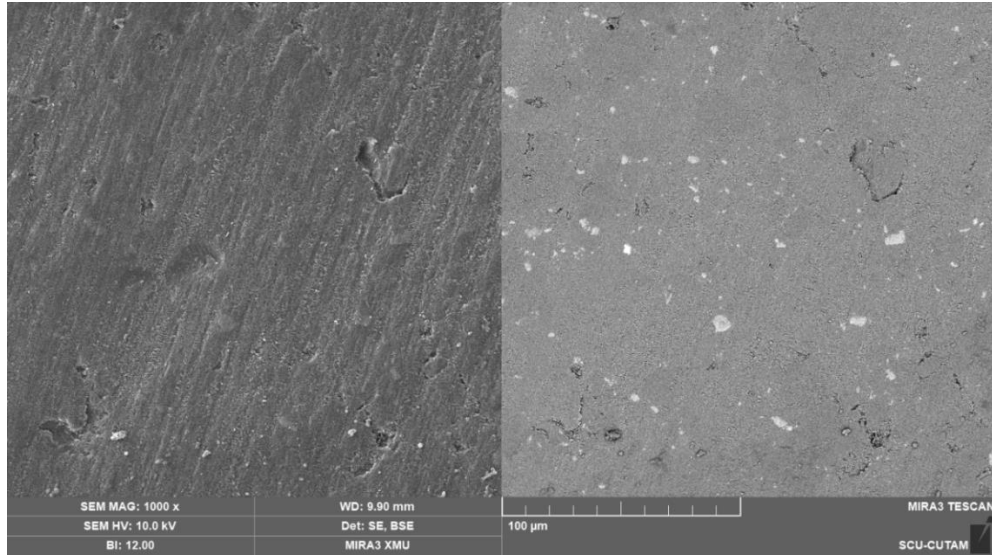


Şekil 4.7: Zirkonyum dioksit %2 grubu örneğinin x1000 büyütmedeki SEM görüntüsü

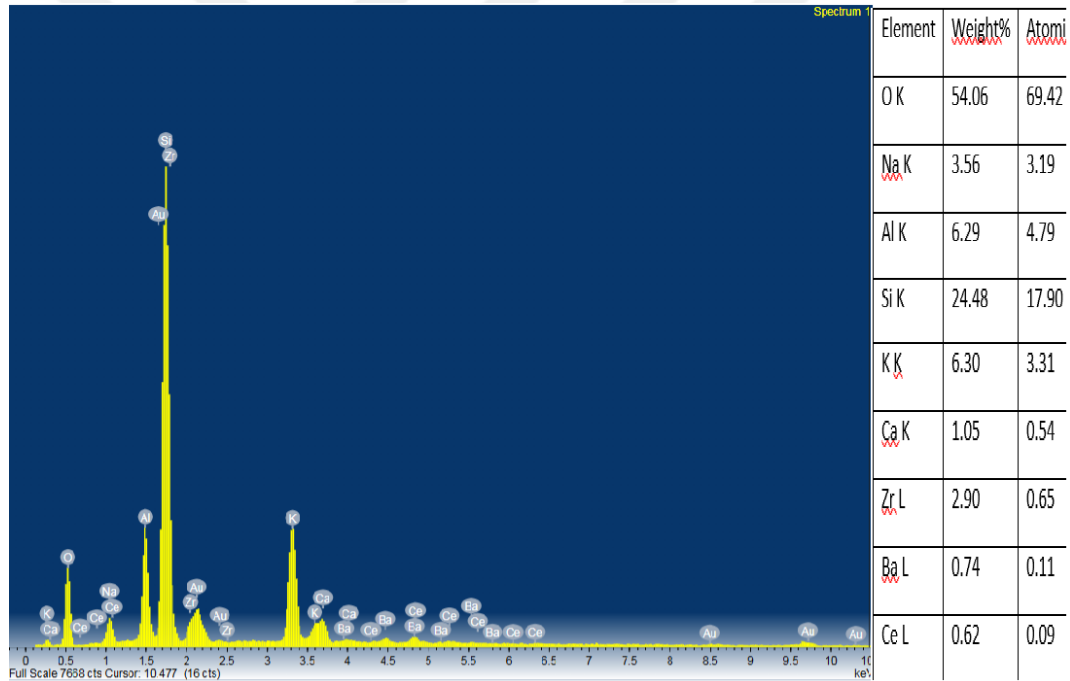


**Şekil 4.8:** Zirkonyum dioksit %2 grubu örneğinin EDS spektrumu ve içerdiği elementler

Zirkonyum dioksit %2 ilave edilmiş porselen örneklerle yapılan SEM-EDS analizine göre yapıda Si ve O oranları yüksek bulunduğu görüldü. EDS analiz sonucunda zirkonyum elementinin, seramik yapıyı oluşturan elementlerin skalasında ağırlıkça % olarak miktarları ve artışları izlenmektedir (**Şekil 4.8**). Ayrıca zirkonyum elementi EDS spektrum grafiğinde de izlenmektedir (**Şekil 4.8**). İlave edilen zirkonyum miktarının azlığı yapılarıdaki zirkonyumun net miktarının tespitinde zorluk oluşturmuştur.



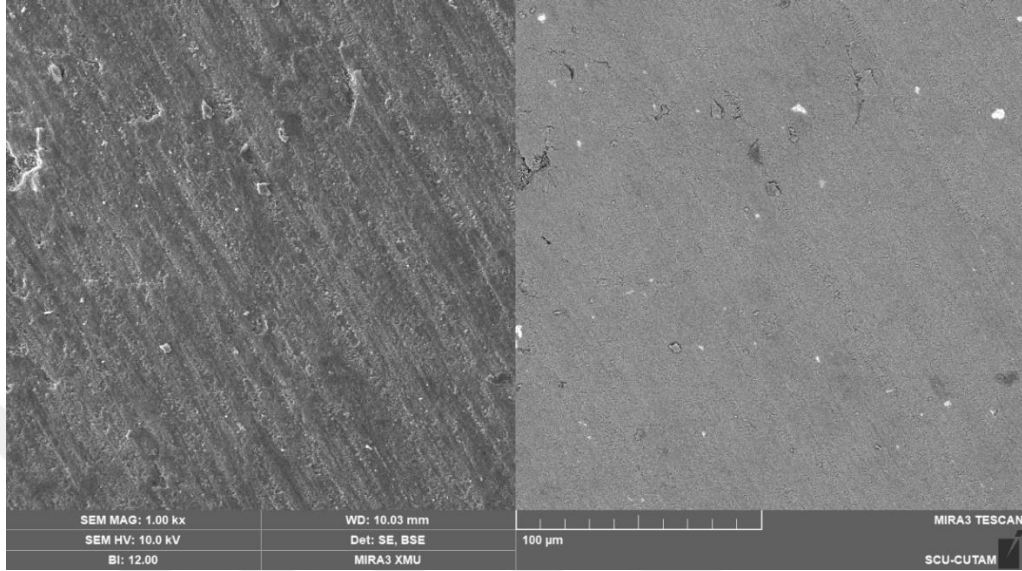
Şekil 4.9: Zirkonyum dioksit %5 grubu örneğinin x1000 büyütmedeki SEM görüntüsü



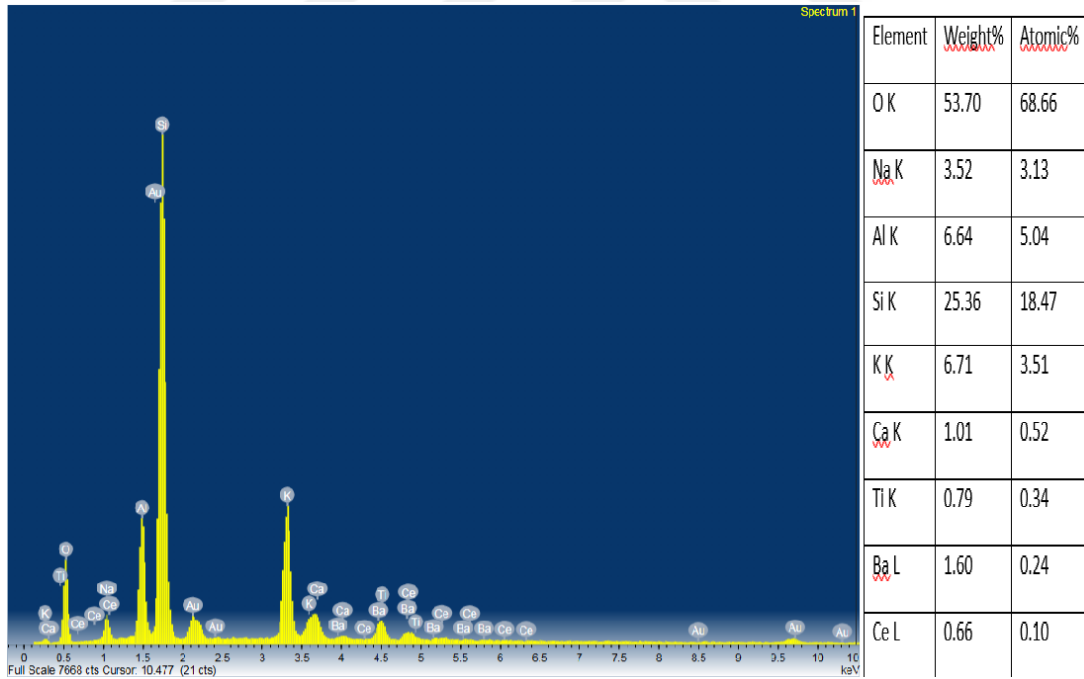
Şekil 4.10: Zirkonyum dioksit %5 grubu örneğinin EDS spektrumu ve içerdiği elementler

Zirkonyum dioksit %5 ilave edilmiş porselen örneklerle yapılan SEM-EDS analizine göre yapıda Si ve O oranları yüksek bulunduğu görüldü. EDS analiz sonucunda zirkonyum elementinin, seramik yapıyı oluşturan elementlerin skalasında ağırlıkça %

olarak miktarları ve artışları izlenmektedir (Şekil 4.10). Ayrıca zirkonyum elementi EDS spektrum grafiğinde de izlenmektedir (Şekil 4.10).



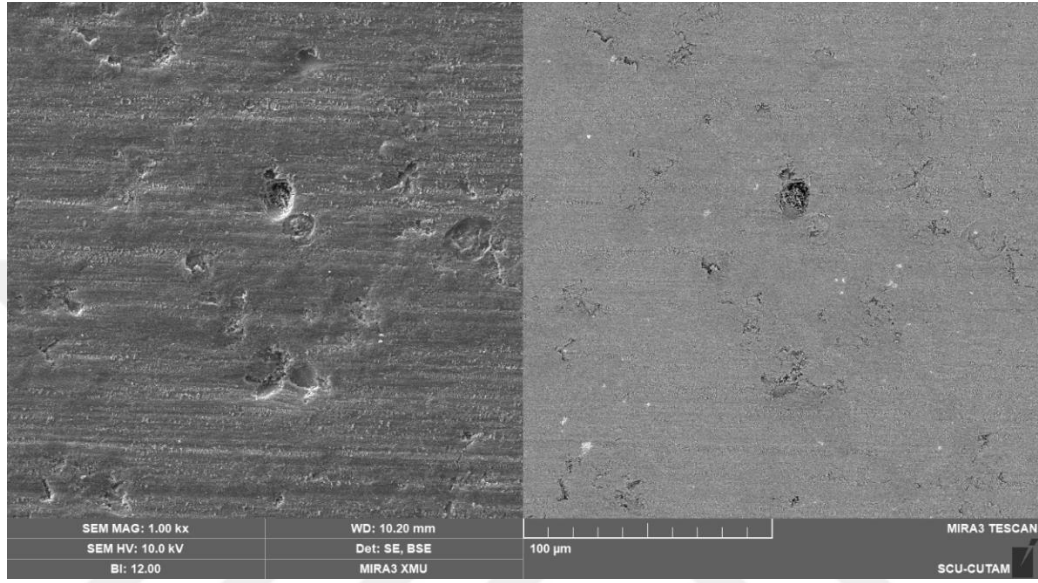
Şekil 4.11: Titanyum dioksit %2 grubu örneğinin x1000 büyütmedeki SEM görüntüsü



