

T.C.  
ATATÜRK ÜNİVERSİTESİ  
DİŞ HEKİMLİĞİ FAKÜLTESİ

FARKLI YÜZEY PARLATMA SİSTEMLERİNİN  
ÇEŞİTLİ MONOLİTİK ZİRKONYUM  
MATERYALLERİNİN YÜZEY ÖZELLİKLERİ VE FAZ  
DEĞİŞİMLERİ ÜZERİNDEKİ ETKİSİNİN İNCELENMESİ

Dt. Harun Reşit BAL

Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı  
Uzmanlık Tezi

Tez Danışmanı  
Prof. Dr. Nuran YANIKOĞLU

ERZURUM  
2018

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

“FARKLI YÜZEY PARLATMA SİSTEMLERİNİN ÇEŞİTLİ MONOLİTİK ZİRKONYUM  
MATERYALLERİNİN YÜZEY ÖZELLİKLERİ VE FAZ DEĞİŞİMLERİ ÜZERİNDEKİ ETKİSİNİN  
İNCELENMESİ”

Dt. Harun Reşit BAL

Tez Savunma Tarihi :10.12.2018

Tez Danışmanı : Prof.Dr.Nuran YANIKOĞLU

Jüri Üyesi : Prof.Dr.Nuran YANIKOĞLU

Jüri Üyesi : Prof.Dr.Yasemin KESKİN

Jüri Üyesi :Prof.Dr.Zeynep YEŞİL DUYMUŞ

Jüri Üyesi : Prof.Dr.Funda BAYINDIR

Jüri Üyesi : Dr.Öğr.Üyesi Hatice ÖZDEMİR

ONAY

Bu Tez Çalışması Yukarıdaki jüri tarafından **Uzmanlık Tezi** Olarak Kabul Edilmiştir.

Prof. Dr. Abdulvahit ERDEM  
Fakülte Dekanı

# İÇİNDEKİLER

TEŞEKKÜR.....	V
ÖZET .....	VI
ABSTRACT.....	VII
SİMGELER VE KISALTMALAR DİZİNİ.....	VIII
ŞEKİLLER DİZİNİ.....	X
TABLolar DİZİNİ.....	XI
<b>1. GİRİŞ .....</b>	<b>1</b>
<b>2. GENEL BİLGİLER.....</b>	<b>3</b>
2.1. Dental Seramikler .....	3
2.1.1. Dental Seramiklerin Tarihsel Gelişimi .....	3
2.2. Dental Seramiklerin Yapısı.....	5
2.2.1. Feldspar.....	6
2.2.2. Kuartz.....	7
2.2.3. Kaolin (Kil-Aluminyum Hidrat Silikat- $Al_2O_3 \cdot 2SiO_2 \cdot 2H_2O$ ).....	7
2.2.4. Akışkan ve Cam Modifiye Ediciler .....	7
2.2.5. Ara Oksitler.....	7
2.2.6. Renk Pigmentleri .....	7
2.2.7. Opaklaştırıcı Ajanlar.....	7
2.3. Dental Seramiklerin Sınıflandırılması .....	8
2.3.1. İçeriklerine Göre .....	8
2.3.2. Erime Isılarına Göre.....	8
2.3.3. Şekillendirme Türlerine Göre .....	9
2.3.4. Kullanım Alanlarına Göre .....	9
2.3.5. Yapım Tekniklerine Göre .....	9

2.3.6. Şekillendirme Türlerine Göre .....	9
2.4. Tam Seramik Restorasyonlar .....	10
2.4.1. Tam Seramik Sistemlerin Endikasyonları .....	10
2.4.2. Tam Seramik Sistemlerin Kontrendikasyonları.....	11
2.4.3. Tam Seramik Sistemlerin Avantajları.....	11
2.4.4. Tam Seramik Sistemlerin Dezavantajları .....	12
2.4.5. Tam Seramik Sistemlerin Sınıflandırılması.....	12
2.4.5.1. Cam Seramikler .....	12
2.4.5.2. Alumina Esaslı Seramikler(Alüminyum Oksit).....	12
2.4.5.3. Zirkonya Esaslı Seramikler (Yttrium tetragonal zirkonya polikristalleri).....	13
2.4.5.3.1. Y-TZP'nin Mikroyapısı ve Özellikleri .....	14
2.4.5.3.2. Y-TZP'nin Mekanik ve Fiziksel Özellikleri.....	15
2.4.5.3.3. Y-TZP'nin Biyouyumluluğu.....	16
2.5. Monolitik Zirkonyum Seramikler .....	18
2.5.1. Monolitik Zirkonyum Restorasyonların Endikasyonları .....	20
2.5.2. Monolitik Zirkonyum Restorasyonların Avantajları .....	21
2.5.3. Monolitik Zirkonyum Restorasyonların Dezavantajları .....	21
2.6. Aşındırma.....	21
2.7. Zirkonya Seramiklere Uygulanan Yüzey İşlemleri .....	22
2.7.1. Kumlama.....	22
2.7.2. Lazerle Pürüzlendirme .....	22
2.7.2.1. Diş Hekimliğinde Kullanılan Lazerler.....	23
2.8. Dental Seramiklerde Yüzey Bitirme İşlemleri ve Polisaj .....	23
2.8.1. Bitirme ve Polisaj İşlemlerine Etki Eden Faktörler .....	24
2.8.2. Bitirme ve Parlatma İşlemleri .....	24

2.8.3. Bitim ve Polisaj İşleminde Kullanılan Materyaller .....	25
2.9. Dental Seramiklerde Glaze İşlemi .....	26
2.9.1. Overglaze (Applied Glaze) Tekniği.....	27
2.9.2. Natural Glaze (Self glaze, otoolaze) Tekniği.....	27
2.10. Materyallerin Yüzey Özelliklerinin İncelemesi.....	28
2.10.1. Taramalı Elektron Mikroskobu (SEM).....	28
2.10.2. Konvansiyonel Profilometreler .....	28
2.10.3. Atomik Kuvvet Mikroskobu (AFM).....	29
2.11. X-ray Difraksiyon Analizi .....	30
2.11.1. XRD yönteminin avantajları .....	31
2.11.2. XRD yönteminin dezavantajları .....	32
<b>3. MATERYAL VE METOT.....</b>	<b>33</b>
3.1. Monolitik Zirkonya Örneklerin Tasarlanması ve Hazırlanması .....	33
3.2. Örneklerin zımparalanması.....	35
3.3. Sırterleme.....	35
3.4. Glaze Uygulaması.....	36
3.5. Glaze Tabakasının Aşındırılması.....	36
3.6. Cila Sistemlerinin Uygulanması .....	37
3.6.1. Meisinger LUSTER Extraoral Twist Kit İle Polisaj.....	37
3.6.1. Optra-fine (Ivoclar Vivadent) Kit ve Patı ile Polisaj .....	37
3.7. Yüzey Analizlerinin Yapılması .....	39
3.7.1. Yüzey Topografisi (SEM) Analizi.....	39
3.7.2. XRD ile Faz Değişimi Analizi.....	40
3.8. İstatistiksel Analiz .....	41
<b>4. BULGULAR.....</b>	<b>42</b>

4.1. SEM Görüntüleri.....	42
4.1.1. Katana Örneklerine ait Görüntülerin İncelenmesi .....	42
4.1.2. GC Initial Zirkon Örneklerine ait Görüntülerin İncelenmesi .....	45
4.2. X-Ray Difraktometre Analizi .....	46
<b>5. TARTIŞMA.....</b>	<b>51</b>
<b>6. SONUÇ VE ÖNERİLER.....</b>	<b>63</b>
<b>KAYNAKÇA.....</b>	<b>65</b>
<b>EKLER .....</b>	<b>83</b>
<b>EK-1-ÖZGEÇMİŞ .....</b>	<b>83</b>
<b>EK-2. ETİK KURUL ONAYI.....</b>	<b>84</b>

## TEŞEKKÜR

Uzmanlık eğitimim ve tez çalışmam süresince bilgi ve deneyimlerini paylaşmaktan mutluluk duyan, mesleki becerilerimi kazanmamda üzerimde büyük hakkı olan bölüm başkanım ve danışman hocam sayın **Prof. Dr. Nuran YANIKOĞLU**'na en derin saygı ve şükranlarımı sunarım.

Eğitim sürecim boyunca bilgilerini ve yardımlarını esirgemeyen bölümümüzün değerli öğretim üyeleri; **Prof. Dr.Zeynep YEŞİL DUYMUŞ**, **Prof. Dr. Funda BAYINDIR**, **Dr. Öğrt. Hatice ÖZDEMİR**, **Dr. Öğrt. Üyesi Mustafa GÜNDOĞDU**, **Dr. Öğrt. Üyesi Esra KUL**, **Dr. Öğrt. Üyesi Alper ÖZDOĞAN** ve **Dr. Öğrt. Üyesi Nurdan POLAT SAĞSÖZ**'e,

Çalışmanın istatistik sonuçlarını değerlendirmedeki katkılarından dolayı sayın **Dr. Öğrt. Üyesi Mustafa GÜNDOĞDU** ve **Prof. Dr. Memiş ÖZDEMİR**'e,

Uzmanlık eğitimine birlikte başladığım sevgili dostlarım **Dt. Sümeyye CANSEVER**, **Dt. Okan KARALAR**, **Dt. Berkman ALBAYRAK** ve **Dt. Ayşe AKSOY**'a,

Değerli dostlarım **Zahide AYDIN**, **Ozan Barış AYDIN** ve **Firas SULEİMAN**'a

Hayatıma ve mesleğime dair sonsuz katkıları olan sayın hocam **Dr. Öğrt. Üyesi Kenan TAŞTAN**'a,

Uzmanlık ve tez sürecimde sabrıyla, neşesiyle ve desteğiyle yanımda olan eşim **Yonca**'ya,

Son olarak bugünlere gelmemdeki katkıları büyük olan, her anımda sevgilerini ve desteklerini hissettiğim annem, babam ve kardeşlerime sonsuz teşekkürlerimi sunarım.

**Dt. Harun Reşit BAL**

## ÖZET

### Farklı Yüzey Parlatma Sistemlerinin Çeşitli Monolitik Zirkonyum Materyallerinin Yüzey Özellikleri ve Faz Değişimleri Üzerindeki Etkisinin İncelenmesi

Monolitik zirkonya restorasyonlar özellikle çiğneme kuvvetlerinin fazla olduğu posterior bölgede, yüksek kırılma dayanımları, karşıt dişte doğal diş benzeri aşındırma davranışları ve estetik özellikleri ile metal-destekli ve zirkonyum altyapılı restorasyonlara iyi bir alternatiftir. Bu çalışmanın amacı, aşındırma, glaze ve cila işlemlerinin, monolitik zirkonyanın mikrokristal yapısındaki faz değişimi ve yüzey özellikleri üzerindeki etkisini incelemektir.

Bu çalışmada, iki farklı monolitik zirkonya (Katana, GC Initial Zirkon) materyali kullanıldı. ISO 6872 standartlarına uygun 64 adet disk şeklindeki örnekler (15 mm çap;  $1,2 \pm 0,01$  mm kalınlık) zirkonya bloklardan üretildi ve sinterlendi. Örnekler kendi içerisinde, kontrol grubu (Grup I), aşındırma sonrası re-glaze yapılan grup (Grup II), aşındırma sonrası Meisinger cila kiti uygulanan grup (Grup III) ve aşındırma sonrası Optra-fine cila kiti uygulanan grup (Grup IV ) olmak üzere 4 gruba ayrıldı. Grupların herbirinden birer örneğin Taramalı Elektron Mikroskopu (SEM) ile yüzeyinin topografik analizi ve X-Ray Difraktometre (XRD) ile faz değişim analizi yapıldı. Veriler Tek Yönlü Varyans analizi ve Tukey çoklu karşılaştırma testi ile değerlendirildi ( $p < 0,05$ ). SEM analizinde; Katana gruplarındaki en pürüzsüz yüzeyler Optra-fine cila kiti uygulanan örneklerde, GC Initial Zirkon grubunda ise kontrol grubu örneklerinde elde edildi. XRD analizinde; en büyük  $X_M$  değeri olan % 47,04 Katana materyalinin re-glaze grubunda, en düşük  $X_M$  değeri olan 6,54 ise GC Initial materyalinin Optra-fine cila kiti uygulanan grubunda gözlemlendi. Her iki materyalde işlem yapılan grupların göreceli monoklinik faz oranlarının değişimi kontrol grubuna göre istatistiksel olarak anlamlı bulundu ( $p < 0,05$ ).

**Anahtar Kelimeler:** Faz Değişimi, Monolitik Zirkonyum, Polisaj Sistemi, Yüzey Özellikleri



## ABSTRACT

### **The Effect of Different Surface Polishing Systems on Surface Properties and Phase Changes of Various Monolithic Zirconium Materials**

Monolithic zirconia restorations are a good alternative for porcelain fused metal restorations and porcelain fused zirconium restorations, especially in the posterior region with high chewing forces, high fracture strengths, natural-tooth-like abrasion behavior on opposite teeth and aesthetic properties. In this context, the aim of this study is to investigate the effect of abrasion, glaze and polishing on the phase change and surface properties of microcrystalline structure of monolithic zirconia.

In this study, two different monolithic zirconia (Katana, GC Initial Zircon) materials were used. 64 disc samples (15 mm diameter;  $1.2 \pm 0.01$  mm thickness) were produced and sintered from zirconia blocks in accordance with ISO 6872 standards. Samples were included in the control group (Group I), grinding and re-glaze group (Group II), grinding and Meisinger luster polishing kit group (Group III) and grinding and Optra-fine polishing group (Group IV) 4 different divided into groups. A sample of each zirconia group was screened by a topographic analysis of the surface with Scanning Electron Microscopy (SEM) and phase transformation analysis with X-Ray Diffractometer (XRD). One-way analysis of variance and Tukey model were used for data analysis ( $p < 0.05$ ). SEM analysis in the Katana groups, the smoothest surfaces were obtained in the Optra-fine polishing kit samples, and in the GC Initial Zircon group smooth surfaces were obtained in the control group samples. In XRD analysis; The highest  $X_M$  value of 47,04% was observed in the re-glaze group of the Katana material and the lowest  $X_M$  value of 6,54 was observed in the group of GC Initial material with the Optra-fine polish kit applied. The change in the relative monoclinical phase ratios of the groups treated in both materials was statistically significant compared to the control group ( $p < 0.05$ ).

**Keywords:** Monolithic Zirconium, Phase Change, Polishing System, Surface Properties.

## SİMGELER VE KISALTMALAR DİZİNİ

AFM	: Atomik Kuvvet Mikroskobu
Al <sub>2</sub> O <sub>3</sub>	: Alüminyum oksit
Al <sub>2</sub> O <sub>3</sub> -2SiO <sub>2</sub> -2H <sub>2</sub> O	: Kaolin
CAD/CAM	: Bilgisayar destekli tasarım/ Bilgisayar destekli üretim
SiO <sub>2</sub> -LiO <sub>2</sub>	: Lityum disilikat
°C	: Derece santigrat
dk	: Dakika
K <sup>-1</sup>	: Isısal genleşme katsayısı
K <sub>2</sub> CO <sub>3</sub>	: Potasyum karbonat
K <sub>2</sub> O	: Potasyum oksit
K <sub>2</sub> O-Al <sub>2</sub> O <sub>3</sub> -6SiO <sub>2</sub>	: Feldspar
K <sub>2</sub> Mg <sub>5</sub> Si <sub>8</sub> O <sub>20</sub> F <sub>4</sub>	: Tetrasilisik fluormika
MAD/MAM	: Manuel destekli tasarım/ Manuel destekli üretim
MPa	: Megapascal
mm	: Milimetre
µm	: Mikrometre
MZ	: Monolitik zirkonyum
N	: newton
Ra	: Yüzeyin ortalama pürüzlülüğü
rpm	: Devir/dakika
Rz	: Yüzeyden en yüksek uçların ortalamaları
SEM	: Taramalı Elektron Mikroskobu (Scanning Electron Microscope)
Si <sup>4+</sup>	: Silisyum
SiC	: Silikon karbit

$\text{SiO}_2$	: Silika, kuartz
$\text{SiO}_4$	: Silisyum tetraoksit
SS	: Standart sapma
TZP	: Tetragonal zirkonya polikristali
Y-TZP	: Yttrium-stabilize tetragonal zirkonya
$\text{Y}_2\text{O}$	: Yttrium oksit
yy	: Yüzyıl
$\text{Zr}_2\text{O}_3$	: Zirkonyum oksit
$X_M$	: Göreceli Monolitik Zirkonya Oranı
XRD	: X-Ray Difraktometre
%	: Yüzde

## ŞEKİLLER DİZİNİ

<u>Şekil No</u>	<u>Sayfa No</u>
Şekil 2.1. Porselenin yapısı (SiO <sub>4</sub> Yapısı) .....	6
Şekil 2.2. Y-TZP'nin Kristalin Formları .....	14
Şekil 2.3. Dönüşüm sertleşmesi.....	15
Şekil 2.4. Ra parametresi diagramı.....	29
Şekil 2.5. Rz parametresi diagramı.....	29
Şekil 2.6. Difraktometrenin çalışma prensibi .....	30
Şekil 3.1. Pre-sinterize örnekler .....	35
Şekil 3.2. Dijital kumpas ile örnek kalınlıklarının kontrol edilmesi .....	36
Şekil 3.3. Ortalama parmak basıncı ile aşındırma işlemi .....	36
Şekil 3.4. Meisinger LUSTER extraoral twist kit .....	37
Şekil 3.5. Optra-fine (ivoclar vivadent) Kit ve Patı.....	38
Şekil 3.6. Altın kaplama cihazı ve Altın kaplanmış örnekler .....	39
Şekil 3.7. SEM (Zeiss Sigma300, Carl Zeiss Microscopy GmbH, Jena, Almanya) .....	39
Şekil 3.8. X-ray difraktometre cihazı .....	40
Şekil 4.1. Katana örneklerinin SEM görüntüleri <b>a:</b> Kontrol grubu, <b>b:</b> Re-glaze grubu, <b>c:</b> Meisinger grubu, <b>d:</b> Optra-fine grubu .....	43
Şekil 4.2. GC Initial Zirkon örneklerinin SEM görüntüleri. <b>a:</b> Kontrol grubu, <b>b:</b> Re-glaze grubu, <b>c:</b> Meisinger grubu, <b>d:</b> Optra-fine grubu.....	45

## TABLolar DİZİNİ

<b><u>Tablo No</u></b>	<b><u>Sayfa No</u></b>
<b>Tablo 2.1.</b> Zirkonyumun faz dönüşümü dereceleri .....	14
<b>Tablo 2.2.</b> Y-TZP'nin Mekanik ve Fiziksel Özellikleri.....	16
<b>Tablo 2.2.</b> Monolitik Zirkonya Blokları ve Üretici Firmaları .....	20
<b>Tablo 3.1.</b> Çalışmada kullanılan monolitik zirkonyalar ve içerikleri.....	34
<b>Tablo 4.2.</b> $X_M$ değerlerinin ortalama, minimum, maksimum ve standart sapma değerleri .....	47
<b>Tablo 4.3.</b> Zirkonya grupların ortalama $X_M$ değerleri ve anlamlılık oranları.....	48

# 1. GİRİŞ

Restoratif diş hekimliğinin temel amacı doku bütünlüğünü sağlamanın yanında fonksiyon, fonasyon ve estetiğin de sağlanmasıdır. Diş dokularının biyolojik uyuma sahip, estetik ve çiğneme kuvvetlerine dirençli materyallerle restore edilmesi amaçlanmaktadır<sup>1</sup>. Sabit protezler protetik diş tedavisinin önemli bir kısmını oluşturmaktadır. Sabit protezlerde doğal olanı yakalamak için porselen sistemleri her geçen gün gelişmektedir. Tam seramik restorasyonlar özellikle ön bölge dişlerde doğal dişe yakın estetik özellikleri ve biyouyumlu olmaları sebebiyle metal-seramik restorasyonlara alternatif oluştururlar. Avantajlarına karşın kırılmaya karşı direncinin az olması klinik uygulamalarını kısıtlamaktadır. Arka bölgede ve çok üyeli restorasyonlarda kullanılabilmesi için malzeme dayanımını arttıran değişik altyapı materyalleri kullanılmaktadır<sup>2, 3</sup>. Fiziksel özellikleri bakımından avantajlı olan zirkonyum altyapılar çok fazla tercih edilmektedir<sup>4</sup>. Zirkonya esaslı restorasyonların üretiminde CAD/CAM (Bilgisayar Destekli Tasarım/ Bilgisayar Destekli Üretim) sistemleri kullanılmaktadır. Zirkonya esaslı seramiklere uygulanan yüzey işlemleri, materyalin mekanik özelliklerini etkilemektedir. Laboratuvarda model üzerinde ve klinik çalışmalar esnasında sıklıkla kullanılan aşındırma işleminin iç stres oluşturduğu yüzeyde 30-40 mikron büyüklüğünde çatlaklar meydana geldiği, çatlaklar sonucunda % 80 oranına kadar direnç kaybı olduğu ve zirkonyumun faz değiştirdiği bilinmektedir<sup>5</sup>. Klinik uyumlamalar yapılan restorasyonlarda intraoral veya extraoral polisaj setleriyle cila işlemi yapılmaktadır. Bunun yanında zirkonyum altyapılı restorasyonlarda da veneer porselende kohesiv kırılmalar ve ayrılmalar olması dezavantajlarından<sup>6</sup>. Bu dezavantajı ortadan kaldırmak için veneer porselene ihtiyaç duyulmayan, tek bir materyalden CAD/CAM sistemleriyle hazırlanan monolitik zirkonya üretilmiştir. Monolitik zirkonya yüksek translüsent özelliğinden dolayı estetikdir. 0,5 mm

kalınlığında kullanıldığında bile çiğneme basınçlarına karşı oldukça dayanıklıdır. Özellikle posteriorda ve interokluzal aralığın az olduğu vakalarda endikedir<sup>7</sup>.

Aşındırma ve cila işlemleri, yüzeyde sıkıştırıcı kuvvetlerin oluşmasına sebep olmakta ve baskı stresleri oluşmaktadır. Baskı stresleri zirkonya içinde faz dönüşümüne neden olmaktadır<sup>5, 8, 9</sup>. Frezle aşındırma sırasında yüzeyde mikro ve makro çatlaklar oluşabilir. Aşındırmaya bağlı olarak ısınma, yapı içerisindeki yüksek strese sebep olmakta ve dayanıklılığı etkilemektedir<sup>8, 10-12</sup>.

Bu tez çalışması, CAD/CAM sistemiyle elde edilmiş iki farklı monolitik zirkonyum materyalinde, aşındırma ve cila işlemlerinin mikro yapıdaki faz değişimi ve yüzey özellikleri üzerindeki etkisini in-vitro olarak incelemek amacıyla hazırlanmıştır.

Bu çalışmanın hipotezi, aşındırma, glaze ve cila işlemlerinin göreceli monoklinik faz oranını arttıracığı ve yüzey özelliklerini olumlu etkileyeceği yönündedir.