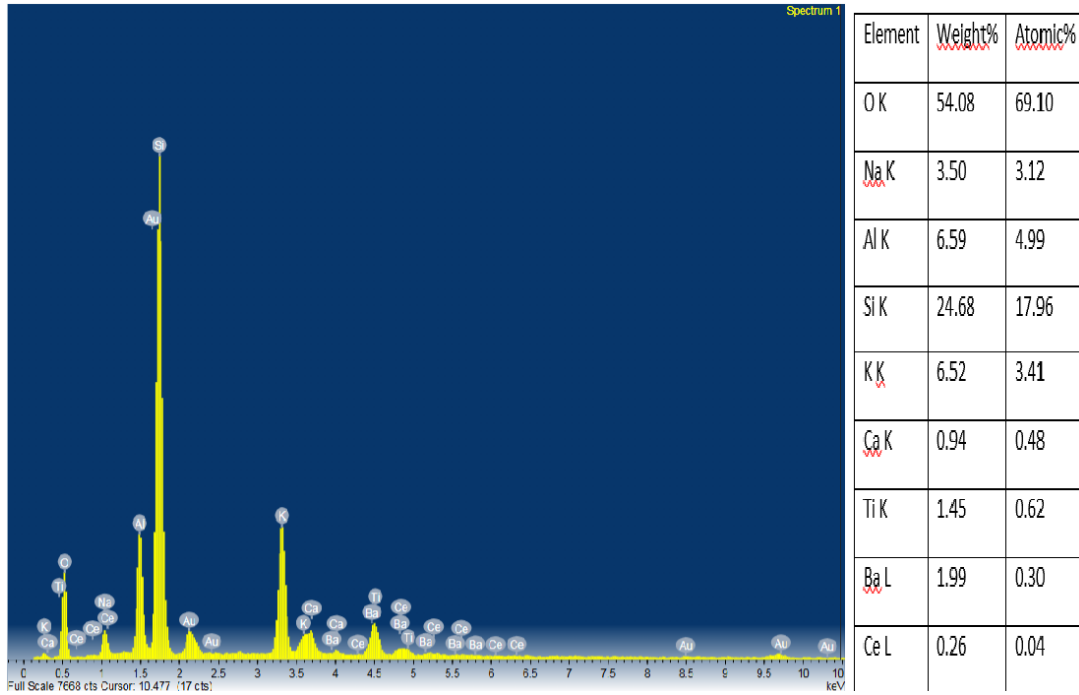
Şekil 4.12: Titanyum dioksit %2 grubu örneğinin EDS spektrumu ve içerdği elementler

Titanyum dioksit %2 ilave edilmiş porselen örneklerle yapılan SEM-EDS analizine göre yapıda Si ve O oranları yüksek bulunduğu görüldü. EDS analiz sonucunda

titanyum elementinin, seramik yapıyı oluşturan elementlerin skalasında ağırlıkça % olarak miktarları ve artışları izlenmektedir (Şekil 4.12). Ayrıca titanyum elementi EDS spektrum grafiğinde de izlenmektedir (Şekil 4.12). İlave edilen titanyum miktarının azlığı yapılarıdaki titanyumun net miktarının tespitinde zorluk oluşturmuştur.

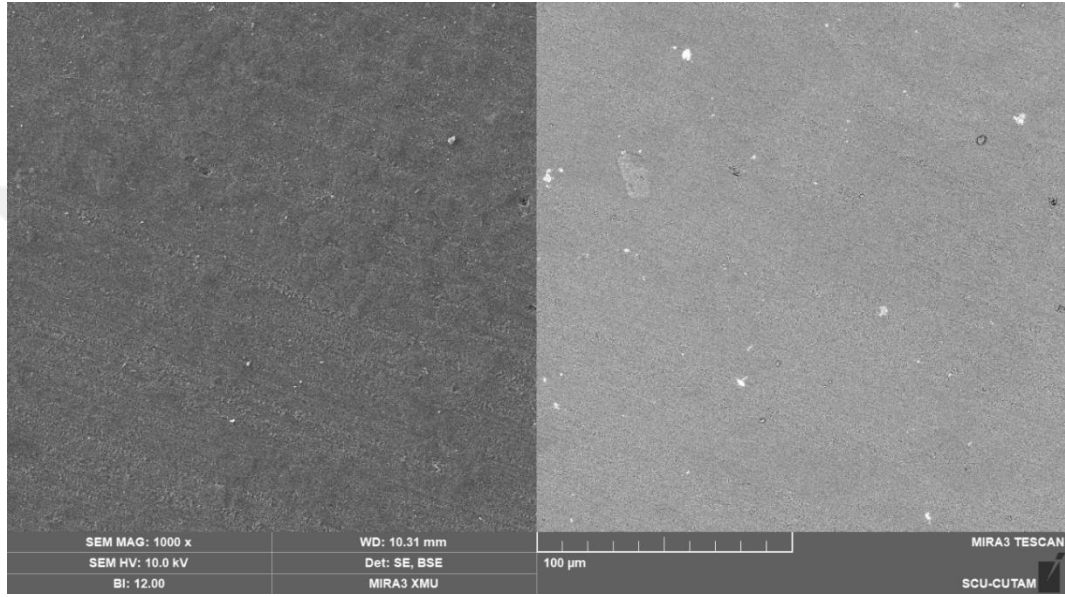


Şekil 4.13: Titanyum dioksit %5 grubu örneğinin x1000 büyütmedeki SEM görüntüsü

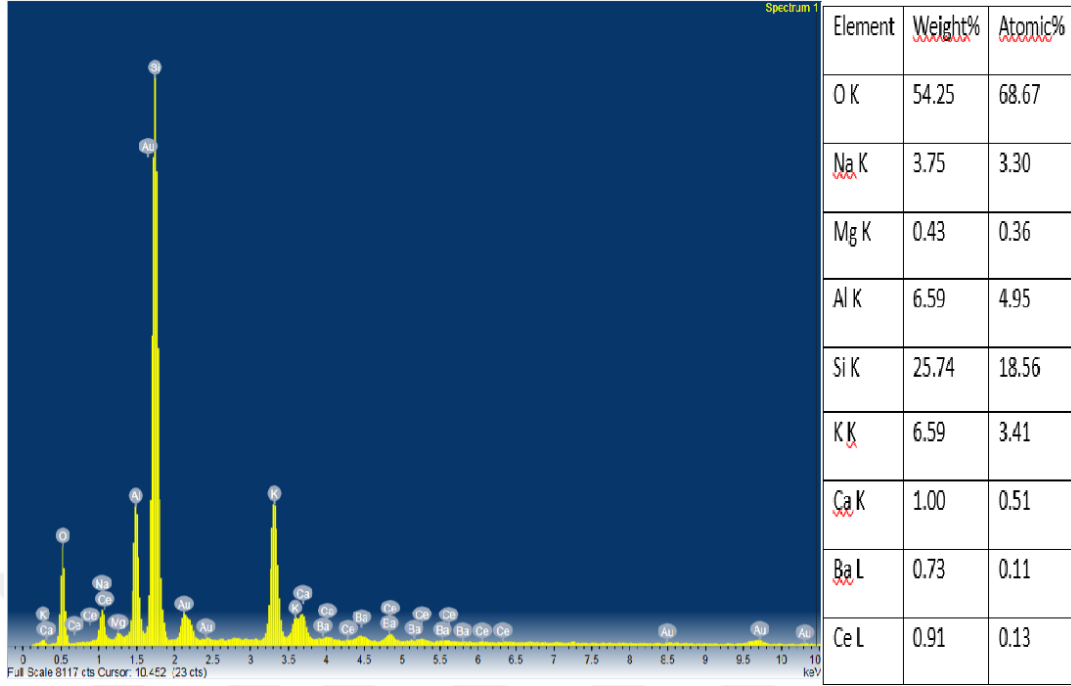


Şekil 4.14: Titanyum dioksit %5 grubu örneğinin EDS spektrumu ve içerdiği elementler

Titanyum dioksit %5 ilave edilmiş porselen örneklerle yapılan SEM-EDS analizine göre yapıda Si ve O oranları yüksek bulunduğu görüldü. EDS analiz sonucunda titanyum elementinin, seramik yapıyı oluşturan elementlerin skalasında ağırlıkça % olarak miktarları ve artışları izlenmektedir (**Şekil 4.14**). Ayrıca titanyum elementi EDS spektrum grafiğinde de izlenmektedir (**Şekil 4.14**).

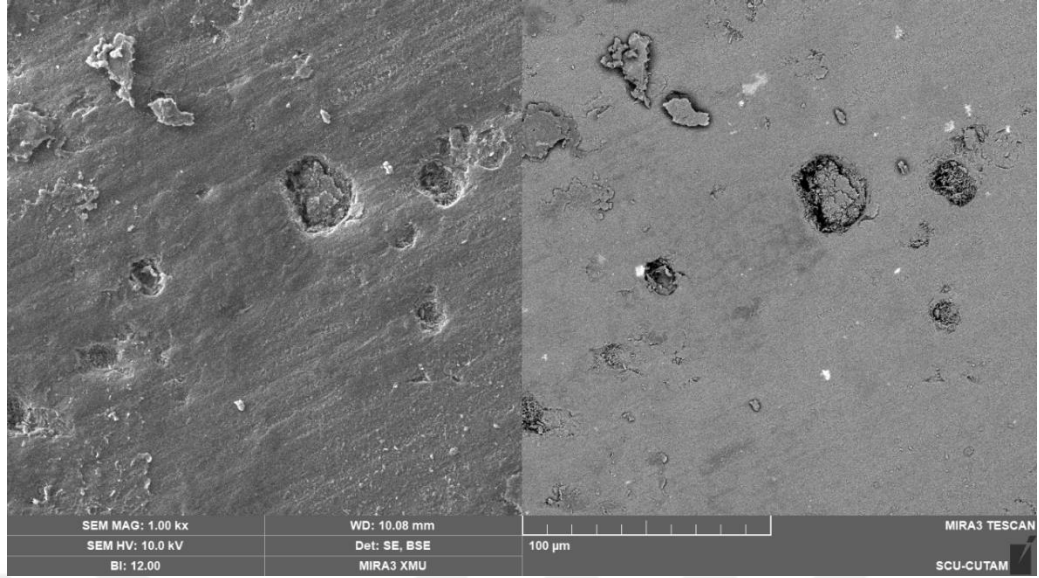


**Şekil 4.15:** Talk %2 grubu örneğinin x1000 büyütmedeki SEM görüntüsü

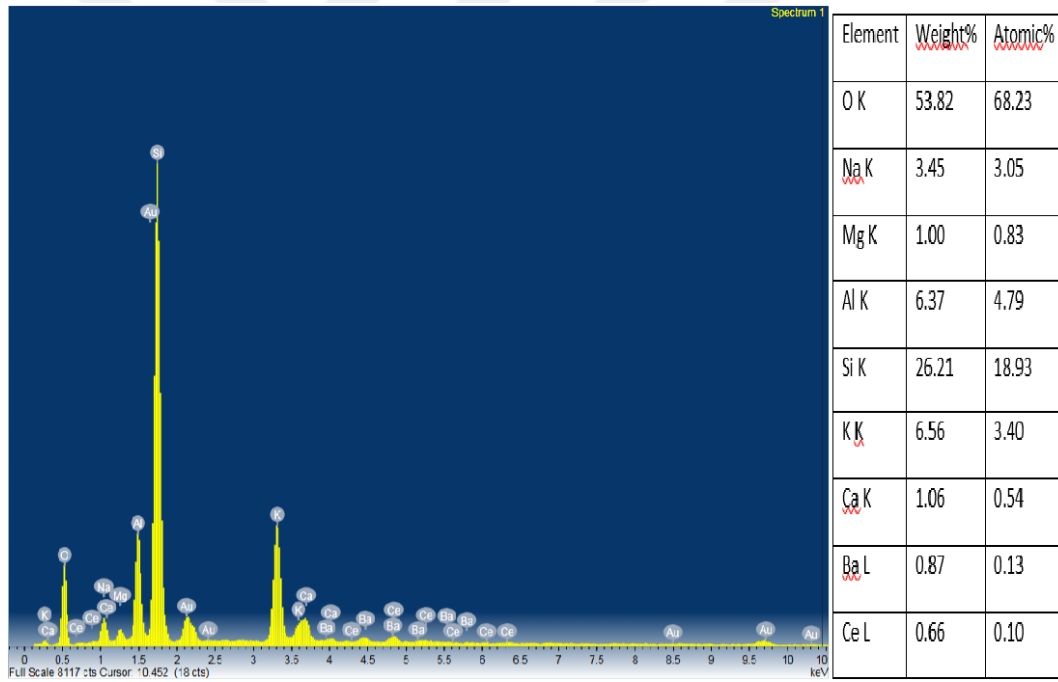


**Şekil 4.16:** Talk %2 grubu örneğinin EDS spektrumu ve içerdiği elementler

Talk %2 ilave edilmiş porselen örneklerle yapılan SEM-EDS analizine göre yapıda Si ve O oranları yüksek bulunduğu görüldü. EDS analiz sonucunda talk bileşenin oluşturan elementlerin(Si, Mg), seramik yapıyı oluşturan elementlerin skalasında ağırlıkça % olarak miktarları ve artışları izlenmektedir (**Şekil 4.16**). Ayrıca bu elementler EDS spektrum grafiğinde de izlenmektedir (**Şekil 4.16**). İlave edilen talk miktarının azlığı yapılarıdaki talk bileşenlerinin net miktarının tespitinde zorluk oluşturmuştur.



**Şekil 4.17:** Talk %5 grubu örneğinin x1000 büyütmedeki SEM görüntüsü



**Şekil 4.18:** Talk %5 grubu örneğinin EDS spektrumu ve içerdiği elementler

Talk %5 ilave edilmiş porselen örneklerle yapılan SEM-EDS analizine göre yapıda Si ve O oranları yüksek bulunduğu görüldü. EDS analiz sonucunda talk bileşenin oluşturan elementlerin(Si, Mg), seramik yapıyı oluşturan elementlerin skalasında ağırlıkça

% olarak miktarları ve artışları izlenmektedir (**Şekil 4.18**). Ayrıca bu elementler EDS spektrum grafiğinde de izlenmektedir (**Şekil 4.18**).