## 2. GENEL BİLGİLER

### 2.1. Dental Seramikler

#### 2.1.1. Dental Seramiklerin Tarihsel Gelişimi

İnsanoğlu tarafından yapay olarak üretilmiş olan seramikler, Yunanca kökenli ‘keramikos’ kelimesinden türetilmiş olup ‘topraktan gelme, yakılmış olan’ anlamına gelmektedir<sup>13</sup>. İlk Seramikler 10.000 yıl önceki taş devrinden günümüze kadar<sup>14</sup> çeşitli süs eşyalarının yapımında kullanılmış olup; opak, zayıf ve poröz yapıda oldukları için diş hekimliği alanında kullanılması pek uygun görülmemiştir. Daha sonraları diş hekimliğinde kullanılan seramiğin özel bir tipi olarak geliştirilen porselen, mesleğimizde kullanılmaya uygun bir malzeme olarak kabul edilmiştir<sup>15</sup>. İstiridye kabuğunun iç yüzeyindeki sedefin beyaz parlak kıvrımları anlamına gelen ‘porcella’ ve İtalyanca küçük deniz kabuğu anlamına gelen ‘porcellana’ kelimelerinden türetilen porselen, seramiğin en üstün ve en mükemmel formudur<sup>16</sup>. Aynı şekilde, ‘dental seramikler’ terimi daha geniş bir materyal grubunun tanımlanmasında kullanılırken, ‘dental porselenler’ ifadesi alt gruplardan birini tanımlamaktadır. Dental porselenler ifadesi, içinde farklı kristal partiküllerinin serpiştirildiği cam matris içeren, dayanıklı ve camsı seramik materyaller için kullanılmaktadır<sup>16</sup>. Camsı yapı, düzensiz bağlar içeren, zayıf, amorf ve tamamen transparandır. Kristalin yapının anatomik yapısı ise daha düzenli bir dizilişe sahiptir ve daha dayanıklıdır<sup>17</sup>. Yapısında porselen olan bir protezin yapımı, ilk olarak 1774 yılında eczacı Duchateau ve diş hekimi Nicholas Dobuis de Clemant tarafından gerçekleştirilmiş olup 1789 yılında ilk porselen diş materyalinin patentini almışlardır<sup>18</sup>. 1808 yılında Paris’te yaşayan İtalyan diş hekimi Giuseppe Angelo Fonzi, terrometalik olarak adlandırdığı dişleri üretmiştir. Bu sayede ilk kez içinde platin pinler gömülü olan, kişiye özel ve küçük blok porselen dişler yapılmıştır<sup>14</sup>. Bu dişlerin dezavantajı kırılabilirlik ve opaklık olmuştur. 1886 yılında A. E.



Matteson ilk kez altın altyapılı porseleni geliştirilmiştir<sup>18</sup>. 19. yüzyılın sonlarına doğru araştırmacılar porseleni diş hekimliğinin çeşitli dallarına yaymaya çalışmışlardır. Başlangıç aşamasında eksik dişin yerine uyacak şekilde üretilen blok porselenler yapılırken, 1887 yılında Dr. Charles Land porseleni kaviteye uygun pişirmeyi ortaya koymuştur. Nihayetinde Dr. Land 1903 yılında 'jaket kuron' olarak isimlendirilen tam seramik kuronları yüksek ısı porseleniyle platin folyo üzerinde fırınlama tekniğini kullanarak üretmişlerdir. Jaket kuronların düşük bükülme dayanımları nedeniyle kırıkların meydana gelmesi gibi dezavantajları vardır<sup>14, 18-20</sup>.

Porselenin genleşme katsayısını arttırmak için lösit ilavesi, altyapı metaline bağlanma kuvvetini arttırmak için de altın ilavesi 1950'li yıllarda yapılmıştır<sup>19</sup>. 1958 yılında ise Vines ve ark.<sup>15, 16</sup> vakum ile pişirilen ince seramik tozunu ve vakumlu fırınlamayı geliştirmişlerdir. Uzun süreli estetik performans ve klinik başarı gösterebilen metal seramik restorasyonlar 1962 yılında Weinstein ve ark.<sup>19</sup> tarafından geliştirilmişlerdir. Metal destekli porselenler % 11-15 oranında potasyum oksit içeren porselen tozu ile desteklenmiştir. Ancak metal seramik sistemlerinde; estetik problemler, metal-seramik bağlantısının bozulması, renk uyumsuzluğu gibi birtakım dezavantajlar oluşmuştur<sup>21</sup>.

McLean ve Hughes tarafından, 1965 yılında % 40-50 oranında alümina kristalleri ile kuvvetlendirilmiş yüksek dirençli bir seramik, metal destek olmaksızın fırınlanarak kullanılmıştır<sup>19</sup>. Alumina kristalleri, kırılma dayanımında önemli bir artış sağlamıştır<sup>19, 22</sup>.

Southan ve Jorgensen, 1972 yılında restorasyonu fırına taşıyan platin yaprak yerine 'refraktör day' materyalini tanıtmışlardır<sup>19, 21</sup>. Bundan sonra ise tam seramik sistemleri hızla gelişmeye devam etmiştir. Camın kontrollü kristalizasyonu ile meydana gelen, dökülebilir cam seramik olan Dicor, 1984 yılında Adair ve Grossman tarafından

üretimiştir<sup>14, 19</sup>. Zürih Üniversitesinde, 1983 yılında IPS Empress üretilmiştir. Bu sistem içeriğinde % 35-50 oranında lösit içermekte olup, ısı ve basınç altında şekillenebilen ve endikasyon alanı sınırlı olan cam seramik sistemidir<sup>23, 24</sup>. 1989 yılında Sadoun, ön bölgede üç üyeli sabit restorasyon yapımına izin veren % 70-80 oranında alüminyum oksit içeren In-Ceram sistemini tanıtmıştır<sup>15</sup>. Kırılma dayanıklılığı diğer materyallere göre daha yüksek olan 1990'ların sonunda IPS Empress II geliştirilmiştir. % 60 oranında lityum disilikat kristalleri ile güçlendirilen sistemin, ikinci premolar bölgeye kadar üç üyeli köprü endikasyonu vardır<sup>23, 25, 26</sup>. Ivoclar Vivadent firması tarafından 2005 yılında piyasaya sürülen, IPS e.max Press; lityum disilikat kristalleri tarafından güçlendirilmiş, dört farklı opasiteye sahip ingotları olan cam seramik bir materyaldir<sup>27</sup>.

Zirkonyum oksit, tam seramik restorasyonların güçlendirilmesi amacı ile yapıya ilave edilen son malzemelerden birisi olmuştur. In-Ceram Alumina sisteminin bir modifikasyonu olan In-Ceram Zirconia, cam infiltre alüminaya % 35 oranında parsiyel stabilize zirkonya ilave edilmesi ile elde edilen bir altyapı seramiğidir<sup>23</sup>. Tam seramik restorasyonlar için en son geliştirilen altyapı materyali, CAD/CAM teknolojisi kullanılarak şekillendirilebilen yttrium ile stabilize edilmiş tetragonal zirkonya polikristal (Y-TZP) esaslı seramik bloklardır<sup>23</sup>.

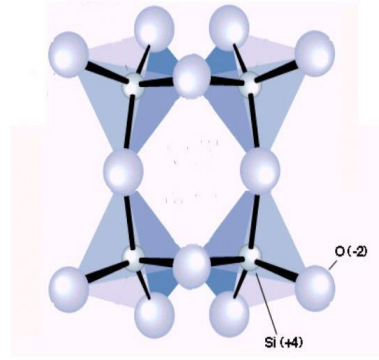
Işık geçirgenliği ve biyouyumlu olması gibi avantajlarından dolayı tam seramik sistemler üzerindeki ilgiyi daha da arttırmıştır. Tam seramik sistemlerin geliştirilmesi için çalışmalar son hızla devam etmektedir<sup>28</sup>.

## **2.2. Dental Seramiklerin Yapısı**

Seramik, bir ya da daha fazla metal elementinin metal olmayan oksijen elementiyle kimyasal tepkimesi sonucu oluşan bileşim kombinasyonudur. Bu bileşimde, büyük olan oksijen atomları bir matris görevi görerek daha küçük metal atomlarını ve

yarı metal silikon atomları kovalent ya da iyonik bağ özelliğindeki bağlarla sarar<sup>18, 29</sup>

(Şekil 2.1).



Şekil 2.1. Porselenin yapısı (SiO<sub>4</sub> Yapısı) <sup>29</sup>

Seramiklerin esasını teşkil eden kimyasal bağlar tetrahedral yapıdaki ünitelerdir. İyonik ve kovalent yapıdaki güçlü bağlar seramiğe stabilite, sertlik, ısıya ve kimyasal maddelere karşı direnç gibi özellikler verirken, seramiğe kırılğan bir yapı kazandırır<sup>30</sup>.

Dental seramiğin bileşimi temel olarak feldspat, kuartz ve kaolinden oluşmaktadır. Ayrıca akışkanlar, cam modifiye ediciler, ara oksitler, renk pigmentleri, opaklaştırıcı ajanlar ve lüminesans özelliği veren ajanlarda bulunur<sup>31</sup>.

### 2.2.1. Feldspar

Porselenin içerisinde % 75-85 oranında bulunarak ana yapıyı oluşturur. Potasyum alüminyum silikat (K<sub>2</sub>O.Al<sub>2</sub>O<sub>2</sub>.6SiO<sub>2</sub>) ve albit karışımıdır. Birleştirici özelliği ile 1100-1300 °C de fırımlandığında eriyerek kaolin ve kuartzı sarmakta ve kitlenin bütünlüğünü sağlamaktadır. Feldspar, seramiğe doğal bir translusensi vermekle birlikte kenarlarının yuvarlaklaşmasını, diş formunun ve yüzey detaylarının kaybolmasını önler<sup>18, 32</sup>.

### **2.2.2. Kuartz**

Silika ( $\text{SiO}_2$ ) yapısında olan kuartz, matriks içinde doldurucu görevi yapmakta ve porselenin % 11-18'ini oluşturmaktadır. Erime ısısı yüksek olduğundan büzülmeyi önleyerek yapıyı stabil tutar, yapının şeklini korur ve dayanıklılığı artırır<sup>30, 33</sup>.

### **2.2.3. Kaolin (Kil-Aluminyum Hidrat Silikat- $\text{Al}_2\text{O}_3 \cdot 2\text{SiO}_2 \cdot 2\text{H}_2\text{O}$ )**

Çin kili olarak bilinen kaolin ısıya oldukça dayanıklıdır ve 1800 °C'de erir. Yapıya opak özellik verdiği için % 1-5 oranında kullanılır<sup>14, 34, 35</sup>. Su ile karıştırıldığı zaman adeziv özelliğinden dolayı yapışkan hale gelir. Kuartz ve feldspar için bağlayıcıdır. Seramik hamuruna elastikiyetlik kattığından elde işlenebilirliği kolaylaştırır. Işık geçirgenliği çok az olduğu için günümüz porselen sistemlerinde tercih edilmemektedir. Düşük kaolin içeren porselen sistemlerinin camsı özelliği daha fazladır<sup>30, 36-38</sup>.

### **2.2.4. Akışkan ve Cam Modifiye Ediciler**

Magnezyum, potasyum, sodyum ve kalsiyum oksitler cam modifiye edici ajanlardır. Cam modifiye edici ajanlar aynı zamanda vizkoziteyi ve erime sıcaklığını düşürür<sup>30, 39</sup>.

### **2.2.5. Ara Oksitler**

Camın sertliği ve viskozitesi, aluminyum oksit gibi ara oksitlerin kullanımı ile artmaktadır<sup>39</sup>.

### **2.2.6. Renk Pigmentleri**

Pigmentler seramik karışımları ile birlikte pişirilen metal oksitlerdir. İlk rengi beyaz olan seramik, translusent bir yapıya sahiptir<sup>40, 41</sup>.

### **2.2.7. Opaklaştırıcı Ajanlar**

Özellikle dentin renkleri yüksek opasiteye gereksinim gösterir. Opaklaştırıcı ajanların ilavesi çok hassas bir işlem gerektirir. Opaklaştırıcı ajanlar genellikle çok ince

tanecik boyutlarında öğütülmüş metal oksit içerirler. Bu amaçla sıklıkla seryum oksit, titanyum oksit ve zirkonyum oksit kullanılır<sup>30, 39</sup>.

### **2.3. Dental Seramiklerin Sınıflandırılması**

Dental seramiklerin sınıflandırılması teknoloji ve materyaldeki gelişmelere bağlı olarak değişikliğe uğramaktadır. Araştırmacılar, dental seramiklerin değişik özelliklerini göz önünde bulundurarak sınıflandırma yapmasına rağmen, günümüzde en geçerli sınıflandırma O'Brien'in porselenin içeriklerine göre yaptığı sınıflamasıdır<sup>22</sup>.

#### **2.3.1. İçeriklerine Göre <sup>22</sup>**

- 1. Metal destekli sistemler**
- 2. Tam seramikler**
  - a. Kuvvetlendirilmiş altyapı seramikleri**
    - i. Alumina**
    - ii. Spinel enjeksiyon dökümü**
    - iii. Magnesia**
    - iv. Zirconia**
  - b. Feldspatik porselen**
    - i. Lössit oranı düşük**
    - ii. Lössit oranı yüksek**
  - c. Dökülebilir cam seramikler**
    - i. Mika içeren**
    - ii. Lössit içeren**
    - iii. Lityum disilikat içeren**

#### **2.3.2. Erime Isılarına Göre <sup>42-44</sup>**

- 1. Yüksek ısı porselenleri (1315 °C-1370 °C)**
- 2. Orta ısı porselenleri (1090 °C-1260 °C)**
- 3. Düşük ısı porselenleri (870 °C-1065 °C)**

#### 4. Ultra-düşük ısı porselenleri (650 °C-850 °C)

##### 2.3.3. Şekillendirme Türlerine Göre <sup>42</sup>

1. Fırınlanan porselenler
2. Dökülebilir porselenler

##### 2.3.4. Kullanım Alanlarına Göre <sup>45, 46</sup>

1. Metal kuron ve köprü protezlerinde uygulanan porselenler
2. Tam porselen kuronlar, inleyler, onleyler ve estetiğin öncelikli olduğu veneerlerde uygulanan porselenler
3. Hareketli protezlerde kullanılan yapay dişlerin üretiminde kullanılan porselenler

##### 2.3.5. Yapım Tekniklerine Göre <sup>46-48</sup>

1. Geleneksel metal destekli porselen restorasyonlar
2. Döküm metal üzerine hazırlanan restorasyonlar
3. Metal folyo üzerine hazırlanan restorasyonlar
4. Elektroliz yöntemiyle metal altyapı üzerine hazırlanan restorasyonlar
5. Tam seramik restorasyonlar
6. Geleneksel toz-likit karışımı ile yapılan seramikler
7. Dökülebilir seramikler
8. Presleme ile hazırlanan seramikler
9. İnfiltrasyon seramikler
10. Frezleme ile üretilen seramikler

##### 2.3.6. Şekillendirme Türlerine Göre <sup>45</sup>

1. Fırınlanan Porselenler
2. Dökülebilir Porselenler

## **2.4. Tam Seramik Restorasyonlar**

Metal porselen restorasyonlar, günümüzde geniş kullanım alanı bulmalarına rağmen, metal altyapının ışık geçirgenliğini azaltması, marjinal kısımlarda metalin görünmesi, allerjik ve toksik etkisinin olması gibi dezavantajları vardır. Metal porselen restorasyonlarda görülen dezavantajı ortadan kaldırmak için günümüzde sıklıkla tam seramik restorasyonların kullanımı tercih edilmektedir. Tam seramik restorasyonlar sahip oldukları estetik özellikleri ve yüksek biyouyumluluklarının yanı sıra kırılğan bir özellik göstermektedirler. Seramiğin yüzeyinde meydana gelen gerilme stresini belli bir sınırdan tutmak için daha kuvvetli bir altyapı kullanılabilir veya porselenin tüm yapısı kuvvetlendirilir<sup>49</sup>.

### **2.4.1. Tam Seramik Sistemlerin Endikasyonları** <sup>18, 32, 50</sup>

1. Konjenital ve kazanılmış diş renklenmelerinde,
2. Konjenital ya da kazanılmış diş eksikliklerinde,
3. Kole defektlerinde,
4. Abrazyon, erozyon, atrizyon sonucu aşınmış dişlerde,
5. Şekil bozukluğu olan dişlerde,
6. Diastema vakalarında,
7. Travma sonucu kırılmış dişlerde,
8. Aşırı harabiyeti olan endodontik tedavili ve dolgulu dişlerde,
9. Metal allerjisi olan hastalarda,
10. Diş arkında yerleşim bozukluğu olan, kapanışta yeterli mesafesi olan, estetik gereksinim duyulan vakalarda,
11. İmplant ve abutment yapımında ve implant üstü restorasyonlarda tam seramiklerin kullanımı endikedir.

#### **2.4.2. Tam Seramik Sistemlerin Kontrendikasyonları<sup>51,52</sup>**

1. Örtülü kapanış varlığında ve kapanışta yeterli mesafenin olmadığı vakalarda,
2. Bruksizm varlığında,
3. Kuron boyunun çok kısa olduğu durumlarda,
4. Ağız hijyeni kötü olan ve oral hijyen eğitimi verilemeyen hastalarda,
5. Travmatik spor yapan bireylerde,
6. Okluzyon bozukluklarına bağlı olarak çiğneme basıncının fazla olduğu bölgelerde endike değildir.

#### **2.4.3. Tam Seramik Sistemlerin Avantajları<sup>5,21,53</sup>**

1. Işık geçirme özelliklerinden dolayı doğal ve estetik restorasyonların yapımı mümkündür.
2. Ağızda kimyasal reaksiyona girme özelliği bulunan metal altyapılı restorasyonlara oranla daha biyouyumludur.
3. Termal genişleme katsayısı doğal dişe yakındır ve ısı iletkenliği daha düşüktür.
4. Servikal bölgede metali gölgelemeye gerek kalmayacağı için taşkın sınırlı restorasyon riski azalır.
5. Preparasyonun basamağının supragingival bitirilebilmesi dişetini diş kesimi ve ölçü alımı sırasındaki travmalardan korur ve restorasyonun uygulanmasından sonra bölgenin temizliğini kolaylaştırır.
6. Seramik yüzeyinde metal yüzeyine oranla daha az plak birikir.
7. Sıkıştırıcı ve aşındırıcı kuvvetlere karşı daha dirençlidir.
8. Galvanik akıma sebep olmadığından ağızda metalik bir tat bırakmaz.



#### **2.4.4. Tam Seramik Sistemlerin Dezavantajları** <sup>14, 32, 54-56</sup>

1. Kırılmaya karşı dayanıksızdır.
2. Tüm aşamaları daha özenli ve dikkatli çalışmayı gerektirir.
3. Metal restorasyonlara göre daha fazla diş preperasyonu gerektirir.
4. Gerilme kuvvetlerini karşılayamazlar.
5. Metal altyapılı restorasyonlara göre ek laboratuvar donanımı gerektirdiği için kısmen pahalı sistemlerdir.
6. Kullanım alanları sınırlıdır.

#### **2.4.5. Tam Seramik Sistemlerin Sınıflandırılması**

Tam seramik sistemlerin içeriklerine göre sınıflandırılması: <sup>23</sup>

##### **2.4.5.1. Cam Seramikler**

- a. Lösit kristalleri ile güçlendirilmiş seramikler
  - IPS Empress (Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein)
  - Optec OPC (Jeneric Pentron, Kusterdingen, Almanya)
  - IPS ProCAD (Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein)
- b. Lityum disilikat kristalleri ile güçlendirilmiş seramikler
  - IPS Empress II (Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein)
  - IPS e.max Press (Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein )
- c. Feldspatik seramikler
  - Vitablocks Mark I (Vita, Bad Sackingen, Almanya)
  - Vitablocks Mark II (Vita, Bad Sackingen, Almanya)
  - Vita Triluxe Block (Vita, Bad Sackingen, Almanya)

##### **2.4.5.2. Alumina Esaslı Seramikler(Alüminyum Oksit)**

- a. In-Ceram Alumina (Vita, Bad Sackingen, Almanya)
- b. In-Ceram Spinell (Vita, Bad Sackingen, Almanya)

- c. In-Ceram Zirconia (Vita, Bad Sackingen, Almanya)
- d. Procera All-Ceram (Nobel Biocare, Göteborg, İsveç)
- e. Turkom-Cera (Turkom-Ceramic, Malaysia )
- f. Synthoceram (Cicero, Horn, Hollanda)

#### **2.4.5.3. Zirkonya Esaslı Seramikler (Yttrium tetragonal zirkonya polikristalleri)**

- a. Cerec, Cerec II, Cerec III (Sirona, Bensheim, Almanya)
- b. Evolution D4D (D4D Technologies)
- c. Vita In-Ceram Zirconia (VITA Zahnfabrik)
- d. DC-Zirkon (DCS Dental AG, Allschwill, İsviçre)
- e. Procera (Nobel Biocare, Göteborg, İsveç)
- f. Lava (3M Espe Dental AG, Seefeld, Almanya)
- g. Kavo Everest (Kavo Dental, Biberach, Almanya)
- h. Zeno Tec (Wieland, Pforzheim, Almanya)
- i. Cercon (DeguDent, Hanau, Almanya)
- j. Zirkonzahn (Steger, Ahrntal, İtalya)
- k. Celay (Vita, Bad Sackingen, Almanya)

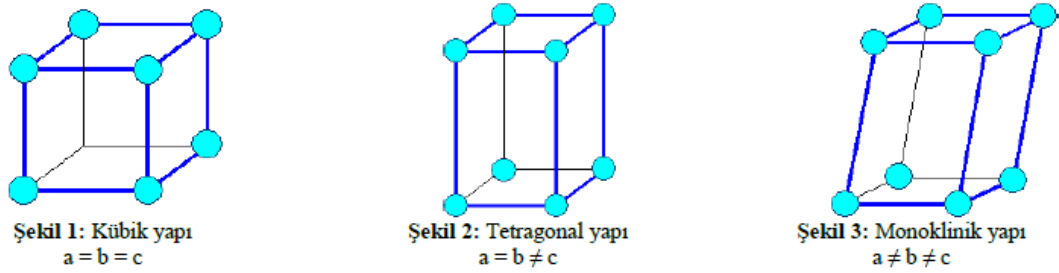
#### **2.4.5.2. Zirkonya Esaslı Seramikler (Yttrium tetragonal zirkonya polikristalleri, Y-TZP)**

Zirkon, antik çağlardan beri değerli taş olarak bilinen bir materyaldir. Atom numarası 40, atom ağırlığı 91.23 olan zirkonyum, periyodik tablonun 4B grubuna ait Zr sembolü kristal yapıda kimyasal bir elementtir<sup>57</sup>. Metal olan zirkonyum doğada hiçbir zaman saf halde bulunmaz<sup>58</sup>. Hava ile temas etmesi halinde yüzeyinde hızla metal oksit tabakası oluşmaktadır. Zirkonyumun en bilinen mineralleri zirkonyum silikat ( $ZrSiO_4$ -zirkon) ve zirkonyum oksit ( $ZrO_2$ -zirkonya, zirkonyum dioksit, baddeleyit)' tir. Diş

hekimliğinde kullanılmaya uygun olmayan bu minerallerin uzun ve karmaşık işlemler sonrasında ayrıştırılması ile saf zirkonya tozu elde edilir. Tüm bu işlemlerden sonra zirkonyanın 1960'lı yılların sonuna doğru biyomateryal olarak kullanımı düşünülmüştür. 1969 yılında tıp alanında titanyum ve alüminyum yerine kullanılmıştır<sup>57, 59</sup>.

#### 2.4.5.3.1. Y-TZP'nin Mikroyapısı ve Özellikleri

Yüksek mekanik direnci, kimyasal ve boyutsal stabilitesi ile ön plana çıkan Y-TZP, polimorfik fazda bir malzemedir. Üç farklı kristalin formda ortaya çıkar: oda sıcaklığından 1170 °C'ye kadar monoklinik (m) faz, 1170 °C'den 2370 °C'ye kadar tetragonal (t) faz ve 2370 °C'nin üzerinde kübik (c) fazda bulunur<sup>57</sup>(Şekil 2.2.) (Tablo 2.1.)