## 5. TARTIŞMA

Bu tez çalışmasının sonucunda; (1) ‘İlave edilen materyallerin dental porselenin renk değişimi üzerine etkisi yoktur.’ (2) ‘İlave edilen materyallerin dental porselenin esneme direnci üzerine etkisi yoktur.’ (3) ‘İlave edilen materyallerin dental porselenin sertliği üzerine etkisi yoktur.’ ve (4) ‘İlave edilen materyallerin dental porselenin çatlak boyu üzerine etkisi yoktur.’ şeklinde kurulan sıfır hipotezler reddedilmiştir. Çünkü gruplar arasında anlamlı farklılıklar görülmüştür.

Dental seramiğin üstün estetik özellikleri geniş çapta kabul görse de, kırılma yapısı, düşük çekme ve makaslama dayanımı, seramik restorasyonların çiğneme sırasında kırılmaya meyilli olmasına neden olmaktadır. Seramik restorasyonlardaki başarısızlıkların en yaygın açıklaması, çatlak oluşumu ve bu çatlakların ilerlemesidir. Porselen kırılmaları genellikle yüzeydeki çatlakların, materyal içerisindeki diğer çatlaklarla birleşerek büyümesiyle meydana gelir.(Rosenblum & Schulman, 1997) Feldspatik porselen adıyla bilinen kaplama seramiği, diş hekimliğinde en sık kullanılan seramik türüdür. Ancak, yapısında bol miktarda camsı faz bulunması nedeniyle diş hekimliğinde kullanılan seramikler arasında en düşük dayanıklılığa sahiptir.(Seghi ve ark., 1990; Weinstein, 1962) Dental seramikler, diş hekimliğinde kullanılan diğer materyallerle kıyaslandığında daha düşük kırılma tokluğu gösterirler.(Rizkalla & Jones, 2004) Seramik restorasyonlar hazırlanırken laboratuvar ortamında fırınlama işlemi uygulanır. Fırınlanan seramik malzeme oda sıcaklığına kadar soğutulduğunda, malzemede meydana gelen hacimsel büzülme nedeniyle porselenin yüzeyinde mikro çatlaklar meydana gelir. Bu mikro çatlakların daha derine doğru ilerleme potansiyeli bulunmaktadır. Ayrıca restorasyona nihai şeklin verilmesi esnasında yapılan tesviye işlemi de mikro çatlaklar üzerinde olumsuz etki oluşturur. Mikro çatlaklar içeren katmanın zarar görmesi, seramik

malzemenin mekanik özelliklerini negatif yönde etkiler.(Anusavice & Hojatie, 1991; Cook ve ark., 1981; Eskitaşçıoğlu ve ark., 2000)

Dental seramikler, estetik görünüşleri, dayanıklılıkları ve mükemmel biyouyumlulukları nedeniyle yaygın olarak tercih edilmektedir. Ancak, plastik deformasyonun azalması, kırılma, düşük kırılma direnci ve darbe dayanıklılığının azalması gibi dezavantajlar, özellikle arka dişlerdeki kullanımlarını sınırlamaktadır.(Nikanjam ve ark., 2021; Sasikala & Chander, 2015) Doğal diş görünümünü yakalamak için seramik kaplama gerekliliğini koruyor. Bu bağlamda, feldspatik porselenler görünüm açısından en çok tercih edilen malzemelerden biridir.(Balkenhol ve ark., 2017; Ong ve ark., 2000; Peumans ve ark., 2000) Kaplamanın bileşimi, mikro yapısı, artık gerilimler ve işlem sonrası yüzey kalitesi nedeniyle birçok araştırmacı, 2 ila 5 yıllık çalışma periyotlarında %35'e varan ufalanma, kırılma veya delaminasyon vakaları bildirmiştir. Bu yüzden, malzemenin kırılma dayanıklılığını arttırmak için esas olarak mikro yapısını veya bileşimini değiştirmek gerektiği düşünülmektedir.(Kim ve ark., 2008; Medeiros ve ark., 2009; Sgura ve ark., 2012; Swain, 2009; Tholey ve ark., 2009)

Seramik güçlendirme amacıyla daha ideal ve kanıtlanmış bir malzeme olan zirkonya, üstün mukavemet ve malzeme özellikleri sunan zirkonya parçacıkları şeklinde eklenmiştir.(Anusavice ve ark., 2012; Chander ve ark., 2015; Kon ve ark., 2001) Feldspatik porselenlere alümina ( $Al_2O_3$ ) ilavesinin, eğilme mukavemetinde artış sağladığı belirlenmiştir.(Kumar ve ark., 2016; Martínez Rus ve ark., 2007) Karthikeyan ve ekibi, feldspatik porselenlere AgNP eklenmesinin bu malzemelerin dayanıklılığını artırdığını tespit etti.(Karthikeyan ve ark., 2019) Feldspatik porselene yüksek

konsantrasyonda gümüş ve titanyum partiküllerinin eklenmesi, kırılma dayanıklılığında kayda değer bir artış sağladı.(Karthikeyan ve ark., 2019) Porselene ilave edilen talk katkı maddesinin pişirme süresi ve sıcaklığı artırıldığında, bulk yoğunluk üzerinde olumlu etki yaparak gözeneklilik ve su emme oranını düşürdüğü gözlenmiştir. Mukavemet değerlerinde de olumlu etkiler oluşturmıştır.(Acar, 2021)

İnce metal parçacıkları matrise dahil edilerek porselen sertleştirilebilir. Sertleştirme mekanizmaları, çatlakların açılmasına direnmek için çatlak ucunun arkasında hareket eder. Lamel yapılar, çatlak matris boyunca ilerledikten sonra kırılma yüzeylerini bir arada tutar. Çatlaklar ve mikro çatlaklar (ana çatlak çevresinde oluşan daha küçük çatlaklar), malzemenin uyumluluğunu ve dönüşüm tokluğunu artırarak çatlak ucundaki gerilimi azaltır.(Diaz ve ark., 2008; Siegel, 1991) Araştırmalar, titanyum dioksit ( $TiO_2$ ) nanopartiküllerinin mekanik özellikler üzerinde olumlu etkiler oluşturduğunu, özellikle sertlik, süneklik ve akma mukavemetinde artış sağladığını göstermektedir. Bu bulgular, De la Fuente, Esparza-Vázquez, Siegel ve Nazari gibi araştırmacılar tarafından belgelenmiştir.(de la Fuente ve ark., 2014; Esparza-Vázquez ve ark., 2014; Nazari ve ark., 2010; Siegel, 1991) Feldspatik porselene zirkonya partiküllerinin eklenmesinin bükülme mukavemetini arttırdığı, Sasikala ve Chander'in araştırmasında tespit edilmiştir.(Sasikala & Chander, 2015)

Bundan dolayı bu çalışmada da diş hekimliğinde en çok kullanılan seramiklerden olan feldspatik porselenin içeriğine %2 ve %5 oranlarında zirkonyum dioksit, titanyum dioksit metalleri ve talk materyali ilave edilmiştir. Sertlik, esneme direnci ve çatlak boyu uzunluklarında olumlu yönde değişim olacağı ön görüldü. Örnekler hazırlandıktan sonra

sertlik için vickers testi yapıldı ve örnekler üzerinde çatlaklar oluşturuldu ve üstten aydınlatmalı metal mikroskopuyla çatlak boyları karşılaştırıldı.

Çatlak boyları talk %5 grubunda en düşük değerde bulundu ve istatistiksel olarak zirkonyum dioksit %2, zirkonyum dioksit %5, talk %2 ve titanyum dioksit %5 gruplarından anlamlı şekilde düşük olduğu tespit edildi. Zirkonyum dioksit %5 grubunun çatlak boyu değeri kontrol grubundan anlamlı olacak şekilde yüksekti ve en yüksek çatlak boyu değeri bu grupta tespit edildi. Örnekler hazırlanırken minimal düzeyde uygulanan standart tesviye işlemlerinin bütün örnekler üzerine uygulandığı için ayırıcı bir özellik oluşturmayacağı düşünülse de ileride yapılacak daha geniş çalışmalarda glaze işlemi uygulandıktan sonra analizler yapılabilir.

Seramiklerin mekanik davranışını kuvvet karşısında etkileyen faktörlerden biri de seramiklere eklenen kristal yapıların bulunmasıdır.(Yavuz, 1996) Son zamanlarda, seramiklerin üretim yöntemlerinde gerçekleştirilen güçlendirmeler, mekanik özelliklerine önemli katkılar sağlamıştır. Bu güçlendirme tekniklerinin en yenisi, camsı yapıda olan dental seramiklerin içerisine kristal yapıların dağıtılmasıdır. Örneğin, lösit ile güçlendirilmiş cam seramiklerde ekstra olarak eklenen lösit kristalleri, yüksek miktarda alüminyum oksit içeren alümina seramiklerde camsı matris içerisine dağıtılan alümina kristalleri, genelde seramik yapıda doldurucu olarak kullanılan silika bazlı kuartzdan daha dayanıklıdır ve çatlak önlemede daha etkilidir. Dental seramikler yüksek oranda camsı faz içerdiği için çatlakların ilerlemesi oldukça kolaydır. Ancak, seramik yapıya eklenen alümina partikülleri camdan daha zor kırıldıkları için, çatlakların ilerlemesi sırasında daha fazla enerji gereksinimi ortaya çıkar ve bu da çatlak ilerlemesini zorlaştırır. Alümina-cam

bileşimi, saf cam fazına oranla iki kat daha fazla dayanıklılık gösterirler.(O'Brien, 2002a; Shenoy & Shenoy, 2010; Yavuz, 1996)

Çalışmamızda malzemelerin geliştirilmesin kullanılan metal olan titanyum dioksit materyali, metallerin birçok özelliğini barındıran zirkonyum dioksit materyali ve gelişmiş inşaat malzemelerinde mekanik özelliklerini arttırmada kullanılan talk materyallerinin feldspatik porselenin mekanik özellikleri üzerine etkisi incelendi.

Hammouda ve Beyari, çalışmalarında geleneksel dental porselene kütlece %3, %5 ve %7 oranlarında yitrium kısmen stabilize zirkonya eklemişlerdir. %3 ve %5'lik eklemelerin esneme direncini artırırken, sertliği azalttığını ve radyoopasitesini yükselttiğini rapor etmişlerdir.(Hamouda & Beyari, 2013)

Cam faz içerisine kristallerin dağıtılması yoluyla güçlendirme, alümina, lösit ve zirkonyum oksit gibi kristaller kullanılarak gerçekleştirilir. Bu kristaller, yapı içerisindeki çatlakların ilerlemesini engeller, çünkü çatlakların bu kristallere nüfuz etmesi zordur.(Anusavice ve ark., 2012)

Araştırmacılar, porselen tozuna doğal kalsiyum metasilikat olarak bilinen endüstriyel bir mineral olan wollastonit eklemiş ve kütlece %2 oranında wollastonit ilavesinin dental alümina esaslı kor porselenin esneme direncini artırdığını rapor etmişlerdir.(Asar ve ark., 2010)

Bu çalışmada da en etkili olacağı düşünüldüğünden dolayı kütlece %2 ve %5 oranlarında titanyum dioksit, zirkonyum dioksit ve talk ilaveleri yapılmıştır. Daha kapsamlı çalışmalarda kütlece daha yüksek oranlarda ilaveler yapılarak özellikle talk materyali için, çalışmalar yapılabileceği düşünülmektedir.

Diş hekimliğinde renk tespiti amacıyla kullanılan ölçüm yöntemleri, görsel ve aletsel olarak iki kategoriye ayrılmaktadır. Görsel ölçüm, skalalar kullanılarak gerçekleştirilmekte, ancak bu yöntem tutarsız sonuçlar vermesi, güvenilir olmaması, standardizasyonun zor sağlanması ve elde edilen değerlerin CIE renk sistemine dönüştürülememesi gibi dezavantajlara sahiptir.(Kurt ve ark., 2016) Renk ölçümlerinde cihaz kullanımı, objektiflik, sayısal sonuçlar elde etme ve hız gibi avantajları nedeniyle yaygın olarak tercih edilmektedir. Bu tür ölçümlerde spektrofotometre, spektoradyometre ve dijital kameralar gibi cihazlar kullanılmaktadır.(Okubo ve ark., 1998) Spektrofotometreler, renk tespiti için en yaygın kullanılan cihazlardır. Dental materyal çalışmalarında, spektrofotometre ile yapılan renk tespitinin en güvenilir yöntem olduğu ortaya konmuştur.(Brook ve ark., 2007) Araştırmalarda, görsel yöntem ile spektrofotometre karşılaştırılmış ve spektrofotometrenin istatistiksel olarak daha doğru sonuçlar verdiği belirlenmiştir.(Judeh & Al-Wahadni, 2009)

Dozic ve arkadaşlarının yaptığı çalışmada, beş farklı renk ölçüm yöntemi (iki kolorimetre: ShadeEye, Identacolor II; bir spektrofotometre: VITA Easyshade; iki dijital kamera: ShadeScan, Ikam) hem in vivo hem de in vitro olarak değerlendirilmiş ve VITA Easyshade'in her iki durumda da en doğru sonuçları verdiği tespit edilmiştir.(Igiel ve ark., 2017)

Başka bir çalışmada, dört farklı renk tespit cihazı karşılaştırılmış ve Vita Easyshade'in %96.4 doğruluk oranı ile en yüksek doğruluğu sunduğu belirlenmiştir.(Kim-Pusateri ve ark., 2009)

Tüm bu sebeplerden dolayı, çalışmamızda renk ölçüm cihazı olarak Vita Easyshade Advance (VitaZahnfabrik, BadSackingen, Almanya) kullanılmıştır.

CIELAB metriğinde, değer ne kadar büyükse, renk farkı da o kadar büyük olur ve bu da insan gözü tarafından daha belirgin şekilde algılanır. CIE, hesaplanan ve algılanan renk farklılıkları arasındaki uyumu iyileştirmek için, CIELAB renk alanının tekdüze olmaması amacıyla belirli düzeltmeler içeren CIEDE2000 ( $\Delta E_{00}$ ) renk farkı formülünün kullanılmasını tavsiye etmiştir. CIEDE2000 formülünde kullanılan  $\Delta L'$ ,  $\Delta C'$ ,  $\Delta H'$  değerleri parlaklık, doygunluk ve renk tonundaki değişiklikleri; RT (rotasyon fonksiyonu) ise mavi bölgedeki doygunluk ve ton farkının ilişkisini hesaplamak için kullanılır. Bu renk farkı formülünde, SL, SC, SH ağırlıklandırma fonksiyonları,  $L^*$ ,  $a^*$ ,  $b^*$  koordinatlarındaki renk çiftlerinin konumunu toplam renk farklılığı varyasyonuna uyumlu hale getirir. Parametrik faktörler olan KL, KC, KH ise deneysel koşullardaki düzeltme terimlerini ifade eder. Parametrik faktör oranı, tolerans yargılarının büyüklüğündeki değişiklikleri kontrol etmenin bir yolu ve algılanabilirlikten ziyade kabul edilebilirlik ölçeğini ayarlayan bir yöntemi olarak önerilmiştir.(Sharma ve ark., 2005). Tekstil ve dental seramiklerin renk kabul edilebilirliği üzerine yapılan araştırmalar, KL=2 kullanımının, ortalama gözlemcilerin bir alt kümesinden elde edilen gözlemlerle daha iyi uyumlu renk farklılıkları sağladığını ortaya koymuştur. (del Mar Perez ve ark., 2011; Mangine ve ark., 2005)

Bu nedenle, çalışmamızda CIEDE2000 renk farkı formülünü kullanırken KL=2 olarak belirlenmiştir. Gözlemcilerin %50'sinin fark edebileceği algılanabilirlik ve kabul edilebilirlik eşik değerleri sırasıyla %50:%50 algılanabilirlik eşiği (PT) ve %50:%50 kabul edilebilirlik eşiği (AT) olarak tanımlanmıştır. Diş hekimliğinde, CIEDE2000 formülünde %50:%50 PT'nin  $\Delta E_{00}=0,8$ , %50:%50 AT'nin ise  $\Delta E_{00}=1,8$  olduğu bulunmuştur.(Paravina ve ark., 2015) Bu bilgiler ışığında çalışmamızda eşik değerler için yukarıdaki değerler kabul edilmiştir.

Yapılan bir çalışmada feldspatik porselene kütlece %0.5 ve %2.5 oranlarında Alümina-zirkonya ilavesiyle mekanik özellikleri ve renk değişimi incelenmiştir. %0.5 alümina-zirkonya ilaveli grubun  $\Delta E$  değeri, 3.7 değerine en yakın grup olarak tespit edilerek klinik olarak kabul edilebilir grup olmuştur. %2.5 alümina-zirkonya ilaveli grubun  $\Delta E$  değeri klinik olarak kabul edilebilirliğin üzerinde bir değer tespit etmişlerdir.(Gómez Tamayo ve ark., 2020)

Çalışmamızda tüm grupların  $\Delta E_{00}$  değerleri istatistiksel olarak anlamlı olacak düzeyde birbirlerinden farklı bulundu. Hiçbir ilave yapılmadan üretilen kontrol grubuyla, ilaveler yapıldıktan sonra üretilen diğer grupların renk değişim değerleri ( $\Delta E_{00}$ ) Titanyum dioksit %5 > Titanyum dioksit %2 > Zirkonyum dioksit %5 > Zirkonyum dioksit %2 > Talk %5 > Talk %2 şeklinde sıralandı. Tüm gruplarda ilave edilen materyalin kütlece yüzdesi arttıkça  $\Delta E_{00}$  değerleri de arttı. Klinik olarak kabul edilebilirlik eşiği olan  $\Delta E_{00}=1,8$  değerini geçmiş olan Talk %2 grubu en düşük  $\Delta E_{00}=2,50\pm0,70$  değerine sahiptir. Ve kontrol grubuyla olan renk değişimi en düşük grup olarak tespit edildi. İkinci olarak talk %5 grubu  $\Delta E_{00}=9,83\pm1,07$  değeri en düşük olarak tespit edildi. En yüksek değerler ise titanyum dioksit %5  $\Delta E_{00}=60,95\pm3,77$  ve titanyum dioksit %2  $\Delta E_{00}=46,62\pm8,75$  gruplarında tespit edildi. Bundan dolayı renk değişimi açısından kabul edilebilirliği en iyi materyal talk ve en kötü materyal ise titanyum dioksittir.

Esneleme direnci testleri, malzemelerin dayanıklılığını değerlendirmede yaygın olarak kullanılır. Dental seramiklerin dayanıklılığındaki farklılıklar, üretim teknikleri, içerdiği mikro çatlak miktarı, test yöntemi, örnek boyutu, test ortamı, yükleme hızı, yüzey şekillendirmesi ve kuvvet uygulanan alandan kaynaklanabilir. (Albakry ve ark., 2003)

Araştırmacılar, seramik malzemelerin dayanıklılığını değerlendirmek için çeşitli yöntemler kullanmaktadır. Literatürde, dental seramiklerin dayanıklılık değerleri açısından farklı sonuçlar bulunmaktadır. Bu farklılıklar, kullanılan test yöntemleri ve test için hazırlanan örneklerin şekil ve boyutlarındaki değişikliklerden kaynaklanmaktadır.(Chong ve ark., 2002)

Bazı araştırmacılar, yüzey sertliği ölçümlerinden dayanıklılık verileri elde etmeye çalışmışlardır. Ancak, bu alanda en standart ve güvenilir sonuçlar esneme direnci testleri ile elde edilmiştir.(Prö, 1992)

Tek eksenli eğme testleri, dental seramiklerin bükülme dayanıklılığını tespit etmek için kullanılmaktadır. ISO 6872 standardı, dental seramiklerin esneme direncini ölçmek için üç nokta eğme testi ve iki eksenli eğme testlerinden üç top üzerinde piston testini önermiştir.(ISO, 2008)

Tek eksenli eğme testleri, örneklerin hazırlanması esnasında yüzeyde ve kenarlarda oluşan çatlaklar ve yüzeysel çukurlara karşı duyarlıdır. Bu çatlaklar, defektler ve yüzey çukurları, alınacak sonuçları ciddi şekilde etkileyebilir.(ERSU ve ark., 2007; Miller ve ark., 1992; Yılmaz ve ark., 2007) Test numunelerinin boyutları ve hacimlerinin dental restorasyonlardan önemli ölçüde farklı olması ve örneklerin hazırlanması sırasında porözite oluşma riskinin daha fazla olması da bu yöntemin dezavantajlarından biridir.(Kelly, 1995) Bu nedenlerle, çalışmamızda ISO'nun dayanıklılık testi için hazırladığı 6872 uluslararası standardına uygun olarak, kalınlığı  $1,2 \pm 0,2$  mm ve çapı 12 mm olan disk şeklindeki örneklerin esneme dirençlerini ölçmek için iki eksenli eğme testlerinden üç top üzerinde piston testi kullanıldı.

Feldspatik porselen, en yaygın dental seramiklerden biridir, fakat esneme direnci 60-70 MPa arasında olduğu için metal bir alt yapı ile desteklenmesi zorunludur.(McLean, 1979) Pek çok araştırma, feldspatik porselenlerin mekanik özelliklerini incelemiştir.

Giordano ve arkadaşları, In-Ceram alümina kor, In-Ceram cam, alümina üzerine In-Ceram, polisaj yapılmış Dicor seramik ve feldspatik porselen örneklerine eğme testi uygulamışlardır. Test sonuçlarına göre ortalama olarak esneme direnci ölçümleri; In-Ceram alümina kor  $18,39 \pm 5,00$  MPa, In-Ceram cam  $76,53 \pm 15,23$  MPa, alümina üzerine In-Ceram  $236,15 \pm 21,94$  MPa, döküm Dicor seramik  $71,48 \pm 7,17$  MPa, polisaj yapılmış Dicor seramik  $107,78 \pm 8,45$  MPa ve feldspatik porselen  $69,74 \pm 5,47$  MPa olarak rapor edilmiştir. Sonuç olarak, feldspatik porselenin en düşük ortalama değere sahip olduğu tespit edilmiştir.(Giordano II ve ark., 1995)

Kılıçarslan ve Zaimoğlu, IPS-Empress ve feldspatik porselene benzer yapıdaki Colorlogic porselen numunelere üç nokta eğme testi yapmışlardır ve IPS-Empress'in esneme direncini  $151,30 \pm 12,40$  MPa, Colorlogic porselenin esneme direncini ise  $67,31 \pm 9,93$  MPa olarak bulmuşlardır.(Kılıçarslan & Zaimoğlu, 1998)

Seghi ve Sorenson, altı farklı seramik materyalin esneme direncini araştırmışlardır. En yüksek esneme direncini, 603,70 MPa ile alümina ve zirkonyum ile güçlendirilmiş In-Ceram'da bulmuşlardır. IPS-Empress seramiğin esneme direncini, presleme sonrası fırınlanmadan glaze uygulanmayan örneklerde 97,04 MPa, ikinci kez fırınlanıp glaze uygulanan örneklerde ise 127,44 MPa olarak rapor etmişlerdir. Aynı çalışmada, kontrol grubu olarak kullanılan konvansiyonel feldspatik porselen (Vita VMK 68) için esneme direnci 70,78 MPa olarak belirlenmiştir.(Seghi ve ark., 1995)

Bu çalışmada standartlara uygun olarak üç top üzerinde piston testi ( biaksiyel esneme direnci testi) yapıldı. Literatüre ve standartlara da uygun olarak kontrol grubu için Ceremco 3 konvansiyonel feldspatik porseleni kullanıldı. Kontrol grubunun esneme direnci değeri  $73,97 \pm 4,95$  MPa bulundu. Bütün grupların esneme direnci değeri 50 MPa'nın üzerinde bulundu. Bundan dolayı bütün değerler ISO 6872 “Dental Ceramics” standardının belirlediği eşik değerinin üzerinde ve dental seramik standardına uygun olduğu tespit edildi.

Seramik kristalindeki atomik bağlar, kovalent ve iyonik yapıda olup serbest elektron içermezler. Bu kuvvetli atomik bağlar, yapıya stabilite, sertlik ve kimyasal maddelere karşı direnç sağlar. Ancak, bu bağlar düşük ısı iletkenliği ve kırılgenlik gibi dezavantajlara da yol açar.(Zaimoğlu ve ark., 1993)

Bu çalışmada zirkonyum dioksit %2 grubunun ( $p=0,039$ ) esneme direnci değeri kontrol grubundan istatistiksel olarak anlamlı olacak şekilde yüksek bulundu. Zirkonyum dioksit %5 grubunun da ( $p>0.05$ ) esneme direnci değeri yüksek olmasına rağmen istatistiksel olarak anlamlı bulunamadı. Zirkonyum dioksitin porselenin ağ yapısında kristal fazların büyüklüğü ve dağılımını etkileyerek porselenin hem sertliği hem de esneme direncini arttırdığını düşünülmektedir. Titanyum dioksitin de zirkonyum ile benzer şekilde kontrol grubuna göre esneme direncini sayısal olarak yükseltmiştir ama istatistiksel olarak anlamlı değildir. Bunu mikro yapıda daha fazla sayıda bağlanma noktası oluşturarak ve ağ yapısını sıkılaştırarak sağlar. Talk %2 esneme direnci değeri kontrol grubuyla çok yakın bir değerde bulundu. Talk esneme direnci değerinde fazla bir değişime neden olmamasına rağmen sertlik değerinde artış sağlamıştır. Bunu porselenin

ağ yapısında dolgu işlevi görerek ve mikro yapıda daha homojen bir dağılım sağlayarak içsel gerilmeleri azaltılmasıyla sağladığı düşünülmektedir.