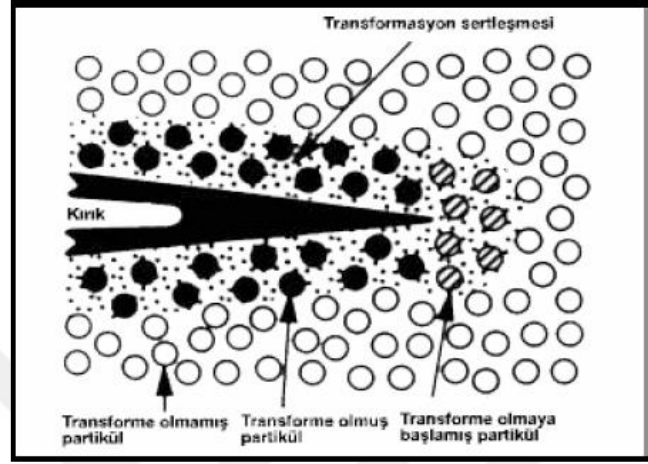
Şekil 2.2. Y-TZP'nin Kristalin Formları<sup>57</sup>

Tablo 2.1. Zirkonyumun faz dönüşümü dereceleri<sup>57</sup>



Y-TZP kısmen stabilize olduğu için, oda sıcaklığında tetragonal fazda olduğu halde, iç yapısında monoklinik faza dönüşmek için bir enerji bulunmaktadır. Y-TZP de 100 °C ile 1170 °C arasındaki ısı değişimi, gerilim streslerine veya herhangi bir kuvvete maruz kalır ve yapısında çatlak oluşmaya başlarsa, tetragonal kristaller monoklinik faza

geçmeye başlamakta ve % 3-5 oranında bir hacim artışı meydana gelmektedir. Bu hacim artışı sıkıştırıcı stresler oluşturarak çatlakların ilerlemesini engellemektedir. 'Dönüşüm sertleşmesi' (transformation toughening) (Şekil 2.3.) adı verilen bu durum Y-TZP'ye üstün mekanik özellikler sağlamaktadır<sup>57</sup>.



Şekil 2.3. Dönüşüm sertleşmesi<sup>57</sup>

Zirkonyanın tetragonal fazda stabil kalmasını sağlamak için içeriğine çeşitli maddeler (CaO, MgO ve CeO<sub>2</sub> ve Y<sub>2</sub>O<sub>3</sub>) ilave edilerek stabilize edilmeye çalışılmıştır. CaO, MgO ve CeO<sub>2</sub> ilaveleri ile karma fazlar elde edilirken Y<sub>2</sub>O<sub>3</sub> ile stabilize edilen zirkonyanın oda sıcaklığında sadece tetragonal fazda kalması sağlanmıştır<sup>60, 57</sup>.

#### 2.4.5.3.2. Y-TZP'nin Mekanik ve Fiziksel Özellikleri

Kimyasal ve boyutsal stabilite, mekanik güç ve sertliğinin de oldukça iyi olmasının yanı sıra biyouyumluluğu, elastikiyet modülünün paslanmaz çelik ile benzer olması zirkonyanın seramik biyomateryal olarak birçok alanda kullanılmasına imkan vermektedir. Zirkonyumun mekanik özellikleri diş hekimliğinde kullanılan diğer seramiklere oranla oldukça yüksektir. Bükülme dayanımı 900-1200 MPa<sup>5, 8</sup>, elastiklik modülü 200 MPa<sup>57</sup> dır. Zirkonya restorasyonlar için rapor edilen ortalama yük taşıma kapasitesi 755 N'dur (Tablo 2.2).

**Tablo 2.2.** Y-TZP'nin Mekanik ve Fiziksel Özellikleri<sup>5</sup>

Kimyasal Birleşim	ZrO <sub>2</sub> + % 3 mol Y <sub>2</sub> O <sub>3</sub>
Yoğunluk	>6 g/cm <sup>3</sup>
Porözite	<0.1 %
Bükülme Direnci	900-1200 MPa
Baskı Dayanımı	2000 MPa
Young Modülü	210 GPa
Kırılma Dayanımı	7-10 MPa m <sup>-1</sup>
Termal Genleşme Katsayısı	11x10 <sup>-6</sup> K <sup>-1</sup>
Termal İletkenlik	2 Wm K <sup>-1</sup>
Sertlik	1200 HV 0.1

#### 2.4.5.3.3. Y-TZP'nin Biyouyumluluğu

Yapılan in-vivo ve in-vitro çalışmalar sonucunda, radyoaktif içeriğinden arındırılmış saf zirkonya tozlarının lokal ve sistemik reaksiyon oluşturmadıkları ve biyouyumluluklarının çok iyi olduğu tespit edilmiştir. Bakteriyal tutulumunun titanyumdan daha az olduğu ifade edilmiştir<sup>61-63</sup>.

#### CAD/CAM Sistemleri ile Üretilen Zirkonyum Esaslı Seramikler

**Cerec Sistemi:** Bu sistem bilgisayar teknolojisi ile dizayn ve üretim yapılan dental restorasyonların hazırlanmasında en yaygın olarak kullanılan sistemlerden biridir. CEREC kelime anlamı olarak 'Chairside Economical Restorations of Esthetic Ceramics' kelimelerinin baş harflerinden oluşmuştur<sup>7</sup>. Sistem ilk kez 1984 yılında Mormann ve Brandestini<sup>64</sup> tarafından tanımlanmış sonrasında ise 'Cerec 1' 1992 yılında, 'Cerec 2' 1994 yılında, 'Cerec 3' 2000 yılında ve son olarak 2014 yılında da 'Cerec SW 4' piyasaya sürülmüştür<sup>65</sup>.

Sistemle uyumlu intraoral kamerası, bilgisayar yazılımı, frezleme ünitesi ve sinterleme fırını (Zyrcomat) bulunan CEREC InLab sistemi, hem mum modelajı hem de

modeli tarayabilir. Bilgisayar ortamında altyapının tasarımı yapılır, CAM ünitesinde ise bloklardan kazınarak altyapı elde edilir. Sinterleme işleminden sonra zirkonya blokta % 20 oranında büzülme olacağı için altyapılar final boyutundan % 20 oranında daha büyük hazırlanmalıdır<sup>66</sup>. Firmanın piyasada olan blokları Vitablocks Mark I, Vitablocks Mark II, Dicor MGC, CEREC ProCAD, CEREC Vitablocks In-Ceram Alumina ve CEREC Vitablocks In-Ceram Zirconia' dır. Diğer sistemlere göre daha düşük maliyetli olması, zirkonyadan başka blokları da işleyebilmesi ve zirkonya altyapıyı 6 farklı renkle renklendirebilmesi gibi avantajlarının yanı sıra 3 üyeden daha uzun köprü yapılamaması ve okluzal şekillendirmenin istenilen şekilde olmaması gibi dezavantajları da vardır<sup>67</sup>.

**DC-Zirkon:** 1990 yılında kullanımı tanıtılan sistemin CAD-CAM ile altyapısı oluşturulur. Sistem 'tam otomatik lazer projeksiyonu ile çalışan optik tarayıcı' (Preciscan), 'Dentform yazılım' (DCS) ve 'frezeleme makinası' (Precimill) olmak üzere üç bölümden oluşmaktadır<sup>68</sup>. Altyapı, tam sinterlenmiş prefabrike Y-TZP zirkonya bloklarından final boyutlarında frezelenmiş olduğundan dolayı sinterleme büzülmesi yoktur. Bu sistemde büzülme olmadığı için çok iyi bir marjinal kenar uyumunun olduğu iddia edilirken; bloklarda frezeleme sırasında mikro çatlakların olabileceği bildirilmektedir<sup>69</sup>.

**Lava:** Yüksek dayanıklılıkta yarı sinterlenmiş zirkonya bloklarının, kendine özgü sertleşme mekanizması ve suda çözünmeye karşı direnci sebebiyetiyle posterior bölgede köprü uygulamalarında kullanılabilen bu sistem 2003 yılında kullanıma sunulmuştur<sup>71</sup>. Elde edilen model, optik tarayıcı kullanılarak dijital hale dönüştürülür. Yapılacak olan restorasyon, özel geliştirilmiş yazılım programı (CAD) ile tasarlanır ve tasarım, Lava Form frezeleme makinesine aktarılır. Restorasyon, frezelenir, renklendirilir ve sinterleme işlemi sisteme özel Lava Therm fırınında yapılır<sup>72</sup>.

**Kavo Everest:** Kavo firması tarafından üretilen, anterior ve posterior bölgelerde uygulanabilecek kuron ve köprü protezlerinin altyapısının hazırlanması için kullanılan bir CAD/CAM sistemidir. Temel olarak; tarayıcı ünite (Everest scan), aşındırıcı ünite (Everest engine) ve sinterleme fırınından (Everest therm) oluşmaktadır. Sistemin, hem sinterlenmemiş (Kavo Everest ZS-Blank) hem de tam sinterlenmiş zirkonya blokları (Kavo Everest ZS-Blank) bulunmaktadır<sup>67, 73</sup>.

**Cercon:** Bu sistemde altyapı dizaynı bilgisayar destekli olarak değilde konvansiyonel mum modelaj tekniği ile yapılır. % 25-30'luk sinterlenme büzülmesini kompanse edecek şekilde büyük hazırlanan mumdun altyapılar lazer tarayıcı ile taranır. Elde edilen bilgiler frezeleme ünitesine aktarılır ve kazıma işlemi yapılır. Frezeleme işlemi bittikten sonra 6-8 saat 1350 °C'de 'Cercon heat' fırınında sinterlenir<sup>14</sup>.

**ZirkonZahn:** Hem CAD/CAM hem de MAD/MAM (Manual Aided Design/Manual Aided Manufacturing) yöntemiyle üretim yapılabilen bu sistemin; MAD/MAM yönteminde, altyapı ışıkla polimerize olan kompozitle dizayn edilir. CAD/CAM sisteminde ise restorasyonu yapılacak altyapının modeli optik olarak Optical Scanner S 600' de taranır, bilgisayar yazılımıyla altyapı tasarımı yapılır ve CAD/CAM M5 kullanılarak zirkonya bloktan altyapı frezelenerek hazırlanır. ZirkonZahn, maliyetinin düşük olması sebebiyle birçok laboratuvar tarafından tercih edilmektedir. Altyapı tasarlanırken bir tarayıcı tarafından modellerin taranması gerekmediğinden andırkat bulunan ve paralel olmayan kesimlerde, diğer sistemlere göre daha rahat restorasyon hazırlanabilir<sup>67, 74</sup>.

## 2.5. Monolitik Zirkonyum Seramikler

Monolitik terimi Yunancadaki "mono: tek" ve "lithos: taş" kelimelerinden türeyen bir kelimedir. İki veya daha çok fazlı materyaller monolitik malzemelerdir ve sabit özelliklere sahiptir<sup>72</sup>. Monolitik zirkonyumlar (MZ), kısmi olarak yttrium ile

stabilize edilen (% 0,01), yüksek bükülme direnci (1570 MPa) ve yüksek ısıya dayanma gücüne (2600 °C'ye kadar) sahip materyallerdir.<sup>75</sup> Isıya karşı olan direncinin yüksek olmasından dolayı, yüksek boyutsal stabiliteye sahip bir materyaldir. Herhangi bir organik bağlayıcı olmadan birbirinin içine geçen atomlardan oluşan bu materyal solid ya da translusent olarak da adlandırılır<sup>76</sup>. Zirkonya altyapılı restorasyonlarda da veneer porselende kohesiv kırılmalar ve ayrılmalar olmaktadır. Özellikle yeterli mesafenin olmadığı ve dengesiz çiğneme basıncının olduğu bölgelerde restorasyonun ömrü kısa olmaktadır. Bu dezavantajı ortadan kaldırmak için CAD/CAM sistemleriyle üretilen veneer porselene ihtiyaç duyulmayan, tek bir materyalden üretilen monolitik zirkonya üretilmiştir<sup>77, 78</sup>. MZ'ler yüksek translüenslik özelliklerinden dolayı mükemmel doğal görünüme sahiptir ve estetiği sağlamak için veneere edilmesine gerek kalmadan sadece özel boyalar ile diş rengi elde edilir. Bu özelliğinden dolayı MZ restorasyonlarda, veneer porselen ile zirkonyum altyapı arasında görülen “ chipping ” denilen kopma ve kırılmalarla karşılaşılmamaktadır<sup>77, 79</sup>. Veneer seramikler mikroyapısından kaynaklı karşıt doğal dişte aşınmalara sebebiyet vermekle birlikte MZ'ler gözeneksiz mikroyapıları sayesinde antagonist dişlerde aşınmalara sebep olmazlar. MZ'lerin aşınma direnci doğal diş çok yakındır. Veneer sistemlerde interokluzal aralığın yetersiz olduğu durumlarda kırılmalar olabilir, fakat MZ'ler kırılmaya karşı yüksek direnç gösterdiklerinden dolayı 0,5 mm'lik okluzal mesafe bulunan vakalarda bile kullanım avantajı sağlamaktadır<sup>79</sup>.

Monolitik zirkonya'yı üreten firmalar ve marka isimleri **Tablo 2.2**'de gösterilmektedir.