Materyallerin sertliği, kristal formları ve atomlar arası bağların kuvveti ile doğrudan bağlantılıdır. Bağ kuvvetleri yükseldikçe, minerallerin sertliği de yükselir.(Wikipedi, 2014)

Ağız içinde kullanılan restoratif materyallerin sertlik değeri oldukça önemlidir. Restoratif amaçlı malzemenin sertlik değeri eğer diş minesinden daha yüksekse, doğal dişlerde aşınmaya neden olur. Bundan dolayı, restoratif malzemelerin sertlik değeri mineninkine yakın bir değerde olmalıdır. Seramik malzemelerin sertlik değeri mineninkinden daha yüksek olup, yüzeye uygulanan glaze katmanı ile aşındırıcı etkisi mineninkine yaklaştırılmıştır.(Hudson ve ark., 1995; Jagger & Harrison, 1994)

Knoop mikrosertlik test cihazı ölçümlerinde, çentiklerin çok net olarak ölçülebildiği durumlarda dahi araştırmacılar arasında farklı sertlik değerleri saptanabildiğini bildirilmişlerdir.(Gorton & Featherstone, 2003)

Bu nedenle bu çalışmada literatür bilgisine uygun olarak Vickers Sertlik Testi kullanıldı. Test yapılırken numunelerde oluşturulan çatlak izlerinden çatlak boyu tespiti yapıldı.

Kontrol grubunda literatüre uygun olarak Ceramco3 feldspatik porselen tozu kullanılarak üretilmiş örneklerin sertlik değeriyle zirkonyum dioksit, titanyum dioksit ve talk ilaveli feldspatik porselen numunelerin sertlik değerleri karşılaştırıldı. Kontrol grubunun sertlik değeri  $448,75 \pm 32,48$  VHN bulundu. zirkonyum dioksit %2  $591,13 \pm 34,61$ , zirkonyum dioksit %5  $559,25 \pm 39,86$  VHN bulundu. Kontrol grubundan istatistiksel olarak anlamlı şekilde yüksek tespit edildi. ( $p < 0,001$ ) Zirkonyum dioksit %2

ve %5 eklenmesi, feldspatik porselenin ağ yapısını güçlendirir ve kristal yapısını iyileştirir. Bu, malzemenin homojenliğini ve genel mekanik dayanımını artırır. Feldspatik porselenin mikro yapısında daha az boşluk ve çatlak oluşumuna sebep olarak dayanıklılığını arttırır. Ayrıca, ağ yapısındaki bu değişim, feldspatik porselenin uzun vadeli performansını ve estetik özelliklerini de olumlu yönde etkiler.

Vickers sertlik değerleri titanyum dioksit %2  $572,25 \pm 64,59$  ve titanyum dioksit %5  $574,13 \pm 46,13$  VHN olarak tespit edildi. Kontrol grubundan istatistiksel olarak anlamlı olacak şekilde yüksek bulundu. ( $p < 0,001$ ) Titanyum dioksit feldspatik porselenin cam matrisi ile reaksiyona girerek belirli kristalin fazların oluşmasını teşvik eder. Bu kristalin fazlalığı, feldspatik porselenin yapısının daha düzenli bir organizasyonu sağlar ve malzemenin sertliğini arttırır.

Talk ilavesinde ise sertlik değerleri sırayla talk %2  $606,38 \pm 77,98$ , talk %5  $567,25 \pm 41,41$  olarak bulundu. Kontrol grubundan istatistiksel olarak anlamlı şekilde yüksek olarak tespit edildiler. ( $p < 0,001$ ) Gruplar içerisinde en yüksek vickers sertlik değeri talk %2 grubundan görüldü. Talkın ana bileşeni olan magnezyum silikat, kristalin fazlarının artışına ve ağ yapısında belirgin bir düzenlenmeye yol açabilir. Bu ağ yapısının stabilitesini artırdığı ve sertlikte yükselme sağladığı düşünülmektedir. Ayrıca talk %2 grubu çatlak boyu uzunluğun da kontrol grubuna kıyasla istatistiksel olarak anlamlı bir artış tespit edilememiş ( $29,50 \pm 1,87 \mu\text{m}$ ;  $p > 0.05$ ) ve talk %2 gruplar içerisinde en düşük  $\Delta E$  ( $2,50 \pm 0,70$ ) değerine sahip olarak renk değişimi en az olan grup olarak tespit edildi.

Feldspatik porselenler üzerinde yapılan bir çalışmada çatlak boyu tespiti yapılmış ve kontrol grubu olan katkısız feldspatik porselen grubunda çatlak boyu  $93,90 \pm 8,48 \mu\text{m}$  iken, %1, %2, %3 borik asit katkılı gruplarda sırasıyla çatlak boyu değerleri  $90,73 \pm 6,42$

$\mu\text{m}$ ,  $89,41 \pm 7,46 \mu\text{m}$  ve  $88,22 \pm 5,12 \mu\text{m}$  ve %1, %2, %3 boraks katkılı gruplarda ise, çatlak boyu değerleri sırasıyla  $90,48 \pm 4,71 \mu\text{m}$   $91,11 \pm 6,30 \mu\text{m}$ ,  $97,95 \pm 9,73 \mu\text{m}$  olarak bulunmuştur.(Atala, 2015)

Bu çalışmada feldspatik porselenin çatlak boyu değerlerine bakıldı ve ilavesiz kontrol grubunun  $25,29 \pm 2,63 \mu\text{m}$ , zirkonyum dioksit %2  $30,70 \pm 5,14 \mu\text{m}$ , zirkonyum dioksit %5  $32,75 \pm 1,26 \mu\text{m}$  olarak tespit edildi. Kontrol grubuna kıyasla grupların çatlak boylarında bir artış gözlemlendi. Zirkonyum dioksit %5 grubunun çatlak boyu değeri kontrol grubundan istatistiksel olarak anlamlı olacak şekilde yüksek bulundu ( $p=0,003$ ) ama zirkonyum dioksit %2 grubunun çatlak boyu değeri kontrol grubundan istatistiksel olarak anlamlı değildir. ( $p>0.05$ ) Daha fazla miktarda  $\text{ZrO}_2$  eklenmesi, mikro çatlak oluşumuna ve malzemenin kırılganlaşmasına neden olduğu düşünülmektedir. Bundan dolayı çatlak boyu için ilave edilen zirkonyum dioksit miktarının daha düşük oranlarda olması gerektiği düşünülmektedir.

Titanyum dioksit ilaveli gruplarda çatlak boyları, titanyum dioksit %2  $28,29 \pm 5,28 \mu\text{m}$ , titanyum dioksit %5  $31,36 \pm 6,86 \mu\text{m}$  olarak bulundu. Kontrol grubuna göre çatlak boyu uzunluklarını artırmışlardır fakat bu artış istatistiksel olarak anlamlı değildir. ( $p>0.05$ ) İlave edilen titanyum dioksit oranı arttıkça malzemenin kırılganlığının artmasıyla birlikte çatlak boyu uzunluğunda artış olduğu gözlemlenmiştir. Bundan dolayı çatlak boyu için feldspatik porselene ilave edilen titanyum dioksit miktarının daha düşük oranlarda olması gerektiği düşünülmektedir.

Talk ilaveli gruplarda çatlak boyları, talk %2  $29,50 \pm 1,87 \mu\text{m}$ , talk %5  $21,45 \pm 3,70 \mu\text{m}$  olarak bulundu. Kontrol grubuna göre çatlak boyunu azaltan tek grup talk %5 grubu oldu ancak bu azalış istatistiksel olarak anlamlı değildir. ( $p>0.05$ ) Talk %5 grubu çatlak

boyu zirkonyum dioksit %2 ( $p=0,001$ ), zirkonyum dioksit %5 ( $p<0,001$ ), titanyum dioksit %5 ( $p<0,001$ ) ve talk %2 ( $p=0,022$ ) gruplarına göre istatistiksel açıdan anlamlı olacak şekilde düşük olarak tespit edildi. Feldspatik porselene ilave edilen talk miktarı arttıkça çatlak boyunda azalma görülmüştür. Budan dolayı daha kapsamlı çalışmalarda çatlak boyu değerlendirmesi için daha yüksek oranlarda talk ilavesiyle denemeler yapılabileceği düşünülmektedir.

Sonuç olarak, zirkonyum dioksit ve titanyum dioksit ilavesi porselenin çatlak boyunu arttırdı ancak bunlardan sadece zirkonyum dioksit %5 grubu istatistiksel olarak anlamlı bulundu. Kontrol grubuna göre en uzun çatlak boyu zirkonyum dioksit %5 grubunda görülmesi zirkonyum dioksitin feldspatik porselene ilave edilmesinde oranının belirlenmesi açısından dikkat edilmesi gereken bir durumdur. Kontrol grubuna göre daha kısa çatlak boyu ise talk %5 grubunda görüldü. Talk oranı arttıkça çatlak boyu uzunluğunda azalma tespit edildi. Bu sonuçlar daha kapsamlı çalışmalar için kaynak oluşturabilir ve ilave oranları değiştirilerek daha ileri sonuçlara ulaşılabilir.

Çeşitli teknikler, literatür de dental materyallerdeki çatlakların oluşumunu ve uzunluğunu görüntülemek amacıyla önerilmiştir. Bu teknikler arasında SEM, ışık mikroskobu, konfokal lazer tarama mikroskobu ve transilluminasyon (ışıkla arka aydınlatma) bulunmaktadır.(Beck ve ark., 2010; Denry ve ark., 1996; Etman, 2009)

Beck ve çalışma arkadaşları, feldspatik porselen ve zirkonyum seramiklerde mikroçatlakların incelenmesinde transilluminasyon tekniğinin duyarlılığını değerlendirmişlerdir. Bu çalışmada, transilluminasyon tekniği floresent penetre tekniği ile karşılaştırılmış ve feldspatik porselen disklerdeki çatlakların %37'sinin, zirkonyum seramik disklerdeki çatlakların ise %64'ünün transilluminasyon tekniği ile tespit

edilemediği bildirilmiştir. Transilluminasyon tekniği ile feldspatik porselende değerlendirilebilir en az çatlak uzunluğu 33 µm, zirkonyumda ise 54 µm olarak saptanmıştır.(Beck ve ark., 2010)

Etman ve çalışma arkadaşları, çatlak incelemesinde eş odaklı lazer tarama tekniğini SEM tekniği ile karşılaştırmışlardır. Sonuç olarak, SEM tekniğinin yüzeydeki çatlakları tespit etmede başarılı olduğunu, ancak eş odaklı lazer tarama tekniğinin malzemenin içindeki çatlakları da tespit edebildiğini rapor etmişlerdir.(Etman, 2009)

Bu çalışmada çatlak uzunluğunu belirlemek için literatürde uygun görülmüş üstten aydınlatmalı metal mikroskobu kullanıldı.

Vickers sertlik cihazı ile yapılan testlerde, poroziteler tarafından azalmayan ve düzenli ilerleyen çatlaklara sahip izler oluşturulduğu tespit edilmiştir. Bu izlerin görüntüsü, literatürde belirtilenlerle uyumlu bulunmuştur.(Scherrer ve ark., 1998)

SEM ve metal mikroskobuyla yapılan incelemelerde zirkonyum dioksit, titanyum dioksit ve talk ilaveli grupların görüntülerinin düzenli ve homojen olduğu, referans olarak alınan ilavesiz feldspatik porselen grubunun görüntüsüyle uyumlu olduğu gözlemlenmiştir. Bu bulgular, zirkonyum dioksit, titanyum dioksit ve talk ilavelerinin feldspatik porselen yapısına olumsuz bir etkisi olmadığını göstermektedir.

SEM ünitesine bağlı EDS cihazı ile yapılan analizde kontrol grubu, zirkonyum dioksit, titanyum dioksit ve talk ilaveli gruplarda bulunan örneklerin yapısında, çalışmamızda kullandığımız feldspatik porselenin yapısıyla uyumlu olarak silisyum ve oksijen bakımından zengin bulunmuştur. Porselen örneklerin içeriğindeki elementleri ve miktarını gösteren EDS analiz spektrumu ve tablosunda kontrol grubundan farklı olarak zirkonyum dioksit ilaveli gruplarda zirkonyum, titanyum dioksit ilaveli gruplarda

titanyum ve talk ilaveli gruplarda talk bileşenlerinin miktarları gösterildi. Bu durum zirkonyum, titanyum ve talk bileşenlerinin yapıya katıldığını göstermektedir.

Bu tez çalışmasının çeşitli limitasyonları mevcuttur. Çalışmada, feldspatik porselene ağırlıkça %2 ve %5 oranlarında zirkonyum dioksit, titanyum dioksit ve talk ilavesi yapılmıştır. Daha yüksek oranlarda sonuçların iyileştiği durumlar tespit edilmiştir. Bu sonuçların ışığında ileri çalışmalar için daha yüksek oranlarda ilaveler ve daha fazla sayıda örnekler kullanılabilir.