**Tablo 2.2.** Monolitik Zirkonya Blokları ve Üretici Firmaları

<b>Monolitik Zirkonya Blok</b>	<b>Üretici Firma</b>
Prettau Zirconia	Zirconzahn/İTALYA
Ceramill Zolid	AmanGirrbach/AVUSTURYA
inCoris TZI	Sirona/ ALMANYA
Lava Plus High Translucency Zirconia	3M Espe/ ABD
Bruxzir Solid Zirconia	Glidewell/ ABD
Initial Zirconia Disc High Translucent	GC/ JAPONYA
Katana High Translucent Block	Noritake/ JAPONYA
rainbow Trans	Genoss/ KOREA

### **2.5.1. Monolitik Zirkonyum Restorasyonların Endikasyonları<sup>80</sup>**

- Zirkonyum altyapılı seramik kuronların kullanıldığı tüm endikasyonlarda,
- İnterokluzal mesafenin veneer kuron için yetersiz olduğu vakalarda,
- Uzun gövdeli köprülerde,
- Endokuron, inley, onley restorasyonlarda,
- İmplant üstü restorasyonlarda kullanılabilir.

### 2.5.2. Monolitik Zirkonyum Restorasyonların Avantajları<sup>75</sup>

- Daha yüksek translüenslik ve bükülme direnci,
- Seramik-zirkonyum arasında kopma meydana gelmemesi,
- Antagonist dişlerde aşınmalara neden olmaması,
- Dişlerde minimal preparasyon gerektirmesi gibi avantajları vardır.

### 2.5.3. Monolitik Zirkonyum Restorasyonların Dezavantajları<sup>80</sup>

- Maliyetinin yüksek olması,
- Laboratuvar aşamalarının zor olması,
- Ön bölgede boyama işlemlerinin tecrübeye bağlı olması gibi dezavantajları vardır.

## 2.6. Aşındırma

Aşındırma işlemi, model üzerinde teknisyen tarafından seramiklerin şekillendirilmesinde ve klinikte hekim tarafından uyumlandırma yapmak için sıklıkla kullanılmaktadır<sup>81</sup>. Yapılan çalışmalara göre aşındırma işlemi; yüzeyde pürüzlülük değişikliği, plastik deformasyon, 30-40 mikron derinliğinde çatlakların ve artık streslerin oluşmasına ve bunların sonucunda % 80 üzerinde direnç azalmasına sebep olur<sup>28</sup>.

Aşındırmanın zirkonya seramikler üzerindeki etkisi iki şekildedir:

**1.Yüzeyde sıkıştırıcı kuvvetlerin oluşması:** Zirkonya yüzeyine aşındırma sırasında uygulanan kuvvet ile oluşan baskı stresleri zirkonya içinde faz dönüşümüne neden olmaktadır. Dönüşüm sertleşmesi mekanizması, tetragonal fazın monoklinik faza dönüşümü nedeniyle meydana gelen hacim artışı, zirkonya yüzeyinde daha fazla baskı kuvvetleri oluşmasını sağlar. Bu nedenle, zirkonyanın dayanımı artar<sup>5, 8, 9</sup>.

**2.Yüzeyde çatlak oluşması:** Yüzeyde mikro ve derin çatlaklar frezle aşındırma sırasında meydana gelir. Aşındırma işleminin neticesinde ortaya çıkan ısı ve yüzeyde

oluşan çatlaklar, zirkonya yapısı içerisinde yüksek stres yoğunlaşmasına sebep olarak dayanıklılığı azaltmaktadır<sup>8, 11, 82, 83</sup>.

Aşağıda sıralanan parametreler aşındırma işlemi sonrası zirkonya'nın mekanik özelliklerini etkiler. Aşındırma işleminin parametrelerini optimale yaklaştırmak dayanıklılık üzerinde maksimum etki oluşturur<sup>8, 84</sup>.

- Zirkonya yüzeyinde oluşan çatlakların uzunluğunu ve derinliğini; aşındırmanın yönü, miktarı ve aşındırma işlemi yapılan frezin gren büyüklüğü etkilemektedir.
- Aşındırma işlemine bağlı olarak oluşan yüksek ısı, t → m faz dönüşümünü aktive edecek seviyeye ulaşırsa zirkonya yüzeyindeki baskı tabakasının zayıflamasına neden olarak direncini azaltır.
- Aşındırma işlemi sırasında uygulanan kuvvet ve hız arttıkça zirkonya'nın dayanıklılığı azalmaktadır.
- Aşındırma işlemi sırasında kullanılan frezlerin şekli ve gren boyutları mekanik özellikleri etkilemektedir.

## **2.7. Zirkonya Seramiklere Uygulanan Yüzey İşlemleri**

### **2.7.1. Kumlama**

Kumlama, materyallerin yüzeylerini temizler ve mikromekanik oluklar oluşturarak yüzey alanını artırır. Alüminyum oksit partikülleri ile yapılan kumlama işlemi en yaygın yöntemdir. Kullanılan alüminyum oksitin partikül boyutları 50-250 µm arasında değişmektedir<sup>85-89</sup>.

### **2.7.2. Lazerle Pürüzlendirme**

Neodmiyum lazeri, 1961 yılında Snitzer tarafından geliştirilmiştir. Lazer ışığını diğer ışıklara göre ayıran bazı özellikleri vardır<sup>90</sup>. Bu özellikler; tek renkli olması (monocromatik), doğrusal olması (collimated) ve ışığı oluşturan fotonların aynı fazda

olması (koherans) şeklinde özetlenebilir. Bu özellikler, lazer ışığını güçlü ve kontrol edilebilir bir hale getirir<sup>90</sup>.

### **2.7.2.1. Diş Hekimliğinde Kullanılan Lazerler**

**CO<sub>2</sub> Lazer:** Yumuşak doku tarafından en iyi absorbe edildiği için en etkili lazer sistemidir<sup>91</sup>.

**Argon Lazer:** Kompozit materyalinin polimerizasyonunda, 488 nm dalga boyunda olan mavi renkteki tip kullanılır. Ayrıca, hemostatik özelliği oldukça iyidir<sup>92</sup>.

**Nd: YAG Lazer:** Bu lazerin sağladığı hemostaz mükemmel olduğundan oral ülserlerin tedavisi, gingivanın estetik olarak konturlanması, gingival retraksiyon, frenektomi ve gingivektomi gibi birçok uygulamada kullanılmaktadır<sup>93</sup>.

**Er: YAG Lazer:** FDA tarafından 1997 yılında kavite preparasyonlarının şekillendirilmesi, çürük temizlenmesi, mine ve dentinin pürüzlendirilmesi için kullanımı onaylanmıştır<sup>94, 95</sup>. Hemostatik kabiliyetlerinin yumuşak doku lazerleri kadar iyi olmamasıyla birlikte Er: YAG lazerleri yumuşak dokuyu kesebilir<sup>91</sup>.

**Erbiyum, kromiyum: Yitriyum Skandiyum Galliyum Garnet (Er,Cr: YSGG) Lazer:** Sert doku lazeri olarak kullanılır<sup>94, 96</sup>. Çürük tedavisi, kök kanal hazırlığı, mine pürüzlendirilmesi, kavite preparasyonu gibi sert doku işlemlerinde kullanılır.

### **2.8. Dental Seramiklerde Yüzey Bitirme İşlemleri ve Polisaj**

Materyallerin pürüzlü formdan daha az pürüzlü bir forma dönüştürülmesi işlemi yüzey bitirme işlemidir<sup>36</sup>. Yüzey bitirme işlemleri tamamlanan materyalin az pürüzlü formdan daha düzgün bir forma dönüştürülmesine ‘polisaj işlemi’ denir. Bu işlemler, uygun bir restorasyon yapımı için sırasıyla ve birbirine bağımlı olarak yapılmalıdır<sup>97</sup>. Hem estetik bütünlük hem de ağız sağlığı için restorasyonların bitirme işlemleri ve

polisajı uygun bir şekilde yapılmalıdır. Posterior dişlerde okluzal kontakt alanlarındaki minenin pürüzlülük değeri 0.64  $\mu\text{m}$ 'dir<sup>98</sup>.

Pürüzlü seramik yüzeyi; karşı dişlerde aşınmaya, plak birikimine, iltihaplı dişeti dokusuna ve yumuşak doku reaksiyonlarına sebep olur<sup>36</sup>.

### **2.8.1. Bitirme ve Polisaj İşlemlerine Etki Eden Faktörler**

- Sertlik; daha etkin işlem yapılması için kullanılan aşındırıcının ve restorasyon materyalinin sertliği arasında büyük fark olması gerekir. Materyalin aşındırma işlemine karşı direncinin belirlenmesi için Knoop ve Brinell, materyalin diğer bir materyal tarafından çizilmesine karşı direncinin belirlenmesi için ise Mohs sertlik derecesine bakılır<sup>22, 99</sup>.
- Partikül Büyüklüğü; büyük partikül büyüklüğüne sahip aşındırıcılarla daha hızlı ve etkili aşındırma yapılır<sup>22, 99</sup>.
- Partikül şekli; yuvarlak hatlı partiküller keskin kenarlı partiküllere nazaran daha yavaş aşındırma yaparlar ve daha yüzeysel çiziklere neden olurlar<sup>22, 99</sup>.
- Hızlı yapılan aşındırma, yüzeyde çizik ve materyalde ısı oluşumunu artırırken daha etkili işlem yapılmasını sağlar. Yüzeydeki ısıyı azaltmak için yıkama işlemi yapılmalıdır. Yıkama ile daha etkili aşındırma ve cila işlemleri yapılır<sup>22, 99</sup>.
- Materyalin yüzeyinde çizik ve çöküntü oluşmasını engellemek için uygun baskı ve kuvvet uygulanması gerekmektedir. Bu kuvvet de genellikle ortalama parmak basıncı olan 10 N'dur<sup>22, 99</sup>.

### **2.8.2. Bitirme ve Parlatma İşlemleri**

Dental restorasyonların uygun bir şekilde cilalanması için; kaba düzeltme-konturlama, ara bitirme ve son parlatma işlemlerinin birbirini takip eden şekilde uygulanması gerekmektedir<sup>100</sup>.

**Kaba düzeltme-konturlama:** Elmas yivli bitirme frezleri gibi 100 µm ya da daha büyük partiküllü aşındırıcılar kullanılarak restorasyondaki büyük yüzey bozukluklarının giderilmesidir<sup>22, 100</sup>.

**Ara bitirme:** Ara bitirmedeki amaç, bir önceki aşama olan konturlama işleminin yarattığı çizikler ve yüzey kusurlarının giderilmesi ve restorasyonun sonuç şeklinin ve konturunun sağlanmasıdır. Pürüzlü yüzeylerden pürüzsüzlüğe ilk geçiş aşamasıdır<sup>101, 102</sup>. Ara bitirme için kullanılan aşındırıcıların gren büyüklükleri 20-100 µm arasındadır<sup>100</sup>.

**Son parlatma:** Parlatma işlemi yüzey parlak görünene kadar çiziklerin eşit olarak azaltılması işlemidir<sup>102</sup>. Son aşamada parlak görünümlü bir yüzey elde etmek için 0.3-20 µm partikül büyüklüklü parlatma patları uygulanabilir<sup>100, 102</sup>.

### 2.8.3. Bitim ve Polisaj İşleminde Kullanılan Materyaller

- **Dental frezler:** Tungsten karbit ve elmas frezlerdir. Tungsten frez daha düşük hızda kullanılırken elmas frez daha hızlı ve parmak basıncı uygulanmadan kullanılır<sup>22</sup>.
- **Dental taşlar:** İçeriklerine göre renkleri de değişir. Silikon karbit içeren yeşildir ve metal şekillendirilmesinde kullanılır. Alüminyum oksit içerenler beyazdır, porselen ve kompozitin bitim ve polisajında kullanılır<sup>22</sup>.
- **Lastik diskler:** Büyük partikül içeriği olandan, küçük partikül içeriği olana doğru sırasıyla kullanılarak restorasyon yüzeyinde ince aşındırma yaparak çentik ve pürüzlülükleri yok eder<sup>22, 99</sup>.
- **Pomza ve pastalar:** Dental porselenlerin bitim ve polisajlarında ıslak keçe ve pamuk disklerle pat ve pomza uygulaması son aşamadır. Bu patlar küçük partikül büyüklüğüne sahip alüminyum oksit veya elmas partikülleri içerirler<sup>22, 99</sup>.