## 6. SONUÇ

Yapılan bu in vitro çalışmada, feldspatik porselene zirkonyum dioksit, titanyum dioksit, talkın %2 ve %5 oranlarında eklenmesiyle renk değişimi, esneme direnci, sertlik ve çatlak boylarının ilavesiz kontrol grubuyla karşılaştırılması yapıldı.

1. Renk değişimi açısından bütün  $\Delta E_{00}$  değerleri istatistiksel anlamlı olacak şekilde birbirinden farklı bulunmuştur. En yüksek  $\Delta E_{00}$  değerleri titanyum ilaveli gruplarda en düşük  $\Delta E_{00}$  değerleri talk ilaveli gruplarda görülmüştür.
2. En düşük ve klinik kabul edilebilirliğe en yakın  $\Delta E_{00}$  değeri talk %2 grubunda görüldü.
3. Esneme dirençleri açısından talk %2 grubu kontrol grubuna göre aynı kalmış diğer grupların hepsinde kontrol grubuna göre artış olmuştur. En yüksek esneme direnci değeri zirkonyum dioksit %2 grubunda görüldü.
4. Kontrol grubuna göre zirkonyum dioksit %2 grubunun esneme direnci artışı istatistiksel olarak anlamlı bulundu. Zirkonyum dioksit %5, titanyum dioksit %2, titanyum dioksit %5, talk %2 ve talk %5 grubundaki örneklerin kontrol grubuna göre esneme direnci değerlerindeki artışlar istatistiksel olarak anlamlı bulunmadı.
5. Sertlik değerleri açısından bütün gruplar kontrol grubuna göre istatistiksel olarak anlamlı olacak şekilde yüksek bulunmuştur. En yüksek sertlik değeri talk %2 grubunda görülmüştür.
6. Çatlak boyu açısından talk %5 grubu hariç bütün gruplarda kontrol grubuna göre çatlak boyunun arttığı görüldü.
7. Talk %5 grubunda ise kontrol grubuna göre çatlak boyu azaldı ama bu azalış istatistiksel olarak anlamlı değildir.

8. Zirkonyum dioksit %2, titanyum dioksit %2, titanyum dioksit %5, talk %5 gruplarının çatlak boylarının kontrol grubuna göre artışları istatistiksel olarak anlamlı değildir. Zirkonyum dioksit %5 grubunun artışı ise istatistiksel olarak anlamlı bulundu.



## KAYNAKÇA

- ACAR, T. K. (2021). *Porselen Ve Vitrikiye Bünyesine Wollastonit, Pirofillit, Talk, Uçucu Kül İlavelerinin Etkilerinin Araştırılması* (Publication Number 20169210011) [Yüksek Lisans, Sivas Cumhuriyet Üniversitesi]. Sivas.
- Agrawal, V., & Kapoor, S. (2013). Color and shade management in esthetic dentistry. *Univers Res J Dent*, 3(3), 120-127.
- Ahmad, I. (2008). *Protocols for predictable aesthetic dental restorations*. John Wiley & Sons.
- Albakry, M., Guazzato, M., & Swain, M. V. (2003). Biaxial flexural strength, elastic moduli, and x-ray diffraction characterization of three pressable all-ceramic materials. *The Journal of prosthetic dentistry*, 89(4), 374-380.
- Anonim. (2001). *Sekizinci Beş Yıllık Kalkınma Planı Madencilik Sektörü Sanayi Hammaddeleri Özel İhtisas Komisyonu, Endüstri Mineralleri Alt Komisyonu Raporu, Yayın No:D.P.T.2611*.
- Anusavice, K., & Hojjatie, B. (1991). Effect of thermal tempering on strength and crack propagation behavior of feldspathic porcelains. *Journal of dental research*, 70(6), 1009-1013.
- Anusavice, K. J. (1993). Recent developments in restorative dental ceramics. *Journal of the American Dental Association* (1939), 124(2), 72-74, 76.
- Anusavice, K. J. (2003). Dental ceramics. *Phillips' science of dental materials*.
- Anusavice, K. J., Shen, C., & Rawls, H. R. (2012). *Phillips' science of dental materials*. Elsevier Health Sciences.
- Asar, N. V., Korkmaz, T., & Gül, E. B. (2010). The effect of wollastonite incorporation on the linear firing shrinkage and flexural strength of dental aluminous core ceramics: A preliminary study. *Materials & Design* (1980-2015), 31(5), 2540-2545.
- Asaro, R., & Lubarda, V. (2006). *Mechanics of solids and materials*. Cambridge University Press.
- Atala, M. H. Bor bileşikleri ilavesinin feldspatik porselenin mekanik özelliklerine etkilerinin değerlendirilmesi.
- Babu, P. J., Alla, R. K., Alluri, V. R., Datla, S. R., & Konakanchi, A. (2015). Dental ceramics: Part I—An overview of composition, structure and properties. *Am J Mater Eng Technol*, 3(1), 13-18.
- Balkenhol, M., Nothdurft, F. P., Hannig, M., Schindler, A., Lehmann, A., Arnold, T., Knauber, A., & Rupf, S. (2017). Bonding to zirconia ceramic: The effect of cold plasma treatment and 4-META. *Clinical Plasma Medicine*, 5, 8-13.
- Ban, S., & Anusavice, K. (1990). Influence of test method on failure stress of brittle dental materials. *Journal of dental research*, 69(12), 1791-1799.
- Beck, N., Graef, F., Gerstbrein, O., & Karl, M. (2010). Sensitivity of transillumination for detecting microcracks in feldspathic and zirconia ceramic materials. *The Journal of prosthetic dentistry*, 104(5), 301-305.

- Bindl, A., & Mörmann, W. H. (2004). Survival rate of mono-ceramic and ceramic-core CAD/CAM-generated anterior crowns over 2–5 years. *European journal of oral sciences*, 112(2), 197-204.
- Boksman, L. (2007). Shade Selection: Accuracy and Reproducibility. *Ontario Dentist*, 84(4).
- Bollenl, C. M., Lambrechts, P., & Quirynen, M. (1997). Comparison of surface roughness of oral hard materials to the threshold surface roughness for bacterial plaque retention: a review of the literature. *Dental Materials*, 13(4), 258-269.
- Borse, S., & Chaware, S. H. (2020). Tooth shade analysis and selection in prosthodontics: A systematic review and meta-analysis. *The Journal of Indian Prosthodontic Society*, 20(2), 131-140.
- Brewer, J. D., Wee, A., & Seghi, R. (2004). Advances in color matching. *Dental Clinics*, 48(2), 341-358.
- Brook, A., Smith, R., & Lath, D. (2007). The clinical measurement of tooth colour and stain. *International dental journal*, 57(5), 324-330.
- Bultan, Ö., Öngül, D., & Türkoğlu, P. (2010). ZİRKONYANIN MİKROYAPILARINA VE ÜRETİM ŞEKİLLERİNE GÖRE SINIFLANDIRILMASI. *Journal of Istanbul University Faculty of Dentistry*, 44(3), 197-204.
- Burkinshaw, S. (2004). Colour in relation to dentistry. Fundamentals of colour science. *British dental journal*, 196(1), 33-41.
- Cal, E., Sonugelen, M., Guneri, P., Kesercioglu, A., & Kose, T. (2004). Application of a digital technique in evaluating the reliability of shade guides. *Journal of oral rehabilitation*, 31(5), 483-491.
- Campbell, S. D. (1989). A comparative strength study of metal ceramic and all-ceramic esthetic materials: modulus of rupture. *The Journal of prosthetic dentistry*, 62(4), 476-479.
- Cattell, M., Clarke, R., & Lynch, E. (1997). The transverse strength, reliability and microstructural features of four dental ceramics—Part I. *Journal of dentistry*, 25(5), 399-407.
- Chander, G. N., Mutukumar, B., Sasikala, C., & Dhanasekar, N. (2015). Emerging technology and techniques. *Indian Journal of Dental Research*, 26(1), 106-107.
- Chevalier, J., Gremillard, L., Virkar, A. V., & Clarke, D. R. (2009). The tetragonal-monoclinic transformation in zirconia: lessons learned and future trends. *Journal of the American Ceramic Society*, 92(9), 1901-1920.
- Chong, K.-H., Chai, J., Takahashi, Y., & Wozniak, W. (2002). Flexural strength of In-Ceram alumina and In-Ceram zirconia core materials. *International Journal of Prosthodontics*, 15(2).
- Chu, S. J., Paravina, R. D., Sailer, I., & Mieleszko, A. J. (2017). *Color in dentistry: a clinical guide to predictable esthetics* (Vol. 129). Quintessence Publishing Hanover Park (IL).
- Cook, R., Lawn, B., Dabbs, T., & Chantikul, P. (1981). Effect of machining damage on the strength of a glass-ceramic. *Journal of the American Ceramic Society*, 64(9), C-121-C-122.
- Coşkun, A., & Yaluğ, S. (2002). Metal desteksiz porselen sistemleri. *Cumhuriyet Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi*, 5(2), 97-102.
- Craig, R. G. (1980). *Restorative dental materials*. Mosby.

- Craig, R. G., O'Brien, W. J., & Powers, J. M. (2004). Dental materials: properties and manipulation. (No Title).
- Craig, R. G., Powers, J.M. (2002). Restorative Properties in Restorative Dental Materials. Mosby Publication.
- Crispin, B. J. (1994). *Contemporary esthetic dentistry: Practice fundamentals*. Quintessence Publishing (IL).
- CUTAM. (2024). [https://cutam.cumhuriyet.edu.tr/AppFiles/Cihazlar/Taramal%C4%B1%20Elektro n%20Mikroskobu%20\(SEM\)194813801.jpg](https://cutam.cumhuriyet.edu.tr/AppFiles/Cihazlar/Taramal%C4%B1%20Elektro n%20Mikroskobu%20(SEM)194813801.jpg)
- Çelik, M., Bural, C., & Bayrakdar, G. (2014). Diş Hekimliğinde Zirkonya Uygulamaları. *Atatürk Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi*, 24(Supplement 8), 106-116.
- de la Fuente, A. P., Rangel, E. R., Rodríguez, J. A., & Hernández-Bocanegra, G. C. A. (2014). Toughening of Alumina Ceramics with Silver Nanoparticles. *Journal of Research in Nanotechnology*, 2014, 8.
- DeHoff, P., & Anusavice, K. (1992). Analysis of tempering stresses in bilayered porcelain discs. *Journal of dental research*, 71(5), 1139-1144.
- del Mar Perez, M., Ghinea, R., Herrera, L. J., Ionescu, A. M., Pomares, H., Pulgar, R., & Paravina, R. D. (2011). Dental ceramics: a CIEDE2000 acceptability thresholds for lightness, chroma and hue differences. *Journal of dentistry*, 39, e37-e44.
- Denry, I., & Kelly, J. R. (2008). State of the art of zirconia for dental applications. *Dental Materials*, 24(3), 299-307.
- Denry, I., Mackert Jr, J., Holloway, J., & Rosenstiel, S. (1996). Effect of cubic leucite stabilization on the flexural strength of feldspathic dental porcelain. *Journal of dental research*, 75(12), 1928-1935.
- Dentsply. (2007). Ceramco3 Directions for Use.
- Dentsply. (2008). Ceramco malzeme güvenlik veri sayfası.
- Diaz, B., Sánchez-Espinel, C., Arruebo, M., Faro, J., de Miguel, E., Magadán, S., Yagüe, C., Fernández-Pacheco, R., Ibarra, M. R., & Santamaria, J. (2008). Assessing methods for blood cell cytotoxic responses to inorganic nanoparticles and nanoparticle aggregates. *Small*, 4(11), 2025-2034.
- Diebold, U. (2003). The surface science of titanium dioxide. *Surface science reports*, 48(5-8), 53-229.
- ERGÜN, G., hekimliği Fakültesi, D., & YENİSEY, M. (2006). Fiberle güçlendirilmiş kompozit (FGK) sabit protezlerin taramalı elektron mikroskop (SEM) ile değerlendirilmesi ve içeriklerinin element analizlerinin (EDS) yapılması. *Ondokuz Mayıs Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi; Cilt: 7 Sayı: 2*.
- Eroğlu, Z. (2010). *Galvano seramik, metal seramik ve tam seramik üç üyeli köprü protezlerinin kırılma dirençlerinin in vitro olarak karşılaştırılması* Doktora Tezi, Erciyes Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü, Kayseri 2010 ...].
- ERSU, B., YENİGÜL, M., & TULUNOĞLU, İ. (2007). Three point bending strength of in-ceram core material sinterized with colloidal alumina. *Hacettepe Dişhekimliği Fakültesi Derg. (Clinical Dentistry and Research)*, 31(2), 71-78.
- Eskitaşçıoğlu, G., Akman, S., Kalkan, M., & Belli, S. (2000). Farklı Seviyelerdeki Porselen Kırıklarının İndirekt Tamirinden Sonraki Renk Uyumlarının İn-vitro Karşılaştırılması. *Selçuk Üniversitesi Diş Hekimliği Dergisi*, 2, 129-133.