Kompozit rezinin son bitiminde 0.3-1 µm parçacık boyutlu alüminyum oksit patları, 10 µm den daha küçük parçacık içeren elmas polisaj patları ise uyumlama sonrası yapısı bozulmuş porselenin son polisajında kullanılır<sup>100, 103</sup>.

- **Alüminyum Oksit (Al<sub>2</sub>O<sub>3</sub>):** Saf olmayan alüminyum oksitten (boksit) değişik parçacık boyutunda kağıt ve plastik disklerle yapıştırılır. 27-50 µm parçacık boyutlu alüminyum oksit toz, hava ile aşındırma ünitesinde kullanılır<sup>36, 103</sup>.
- **Elmas:** Bilinen en sert yapıdır. Elmas dilimler bir taşıyıcıya gömülerek taş ve disk şeklinde hazırlanır. Aşındırıcı dönen aletler, esnek metale bağlanmış aşındırıcı şeritler ve elmas polisaj patları şeklinde kullanılır<sup>36</sup>.
- **Kuartz:** Çok sert, renksiz ve transparan özellikte bol ve yaygın bulunan bir elementtir. Kuartz kristali parçaları toz haline getirilerek elde edilen keskin açılı parçacıklardan kaplanmış aşındırıcı diskler elde edilir. Sıklıkla metal alaşımların bitirilmesinde tercih edilirken minenin aşındırılmasında da kullanılabilir<sup>36</sup>.
- **Kum:** Aşındırıcı olarak kullanılan bir kuartz (SiO<sub>2</sub>) türüdür. Kalın, orta ve ince grenli, plastik ya da kağıt, bej renkli diskler şeklindedir<sup>36, 103</sup>.
- **Silikon Karbid (SiC):** Elmastan sonra ikinci sert aşındırıcıdır. Genelde kağıt ya da plastik disklerle bağlanır. Diskler siyahtır, ince, ekstra ince, iki kat ekstra ince grenlidir. Kaplanmış aşındırıcı diskler, camsı ve lastik bağlı enstrümanlarda kullanılır<sup>36, 103</sup>.

## 2.9. Dental Seramiklerde Glaze İşlemi

Terimler sözlüğüne göre<sup>104</sup> glaze (glazürleme), “porselenin yüzeyinin son fırınlama ile camlaştırılması ve böylelikle poröz olmayan, yarı camsı bir yüzey elde edilmesi” şeklinde tanımlanmıştır. Günümüzde glaze materyallerinin dayanıklılığı

arttırıldığından dolayı klinik porselen uyumlamalarından sonra son bir aşama olarak tekrar glaze işleminin yapılması önerilmektedir. Glaze işlemi iki farklı yöntem ile yapılmaktadır<sup>36, 105-108</sup>.

### **2.9.1. Overglaze (Applied Glaze) Tekniği**

Overglaze; (sırlama, cila, glazürleme) bir yüzeyin üzerine glaze tozu veya likit sürülerek genellikle düşük ısıda vitrifiye olan, erime ısını düşüren cam materyal ilavesi ile oluşturulan sırlama işlemidir<sup>104</sup>. Genellikle düşük ısı porselenini, fırınlama derecesinden 20-60 °C daha düşük bir ısıya tabi tutularak yapılır. Overglaze ile uygun renklendirme yapılır ve mükemmel bir estetik yakalanabilir<sup>104</sup>.

### **2.9.2. Natural Glaze (Self glaze, otoplaze) Tekniği**

Bir materyalin yüzeyinde, eritici ya da gaz etkisi olmaksızın, son fırınlama ısısında bir süre daha tutularak, camlaşma ile oluşturulan doğal yüzey işlemidir. Eğer dental porselenin tüm bileşenleri tek bir cam fazı oluşturacak şekilde eritilirse bu porselen kolaylıkla kendi kendine glaze olabilir<sup>109</sup>. Her porselen cam greni aynı sıcaklıkta eriyeceğinden, porselenin olgunlaşma süresini uzatmak yoluyla kendi kendine parlatma sağlanabilir. Bu teknikte, restorasyon orjinal fırınlama ısısına eşit ya da biraz daha yüksek bir ısıda fırınlanır. Fırınlama işlemi boyunca porselen yüzeyindeki düzensizlikler ve boşluklar yüzeyin hafifçe erimesi sayesinde kapanır. Sonuçta, pürüzsüz ve glazelenmiş bir yüzey elde edilir. Ancak, porselen çok yüksek ısıda kalırsa ya da natural glaze ısısında çok uzun süre tutulursa yığılabilir (pyroplastik akıntıya uğrar), doğal konturunu kaybeder, rekristalizasyon oluşur ve opaklaşma (devitrifikasyon) görülür. Birçok yerde tebeşirimsi-beyaz görünüm oluşur. Çoğu porselende genellikle ideal fırınlama ısısında 2 dakika içinde istenen glaze sağlanır<sup>110</sup>.



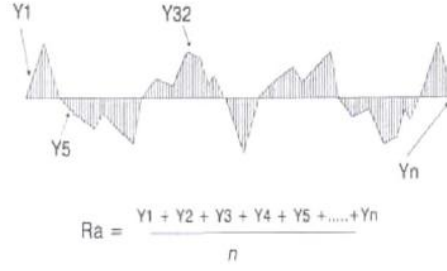
## **2.10. Materyallerin Yüzey Özelliklerinin İncelemesi**

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

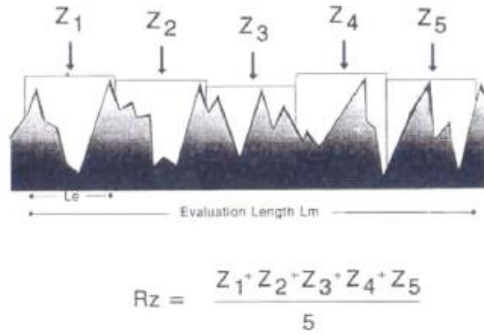
SEM çok ince (10  $\mu\text{m}$ ) bir elektron demetinin incelenen yüzey boyunca bir noktadan bir noktaya art arda hareket etmesi prensibiyle çalışır. Objenin yüzeyinden yansıyan elektronlar yardımıyla yüzeyin üç boyutlu görüntüsünün elde edilmesine olanak tanır. İnceleme yapılmadan önce yüzey iletkenliğini sağlamak için örnekler altın ile kaplanmalıdır. Bu metotla incelenecek örnek elektron demetleri gönderilerek satır satır taranır. Elektronlar belirli bir bölgeye çarptığı zaman yüzey atomları sekonder elektronlar olarak adlandırılan elektronlar yayar. Bunlar özel dedektörlerle yakalanırlar. Dedektöre giren sekonder elektronlar elektrik akımına çevrilir ve büyütülür. Bu elektriksel sinyal katot tüpüne gönderilir ve görüntü bilgisayar ekranından kaydedilir. Bu sinyaller materyalin yüzey görüntüsü ve bileşimi hakkında bilgi verir. SEM, yüzey topografisinin tanımlanmasında bir takım sınırlamalara sahiptir ve üç boyutlu yüzey özelliği görüntülenememektedir<sup>111, 112</sup>.

### **2.10.2. Konvansiyonel Profilometreler**

Yüzey pürüzlülüğünü değerlendirmek amacıyla kullanılan bu cihazda, elmas tarayıcı bir uç örnek yüzeyinde gezinirken elde edilen yüzey pürüzlülüğü bulguları dijital olarak hesaplanır ve kaydedilir<sup>100</sup>. Yüzeylerin profilometre ile incelenmesinde birçok parametre seçilir. Sıklıkla kullanılan parametreler Ra, Rz, Rpm ve Rz: Rpm oranıdır. Ra parametresi bir yüzeyin ortalama pürüzlülüğü olarak tanımlanır ve profilde tüm pürüzlülük mesafesinin merkez çizgiye göre uzaklığı ölçülerek aritmetik ortalamanın alınmasıyla saptanır (**Şekil 2.4**). Rz yüzey parametresi, art arda gelen beş parçada ortalama tepe-vadi yüksekliği olarak tanımlanır<sup>113</sup> (**Şekil 2.5**).



Şekil 2.4. Ra parametresi diagramı <sup>100</sup>



Şekil 2.5. Rz parametresi diagramı <sup>100</sup>

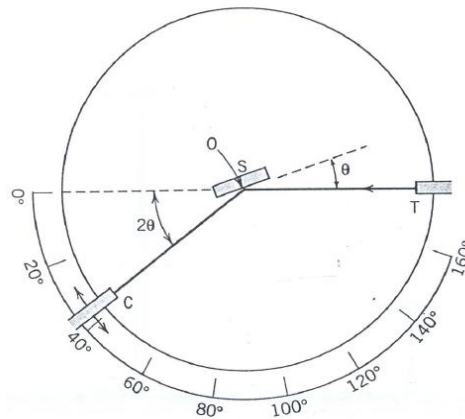
### 2.10.3. Atomik Kuvvet Mikroskobu (AFM)

Atomik Kuvvet Mikroskobu (Atomic Force Microscope = AFM), 1986'da Gird Binnig, Calvin F. Quate ve Christopher Herber tarafından icat edilmiştir. AFM, sıvı veya katı maddelerin yüzeyini analiz etmek için elektroniği, iletişimi, biyolojiyi, kimyayı, otomotivi, uzay bilimini ve enerji endüstrisini içeren teknolojilerde yaygın olarak kullanılan bir yüzey analizi yöntemidir<sup>113</sup>. Araştırılan materyaller ince veya kalın film şeklindeki kaplamalar, seramikler, kompozitler, camlar, yapay ve biyolojik zarlar, metaller, polimerler ve yarı iletkenlerdir. AFM'nin en önemli özelliği yüzey analizi yapılan materyalin iletken olmasını gerektirmemesidir<sup>114</sup>. AFM' nin büyük bir çözünme ve üç boyutlu bir görüntü elde edilmesi gibi büyük bir avantajı vardır. Profilometre ve görsel değerlendirmeye kıyasla daha fazla detay verir <sup>115, 116</sup>.

## 2.11. X-ray Difraksiyon Analizi

X-ray difraksiyon (XRD) tekniği, X ışınlarını kullanarak seramik ve metal gibi kristal yapılı materyallerin moleküllerinin geometri ve şeklini belirlemek için kullanılmaktadır. Böylece materyalin kristal yapısı, fiziksel ve kimyasal etkilerin kristal yapı üzerindeki etkisi ve kristal boyutları tespit edilmektedir. Kristal yapılı materyaller atomik düzeyde incelendiğinde, atomların belirli bir dizilişle bir araya gelerek üç boyutlu geometrik bir yapı oluşturduğu görülmektedir. Bu geometrik yapıya “birim hücre (unit cell)” adı verilmekte ve birim hücre sürekli tekrarlayarak kristal yapılı materyalin kitlesini oluşturmaktadır. Birim hücrenin geometrik şekline göre; kübik, tetragonal, heksagonal, ortorombik, rombohedral, monoklinik ve triklinik olmak üzere yedi farklı kristal sistem mevcuttur<sup>117</sup>.

Yüksek enerji ve düşük dalga boyuna sahip X ışınları kristal yapıda bir materyal üzerine gönderildiğinde, ışının yayılma doğrultusunda bulunan atom veya iyonlara ait elektronlar tarafından kırılarak farklı yönlerde dağıtılmaktadır. Difraktometre, materyalde kırılmanın hangi açılarda en fazla olduğunu belirleyerek kristal yapının geometrisi ve boyutunun anlaşılmasını sağlamaktadır. İnce taneciklerden oluşmuş polikristalin materyaller için en sık kullanılan difraksiyon tekniği monokromatik X radyasyonudur<sup>117</sup>.