- Esparza-Vázquez, S. J., Rocha-Rangel, E., Rodríguez-García, J. A., & Hernández-Bocanegra, C. A. (2014). Strengthening of alumina-based ceramics with titanium nanoparticles. *Materials Sciences and Applications*, 2014.
- Etman, M. K. (2009). Confocal examination of subsurface cracking in ceramic materials. *Journal of Prosthodontics: Implant, Esthetic and Reconstructive Dentistry*, 18(7), 550-559.
- Fairhurst, C., Lockwood, P., Ringle, R., & Thompson, W. (1992). The effect of glaze on porcelain strength. *Dental Materials*, 8(3), 203-207.
- Fairhurst, C. W., Anusavice, K. J., Hashinger, D. T., Ringle, R. D., & Warren Twigg, S. (1980). Thermal expansion of dental alloys and porcelains. *Journal of biomedical materials research*, 14(4), 435-446.
- Featherstone, J., Ten Cate, J., Shariati, M., & Arends, J. (1983). Comparison of artificial caries-like lesions by quantitative microradiography and microhardness profiles. *Caries research*, 17(5), 385-391.
- Fondriest, J. (2003). Shade matching in restorative dentistry: the science and strategies. *International journal of Periodontics and restorative dentistry*, 23(5), 467-480.
- Giordano II, R. A., Pelletier, L., Campbell, S., & Pober, R. (1995). Flexural strength of an infused ceramic, glass ceramic, and feldspathic porcelain. *The Journal of prosthetic dentistry*, 73(5), 411-418.
- Gómez Tamayo, J., Rueda Arango, A. O., & Ossa Henao, E. A. (2020). Improving the mechanical properties of commercial feldspathic dental porcelain by addition of Alumina-Zirconia. *Revista Facultad de Ingeniería Universidad de Antioquia*(94), 67-76.
- Gorton, J., & Featherstone, J. D. (2003). In vivo inhibition of demineralization around orthodontic brackets. *American journal of orthodontics and dentofacial orthopedics*, 123(1), 10-14.
- Gracis, S., Thompson, V. P., Ferencz, J. L., Silva, N. R., & Bonfante, E. A. (2015). A new classification system for all-ceramic and ceramic-like restorative materials. *International Journal of Prosthodontics*, 28(3).
- Grim, R. (1968). *Clay Mineralogy*: 2nd Edn McGraw-Hill. New York.
- Guazzato, M., Albakry, M., Ringer, S. P., & Swain, M. V. (2004). Strength, fracture toughness and microstructure of a selection of all-ceramic materials. Part II. Zirconia-based dental ceramics. *Dental Materials*, 20(5), 449-456.
- Guess, P. C., Schultheis, S., Bonfante, E. A., Coelho, P. G., Ferencz, J. L., & Silva, N. R. (2011). All-ceramic systems: laboratory and clinical performance. *Dental Clinics*, 55(2), 333-352.
- Hamouda, I. M., & Beyari, M. M. (2013). Addition of Yttria Partially Stabilized Zirconia for Reinforcement of Dental Porcelain. *International Journal of Scientific Research in Knowledge*, 1(10), 404.
- Hanyaloglu, C., Aksakal, B., & Bolton, J. (2001). Production and indentation analysis of WC/Fe-Mn as an alternative to cobalt-bonded hardmetals. *Materials Characterization*, 47(3-4), 315-322.
- Hashem, R., Mohsen, C. A., & Abu-Eittah, M. R. (2015). Effect of Silver Nanoparticles and silver hydroxyapatite nanoparticles on Color and Fracture Strength of Dental Ceramic. *Mater Sci Med*, 61(2), 2-7.
- Hayat, M. A. (1973). *Principles and techniques of electron microscopy. Biological applications*, volume 3.

- Huang, T., Huang, W., Zhou, C., Situ, Y., & Huang, H. (2012). Superhydrophilicity of TiO<sub>2</sub>/SiO<sub>2</sub> thin films: Synergistic effect of SiO<sub>2</sub> and phase-separation-induced porous structure. *Surface and Coatings Technology*, 213, 126-132.
- Hudson, J. D., Goldstein, G. R., & Georgescu, M. (1995). Enamel wear caused by three different restorative materials. *The Journal of prosthetic dentistry*, 74(6), 647-654.
- Igiel, C., Lehmann, K. M., Ghinea, R., Weyhrauch, M., Hangx, Y., Scheller, H., & Paravina, R. D. (2017). Reliability of visual and instrumental color matching. *Journal of Esthetic and Restorative Dentistry*, 29(5), 303-308.
- ISO, I. (2008). 6872: Dentistry-ceramic materials. Switzerland: International Organization for Standardization.
- Jagger, D., & Harrison, A. (1994). An in vitro investigation into the wear effects of unglazed, glazed, and polished porcelain on human enamel. *The Journal of prosthetic dentistry*, 72(3), 320-323.
- Jm, P. (2006). Craig's restorative dental materials. *Mechanical properties*, 51-96.
- Jones, D. W. (1985). Development of dental ceramics. An historical perspective. *Dental Clinics of North America*, 29(4), 621-644.
- Jouhar, R., Ahmed, M. A., & Khurshid, Z. (2022). An overview of shade selection in clinical dentistry. *Applied Sciences*, 12(14), 6841.
- Judeh, A., & Al-Wahadni, A. (2009). A comparison between conventional visual and spectrophotometric methods for shade selection. *Quintessence international (Berlin, Germany: 1985)*, 40(9), e69-79.
- Kadıoğlu, H. (2009). *Sert ve yumuşak porselenlerde pişirim sıcaklıkları ve sürelerinin düşürülmesi* Anadolu University (Turkey)].
- Kakaboura, A., Fragouli, M., Rahiotis, C., & Silikas, N. (2007). Evaluation of surface characteristics of dental composites using profilometry, scanning electron, atomic force microscopy and gloss-meter. *Journal of Materials Science: Materials in Medicine*, 18, 155-163.
- KARATAŞLI, B. (2017). Diş Hekimliğinde Kullanım Alanları. *Türkiye Klinikleri J Prosthodont-Special Topics*, 3(2), 94-103.
- Karthikeyan, V., Chander, N. G., Reddy, J. R., & Muthukumar, B. (2019). Effects of incorporation of silver and titanium nanoparticles on feldspathic ceramic toughness. *Journal of Dental Research, Dental Clinics, Dental Prospects*, 13(2), 98. <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pmc/articles/PMC6773915/pdf/joddd-13-98.pdf>
- Kayalı, E. S. (1996). *Metalik malzemelerin mekanik deneyleri*. İTÜ.
- Kelly, J. R. (1995). Perspectives on strength. *Dental Materials*, 11(2), 103-110.
- Kelly, J. R. (1999). Clinically relevant approach to failure testing of all-ceramic restorations. *The Journal of prosthetic dentistry*, 81(6), 652-661.
- Kelly, J. R., & Denry, I. (2008). Stabilized zirconia as a structural ceramic: an overview. *Dental Materials*, 24(3), 289-298.
- Kelly, J. R., Nishimura, I., & Campbell, S. D. (1996). Ceramics in dentistry: historical roots and current perspectives. *The Journal of prosthetic dentistry*, 75(1), 18-32.
- Kılıçarslan, M., & Zaimoğlu, A. (1998). Relative Flexural Strength And Hardness Of Different Dental Restorative Ceramics. *J Istanbul Univ Fac Dent*, 32(1), 28-33.
- Kim-Pusateri, S., Brewer, J. D., Davis, E. L., & Wee, A. G. (2009). Reliability and accuracy of four dental shade-matching devices. *The Journal of prosthetic dentistry*, 101(3), 193-199.

- Kim, B., Zhang, Y., Pines, M., & Thompson, V. (2007). Fracture of porcelain-veneered structures in fatigue. *Journal of dental research*, 86(2), 142-146.
- Kim, J.-W., Kim, J.-H., Janal, M. N., & Zhang, Y. (2008). Damage maps of veneered zirconia under simulated mastication. *Journal of dental research*, 87(12), 1127-1132.
- Klaff, D. (2010). Achieving the predictable composite resin restoration: the nature of colour. *International Dentistry SA*, 12, 64-77.
- Kon, M., O'Brien, W., Rasmussen, S., & Asaoka, K. (2001). Mechanical properties of glass-only porcelains prepared by the use of two feldspathic frits with different thermal properties. *Journal of dental research*, 80(8), 1758-1763.
- Kosmač, T., Oblak, Č., Jevnikar, P., Funduk, N., & Marion, L. (2000). Strength and reliability of surface treated Y-TZP dental ceramics. *Journal of Biomedical Materials Research: An Official Journal of The Society for Biomaterials, The Japanese Society for Biomaterials, and The Australian Society for Biomaterials and the Korean Society for Biomaterials*, 53(4), 304-313.
- Kuehni, R. G. (2002). The early development of the Munsell system. *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*, 27(1), 20-27.
- Kumar, P. H., Singh, V. K., Kumar, P., Yadav, G., & Chaturvedi, R. (2016). Effect of Al<sub>2</sub>O<sub>3</sub> on leucite based bioactive glass ceramic composite for dental veneering. *Ceramics International*, 42(2), 3591-3597.
- Kurt, M., TURHAN BAL, B., & Bal, C. (2016). Güncel Renk Ölçüm Yöntemleri: Sistematik Derleme. *Türkiye Klinikleri Journal of Dental Sciences*, 22(2).
- Kutlu, S. Z. (2013). *Sivas Talk Atıklarının Değerlendirilmesi Ve Endüstriye Hazır Hale Getirilmesi* Fen Bilimleri Enstitüsü].
- Lahmani, M., Bréchnignac, C., & Houdy, P. (2007). Nanomaterials and nanochemistry. In: Springer, Berlin, Germany.
- Landa, E. R., & Fairchild, M. D. (2005). Charting color from the eye of the beholder: A century ago, artist albert henry munsell quantified colors based on how they appear to people; specializations of his system are still in wide scientific use. *American scientist*, 93(5), 436-443.
- Mackert, J. R., & Evans, A. (1991). Effect of cooling rate on leucite volume fraction in dental porcelains. *Journal of dental research*, 70(2), 137-139.
- Mair, L. (1991). Staining of in vivo subsurface degradation in dental composites with silver nitrate. *Journal of dental research*, 70(3), 215-220.
- Maloney, W. J., & Maloney, M. P. (2009). Pierre Fauchard: the father of modern dentistry. *Journal of the Massachusetts Dental Society*, 58(2), 28-29.
- Mangine, H., Jakes, K., & Noel, C. (2005). A preliminary comparison of CIE color differences to textile color acceptability using average observers. *Color Research & Application: Endorsed by Inter-Society Color Council, The Colour Group (Great Britain), Canadian Society for Color, Color Science Association of Japan, Dutch Society for the Study of Color, The Swedish Colour Centre Foundation, Colour Society of Australia, Centre Français de la Couleur*, 30(4), 288-294.
- Martínez Rus, F., Pradies Ramiro, G., Suárez García, M., & Rivera Gómez, B. (2007). Cerámicas dentales: clasificación y criterios de selección. *Rcoe*, 12(4), 253-263.

- McCabe, J. F., & Walls, A. W. (2013). *Applied dental materials*. John Wiley & Sons.
- McLaren, E. A. (1998). All-ceramic alternatives to conventional metal-ceramic restorations. *Compendium of continuing education in dentistry* (Jamesburg, NJ: 1995), 19(3), 307-308, 310, 312 passim; quiz 326.
- McLean, J. W. (1979). The nature of dental ceramics and their clinic use. *The Science and Art of Dental Ceramics*. Vol. I, 55-95.
- McLean, J. W. (2001). Evolution of dental ceramics in the twentieth century. *Journal of Prosthetic Dentistry*, 85(1), 61-66.
- McLean, J. W., & Hughes, T. (1965). The reinforcement of dental porcelain with ceramic oxides. *British dental journal*, 119(6), 251-267.
- Medeiros, I. S., Luz, L. A., Yoshimura, H. N., Cesar, P. F., & Hernandez, A. C. (2009). Al<sub>2</sub>O<sub>3</sub>/GdAlO<sub>3</sub> fiber for dental porcelain reinforcement. *Journal of the mechanical behavior of biomedical materials*, 2(5), 471-477.
- Mehl, A., & Hickel, R. (1999). Current state of development and perspectives of machine-based production methods for dental restorations. *International journal of computerized dentistry*, 2(1), 9-35.
- Miller, A., Long, J., Miller, B., & Cole, J. (1992). Comparison of the fracture strengths of ceramometal crowns versus several all-ceramic crowns. *The Journal of prosthetic dentistry*, 68(1), 38-41.
- Minolta, K. (2007). Precise color communication: color control from perception to instrumentation. Japan: Konica Minolta Sensing Inc.
- Mosby, S. L. (2005:22.). The Glossary of Prosthodontic Term.
- Munsell. (2024). munsell. <https://i0.wp.com/thelandofcolor.com/wp-content/uploads/2022/04/Munsell-Color-Tree-with-Magenta-Arrows.jpg>
- Mustafa, A., & Matinlinna, J. (2014). Materials in dentistry. *Handbook oral biomater*. Singapore: Pan Stanford Publishing, 81-154.
- Nağış, I. Ç., & Ergün, G. (2008). Zirkonya seramiklerin diş hekimliğindeki yeri ve geleceği. *Gazi Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi*, 25(3), 51-60.
- Nazari, A., Riahi, S., Riahi, S., Shamekhi, S. F., & Khademno, A. (2010). An investigation on the Strength and workability of cement based concrete performance by using ZrO<sub>2</sub> nanoparticles. *Journal of American Science*, 6(4), 29-33.
- Nikanjam, S., Abbasi, S., & Khazaei, S. (2021). Effect of different bleaching methods on optical behaviors of CAD/CAM ceramics. *Avicenna Journal of Dental Research*, 13(4), 113-118.
- O'Brien, W. J. (2002a). *Dental materials and their selection* (Vol. 10). Quintessence Chicago.
- O'Brien, W. J. (2002b). Dental materials and their selection, 2002. *Quintessence*.
- Okubo, S. R., Kanawati, A., Richards, M. W., & Childressd, S. (1998). Evaluation of visual and instrument shade matching. *The Journal of prosthetic dentistry*, 80(6), 642-648.
- Okutan, Y. (2015). Farklı yüzey işlemlerinin ve yapay yaşlandırmanın y-tzp zirkonya seramiklerin faz dönüşümüne ve eğilme dayanımına etkisi.
- Ong, J., Farley, D., & Norling, B. (2000). Quantification of leucite concentration using X-ray diffraction. *Dental Materials*, 16(1), 20-25.
- Oyen, M. L. (2019). *Handbook of nanoindentation: with biological applications*. CRC Press.

- Özdülger, A. (2014). TALKIN ÖYKÜSÜ/THE STORY OF TALC. *Plevra Bülteni*, 8(1), 1.
- Paravina, R. D. (2018). Understanding color. *Ronald E. Goldstein's Esthetics in Dentistry*, 270-294.
- Paravina, R. D., Ghinea, R., Herrera, L. J., Bona, A. D., Igiel, C., Linninger, M., Sakai, M., Takahashi, H., Tashkandi, E., & Mar Perez, M. d. (2015). Color difference thresholds in dentistry. *Journal of Esthetic and Restorative Dentistry*, 27, S1-S9.
- Pecho, O. E., Ghinea, R., Alessandretti, R., Pérez, M. M., & Della Bona, A. (2016). Visual and instrumental shade matching using CIELAB and CIEDE2000 color difference formulas. *Dental Materials*, 32(1), 82-92.
- Pereira, G., Silvestri, T., Amaral, M., Rippe, M., Kleverlaan, C., & Valandro, L. (2016). Fatigue limit of polycrystalline zirconium oxide ceramics: Effect of grinding and low-temperature aging. *Journal of the mechanical behavior of biomedical materials*, 61, 45-54.
- Peumans, M., Van Meerbeek, B., Lambrechts, P., & Vanherle, G. (2000). Porcelain veneers: a review of the literature. *Journal of dentistry*, 28(3), 163-177.
- Piconi, C., & Maccauro, G. (1999). Zirconia as a ceramic biomaterial. *Biomaterials*, 20(1), 1-25.
- Pilathadka, S., Vahalová, D., & Vosáhlo, T. (2007). The Zirconia: a new dental ceramic material. An overview. *Prague Med Rep*, 108(1), 5-12.
- Pittayachawan, P. (2009). *Comparative study of physical properties of zirconia based dental ceramics* UCL (University College London)].
- Pjetursson, B. E., Sailer, I., Zwahlen, M., & Hämmeler, C. H. (2007). A systematic review of the survival and complication rates of all-ceramic and metal–ceramic reconstructions after an observation period of at least 3 years. Part I: single crowns. *Clinical oral implants research*, 18, 73-85.
- Porselen, A. E. D. H. (1983). İstanbul Üniversitesi Basımevi ve Film Merkezi. In: İstanbul.
- Prö, L. (1992). Compressive strength of two modern all-ceramic crowns. *International Journal of Prosthodontics*, 5(5).
- Quirynen, M., & Bollen, C. (1995). The influence of surface roughness and surface-free energy on supra-and subgingival plaque formation in man: A review of the literature. *Journal of clinical periodontology*, 22(1), 1-14.
- Ramos, C. M., Cesar, P. F., Mondelli, R. F. L., Tabata, A. S., de Souza Santos, J., & Borges, A. F. S. (2014). Bond strength and Raman analysis of the zirconia-feldspathic porcelain interface. *The Journal of prosthetic dentistry*, 112(4), 886-894.
- Rizkalla, A. S., & Jones, D. W. (2004). Indentation fracture toughness and dynamic elastic moduli for commercial feldspathic dental porcelain materials. *Dental Materials*, 20(2), 198-206.
- Rosenblum, M. A., & Schulman, A. (1997). A review of all-ceramic restorations. *J Am Dent Assoc*, 128(3), 297-307. <https://doi.org/10.14219/jada.archive.1997.0193>
- Rosensteil, S., Land, M., & Fujimoto, J. (2006). Contemporary Fixed Prosthodontics 4th ed St louis. In: Mosby.
- RW, P. (1973). Skinner's science of dental material. *Dental Porcelain*, 7, 526-555.
- Sasikala, C., & Chander, N. G. (2015). Comparative evaluation of flexural strength of nano-zirconia-integrated pressable feldspathic and lithium disilicate ceramics. *The Journal of Contemporary Dental Practice*, 19(3), 339-344.

- Scherrer, S. S., Denry, I. L., & Wiskott, H. A. (1998). Comparison of three fracture toughness testing techniques using a dental glass and a dental ceramic. *Dental Materials*, 14(4), 246-255.
- Scherrer, S. S., Quinn, G. D., & Quinn, J. B. (2008). Fractographic failure analysis of a Procera® AllCeram crown using stereo and scanning electron microscopy. *Dental Materials*, 24(8), 1107-1113.
- Seghi, R. R., Daher, T., & Caputo, A. (1990). Relative flexural strength of dental restorative ceramics. *Dent Mater*, 6(3), 181-184. [https://doi.org/10.1016/0109-5641\(90\)90026-b](https://doi.org/10.1016/0109-5641(90)90026-b)
- Seghi, R. R., Sorensen, J. A., Seghi, R., & Sorensen, J. (1995). Relative flexural strength of six new ceramic materials. *International Journal of Prosthodontics*, 8(3).
- SF, R. (1988). Contemporary fixed prosthodontics. *クラウンブリッジの臨床* 45-65.
- Sgura, R., Medeiros, I. S., Cesar, P. F., Campos, A. A., & Hernandez, A. C. (2012). Porcelain monolayers and porcelain/alumina bilayers reinforced by Al<sub>2</sub>O<sub>3</sub>/GdAlO<sub>3</sub> fibers. *Journal of the mechanical behavior of biomedical materials*, 5(1), 110-115.
- Shammas, M., & Alla, R. K. (2011). Color and shade matching in dentistry. *Trends Biomater Artif Organs*, 25(4), 172-175.
- Sharma, G., Wu, W., & Dalal, E. N. (2005). 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*, 30(1), 21-30.
- Shenoy, A., & Shenoy, N. (2010). Dental ceramics: An update. *Journal of Conservative Dentistry and Endodontics*, 13(4), 195-203.
- Shillingburg, H. T., Hobo, S., Whitsett, L. D., Jacobi, R., & Brackett, S. E. (2012). *Fundamentals of fixed prosthodontics*. Quintessence Publishing Company Hanover Park, IL.
- Shuman, D. J., Costa, A. L. d. M., & Andrade, M. S. (2006). Calculating the elastic modulus from instrumented indentation reload curves.
- Siegel, R. W. (1991). Cluster-assembled nanophase materials. *Annual Review of Materials Science*, 21(1), 559-578.
- Smith, W. F. (1986). Principles of materials science and engineering.
- Sproull, R. C. (1973). Color matching in dentistry. Part I. The three-dimensional nature of color. *The Journal of prosthetic dentistry*, 29(4), 416-424.
- Sriamporn, T., Thamrongananskul, N., Busabok, C., Poolthong, S., Uo, M., & Tagami, J. (2014). Dental zirconia can be etched by hydrofluoric acid. *Dental materials journal*, 33(1), 79-85.
- Stawarczyk, B., Keul, C., Eichberger, M., Figge, D., Edelhoff, D., & Lümke, N. (2017). Three generations of zirconia: From veneered to monolithic. Part I. *Quintessence international*, 48(5).
- Swain, M. (2009). Unstable cracking (chipping) of veneering porcelain on all-ceramic dental crowns and fixed partial dentures. *Acta biomaterialia*, 5(5), 1668-1677.
- ŞEN, N., US, Y. Ö., TURP, V., & ŞEN, D. (2017). Monolitik zirkonya. *Turkiye Klinikleri Prosthodontics-Special Topics*, 3(2), 127-132.

- Tholey, M. J., Swain, M. V., & Thiel, N. (2009). SEM observations of porcelain Y-TZP interface. *Dental Materials*, 25(7), 857-862.
- Uno, M., Nonogaki, R., Fujieda, T., Ishigami, H., Kurachi, M., Kamemizu, H., Wakamatsu, N., & Doi, Y. (2012). Toughening of CAD/CAM all-ceramic crowns by staining slurry. *Dental materials journal*, 31(5), 828-834.
- Vadher, R., Parmar, G., Kanodia, S., Chaudhary, A., Kaur, M., & Savadhariya, T. (2014). Basics of color in dentistry: A review. *IOSR J Dent Med Sci*, 13(9), 78-85.
- Van Dijken, J. (1999). All-ceramic restorations: classification and clinical evaluations. *Compendium of continuing education in dentistry (Jamesburg, NJ: 1995)*, 20(12), 1115-1124, 1126 passim; quiz 1136.
- Van Noort, R., & Barbour, M. E. (2023). *Introduction to Dental Materials-E-Book: Introduction to Dental Materials-E-Book*. Elsevier Health Sciences.
- Varol, M., Güncü, M. B., Aktaş, G., & Canay, M. Ş. (2016). DİŞ HEKİMLİĞİ PRATİĞİNDE ZİRKONYUM ve UYGULAMALARINA PANORAMİK BAKIŞ. *Atatürk Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi*, 26(3), 534-541.
- VITA. (2024a). . <https://www.dismat.com/gorsel-cozumler/vita-klasik-a1d4-renk-skalasi/>
- VITA. (2024b). [https://http2.mlstatic.com/D\\_NQ\\_NP\\_2X\\_930594-MLB77012938897\\_062024-F.webp](https://http2.mlstatic.com/D_NQ_NP_2X_930594-MLB77012938897_062024-F.webp)
- Wagner, W., & Chu, T. (1996). Biaxial flexural strength and indentation fracture toughness of three new dental core ceramics. *The Journal of prosthetic dentistry*, 76(2), 140-144.
- Wee, A. (2006). Description of color science, color replication progress and esthetics. *book: Contemporary Fixed Prosthodontics*.
- Weinstein, M. (1962). Fused porcelain-to-metal teeth. *United States Patent No. 3,052,982*.
- Westland, S. (2003). Review of the CIE system of colorimetry and its use in dentistry. *Journal of Esthetic and Restorative Dentistry*, 15, S5-S12.
- Wikipedi. (2014). *Materyallerin sertliği*. <http://www.wikipedia.org>.
- Woodruff, L., & Bedinger, G. (2013). *Titanium: light, strong, and white (2327-6932)*.
- Yamamoto, M. (1985). *Metal-ceramics: principle and methods of Makoto Yamamoto*. Quintessence Publishing Company.
- Yavuz, Ö. (1996). *Tüm seramik kuronların kırılma dirençlerinin seramometal restorasyonların kırılma dirençleri ile karşılaştırmalı olarak araştırılması* Doktora Tezi, Ege Üniversitesi, Sağlık Bilimleri Enstitüsü, Protetik Diş ...].
- YAVUZYILMAZ, H. (1996). Metal Destekli Estetik Kuronlar. *Gazi Üniversitesi Gletişim Fakültesi Basımevi, Ankara*.
- Yavuzylmaz, H. (1996). Metal destekli estetik (veneer-kaplama) kronlar. *Gazi Üniversitesi, Ankara*.
- Yavuzylmaz, H., Turhan, B., Bavbek, B., & Kurt, E. (2005). Tam porselen sistemleri II. *Gazi Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi*, 22(1), 49-60.
- Yilmaz, B. Beş farklı yöntemle hazırlanan zirkonyum altyapılı kuronların marjinal uyum ve kırılma dirençlerinin in vitro olarak değerlendirilmesi.
- Yilmaz, H., Aydın, C., & Gul, B. E. (2007). Flexural strength and fracture toughness of dental core ceramics. *The Journal of prosthetic dentistry*, 98(2), 120-128.
- Zaimoğlu, A., & Can, G. (2004). Sabit protezler. *Ankara Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Yayınları*, 24, 183-189.

- Zaimoğlu, A., Can, G., Ersoy, E., & Aksu, L. (1993). Diş hekimliğinde maddeler bilgisi. *AÜ Basımevi, Ankara*, 515.
- Zan, T. (1999). Çeşitli yüzey şartlandırma işlemlerinin konvansiyonel dental porselenlerin eğilme dayanıklılığı üzerine etkisi.