Şekil 2.6. Difraktometrenin çalışma prensibi<sup>117</sup>

Bir difraktometrenin çalışma prensibi şematik olarak yukarıda gösterilmiştir (Şekil 2.6). S ile gösterilmiş olan örnek O eksenini etrafında dönebilen düz bir yüzeye üzerine yerleştirilmiştir. T noktasından monokromatik X ışını gönderilmekte ve örnekten yayılan ışınların yoğunluğu C noktasındaki bir alıcı tarafından okunmaktadır. Alıcı, O merkezi etrafında hareket edecek şekilde yerleştirilmiştir ve örneğin rotasyonu ile beraber 2Q açısını koruyacak şekilde hareket etmektedir. Sabit bir hızla hareket eden alıcı açısı ile örnek yüzeyine gelip 2Q açısıyla yansıyan X ışınlarının yoğunluğunu kaydetmektedir. 2Q açısına “difraksiyon açısı” adı verilmektedir. Her bir madde kendine özgü difraksiyon şekli göstermektedir. Analizi yapılan örnek tek bir maddeden oluşmakta ise o maddeye ait, farklı maddelerin karışımından oluşuyorsa bileşenlerden birine ait difraksiyon şekli elde edilmektedir. Bu yöntem ile içeriği bilinmeyen bir örneğin tanımlanması yani nitelik analizi hem de bir maddenin bileşenlerinin miktar analizlerini yapmak mümkündür<sup>118</sup>.

Y-TZP polikristalin yapıda bir materyaldir ve kristal yapısının faz değiştirmesi zirkonya esaslı materyallerin önemli bir özelliğidir. XRD tekniği ile zirkonya esaslı örneğin mevcut faz analizi ve yüzey işlemi sonrası yapıda meydana gelen faz değişimleri gözlenebilmektedir. ZrO<sub>2</sub> nin difraksiyon grafiğinde, yüzey işlemi öncesi ve sonrası tetragonal fazın yaptığı tepe noktası (peak) farklı şekillerdedir.

### **2.11.1. XRD yönteminin avantajları<sup>119, 120</sup>**

1. Difraksiyon analizi, maddenin yapısındaki atomların yanı sıra farklı atom dizilişleri sonucu meydana gelen bileşik veya bileşikler göstermektedir.
2. Yapıda mevcut fazlar tespit edilmektedir.
3. Kimyasal analiz yöntemlerine göre daha hızlıdır.
4. Analiz için az miktarda örnek yeterlidir.
5. Hasar meydana getirmeyen bir test yöntemidir.

### 2.11.2. XRD yönteminin dezavantajları<sup>119, 120</sup>

1. Faz değişiminin ölçüldüğü durumlarda, faz değiştiren tanecik miktarı çok az ve yüzeysel ise bu teknik ile hassas bir analiz yapılamamaktadır.
2. Her bir madde kendine özgü ve diğer maddelerden farklı difraksiyon şekline sahiptir. Bu özellik, maddelerin XRD yöntemi ile tanımlanabilmesine olanak sağlamaktadır. Bu yöntem için çok sayıda maddenin difraksiyon şekli belirlenmeli ve arşivlenebilmelidir.



### 3. MATERYAL VE METOT

Bu çalışmada, monolitik zirkonya esaslı örneklere aşındırma işlemi yapıldıktan sonra farklı cila sistemleri uygulandı. Kullanılan iki çeşit monolitik zirkonya sisteminin faz değişimi ve yüzey özellikleri incelendi. Bu amaçla planlanan ve hazırlanan çalışmada örneklerin tasarımı ve üretimi “Özel Diş Protez Laboratuvarı (BY Dental)’nda”, ölçüm ve değerlendirme işlemleri “Doğu Anadolu Yüksek Teknoloji Araştırma Merkezin (DAYTAM)” de yapıldı. Çalışmanın diğer tüm aşamaları Atatürk Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı’nda gerçekleştirildi. Çalışma için etik kurul onayı, Atatürk Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Etik Kurul’undan alındı (**EK-2**).

Çalışmanın aşamaları şu şekildedir:

1. Monolitik zirkonya örneklerin tasarlanması ve hazırlanması
2. Örneklerin zımparalanması
3. Örneklerin sinterlemesi
4. Glaze yapılması
5. Glaze tabakasının aşındırılması
6. Cila sistemlerinin kullanılması
7. Yüzey analizlerinin yapılması
8. İstatiksel analiz

#### **3.1. Monolitik Zirkonya Örneklerin Tasarlanması ve Hazırlanması**

Çalışmada kullanılan zirkonya örnekler, Katana High Translucent (Kuraray Noritake Dental, Kurashiki, Japonya) ve Initial Zirkonya Disk High Translucent (GC, Japonya) bloklardan, CAD/CAM sistemi ile elde edildi. Çalışmada kullanılan monolitik zirkonyuma ait bilgiler **Tablo 3.1**'de gösterilmektedir.

**Tablo 3.1.** Çalışmada kullanılan monolitik zirkonyalar ve içerikleri

Ürün Adı	Üretici Firma	İçerik
Katana High Translucency Block	Kuraray Noritake INC, Noritake, Japan	(ZrO <sub>2</sub> + HfO <sub>2</sub> + Y <sub>2</sub> O <sub>3</sub> ) >99 %, (Y <sub>2</sub> O <sub>3</sub> ) >4.5-≤6 %, (HfO <sub>2</sub> ) ≤5 %, diğer oksitler ≤1 %
Initial Zirkon Disk (GC)	© GC EUROPE N.V. Japan	Y <sub>2</sub> O <sub>3</sub> 4-6 %, Al <sub>2</sub> O <sub>3</sub> 0-1 %, SiO <sub>2</sub> 0.02 %, Fe <sub>2</sub> O <sub>3</sub> 0.01 %, Na <sub>2</sub> O 0.04 %

Örnekler, yüzey özelliklerini incelemek amacıyla uluslararası standartlara (ISO 6872) uygun olarak 15 mm çapında ve 1.2 mm kalınlığında disk şeklinde hazırlandı. Monolitik zirkonya seramiklerin (Katana, GC Initial Zirkon) her birinden 32 tane olmak üzere toplam 64 örnek elde edildi. Bütün örnekler klinik restorasyonları simüle etmek için sinterlendi ve glaze işlemi uygulandı. Sonra farklı işlemler uygulamak üzere kendi içinde dört gruba ayrıldı.

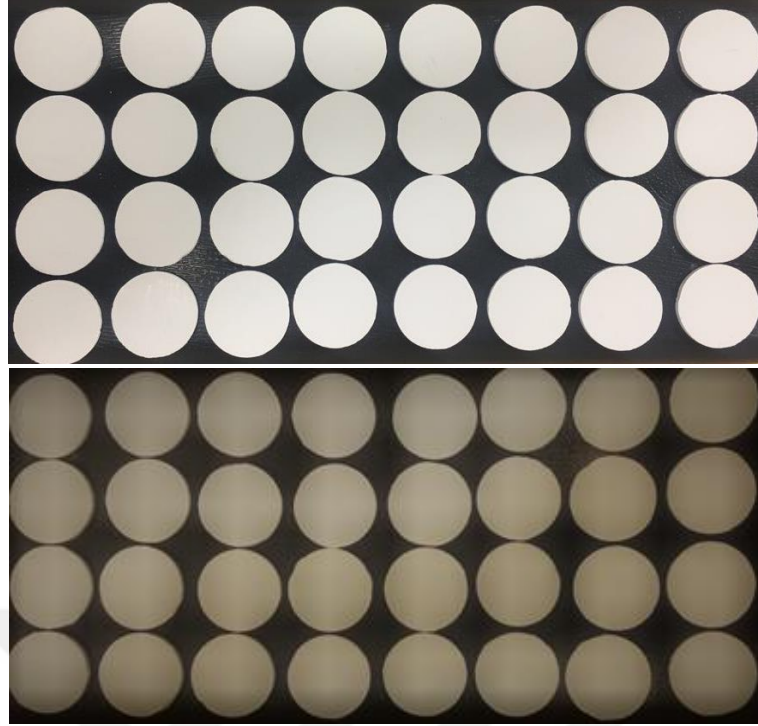
**Grup I. Kontrol Grubu:** Glaze sonrası hiçbir işlem yapılmadı.

**Grup II. Re-Glaze Grubu:** Aşındırma yapıp tekrar glaze işlemi yapıldı.

**Grup III. Meisinger Grubu:** Aşındırma yapıp Meisinger Luster Extraoral Twist polisaj kiti ile cila işlemi yapıldı.

**Grup IV. Optra-fine Grubu:** Aşındırma yapıp Optra-fine polisaj kiti ve patı ile cila işlemi yapıldı.

Sinterleme işlemi sırasında meydana gelecek büzülme miktarı, f değerleri göz önüne alınarak hesaplandı ve mum örnekler gerçek boyutlarından yaklaşık % 25 oranında büyük olacak şekilde hazırlandı. Disk şeklinde hazırlanan mum örnekler CAD/CAM sistemine ait laboratuvar tarayıcısı ile tarandı, bilgisayar ortamında gerekli düzenlemeler yapıldı ve pre-sinterize örnekler hazırlandı (**Şekil 3.1**).



Şekil 3.1. Pre-sinterize örnekler

### 3.2. Örneklerin zımparalanması

Sinterleme işlemi yapılmadan önce, kuru ortamda ortalama parmak basıncı olan 10 N ile, 15 saniye süreyle 600-, 800- ve 1200-grit silikon karbid kağıt zımpara (Struers A / S)<sup>121</sup> ile yüzey tek yönde aşındırıldı.

### 3.3. Sinterleme

Katana High Translucency örnekler, Tegra Speed (Teknik Dental, Bayrampaşa/İstanbul) fırınında sinterleme talimatlarına uygun olarak sinterlendi. Örnekler 1515 °C sıcaklıkta 90 dakika bekletilip, 800 °C uzaklaştırma sıcaklığında sinterleme işlemi yapıldı.

GC Initial Zirkon Disk örnekler, Tegra Speed (Teknik Dental, Bayrampaşa/İstanbul) fırınında sinterleme talimatlarına uygun olarak sinterlendi. Sırasıyla 1000 °C'ye 2 saat de, 1450 °C'ye 4,5 saat de çıkararak, 1450 °C de iki saat bekletilip ve 1000 °C uzaklaştırma sıcaklığında sinterleme işlemi tamamlandı. İşlem sonrası dijital mikrometre ile örnek boyutları ölçülerek kontrol edildi (**Resim 3.2**).





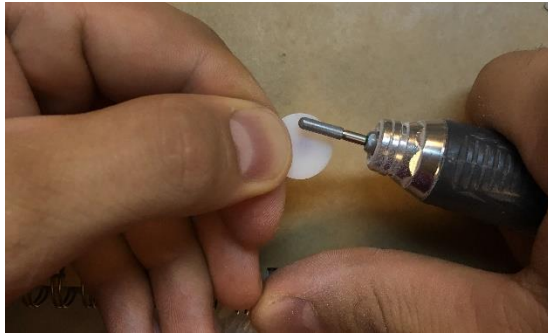
**Şekil 3.2.** Dijital kumpas ile örnek kalınlıklarının kontrol edilmesi

### **3.4. Glaze Uygulaması**

Üreticinin talimatlarına göre monolitik zirkonya örneklerin sadece bir yüzeyine ince bir sır tabakası (IPS Ivocolor Glaze Paste, Ivoclar-Vivadent) uygulandı. Vacumat 6000 MP fırınında (Vita Zahnfabrik; kurutma sıcaklığı 403 ° C, fırın kapanma süresi 6 dakika) glaze işlemi yapıldı (Minimum ısıtma hızı 45 °C/dakika, son sıcaklık 710 °C olacak şekilde ayarlandı, vakumda 450 °C'de bekledi).

### **3.5. Glaze Tabakasının Aşındırılması**

Örneklerin aşındırılması için 100 µm gren boyutunda, 5 mm çapında ve 11 mm uzunluğunda elmas frezler (komet Z877K) kullanıldı. Frez, laboratuvar piyasemenine monte edildi. Motorun dönme hızı 10000 min<sup>-1</sup> olarak ayarlanarak sabitlendi. Örneklerin yüzeyindeki glaze tabakası, parmak basıncı uygulanarak aşındırıldı (**Şekil 3.3**).



**Şekil 3.3.** Ortalama parmak basıncı ile aşındırma işlemi

Aşındırma esnasında örneklerin farklı bölgelerinde dijital kumpas ile ölçümler yapıldı. Örneklerin kalınlığı, 1,2 mm ( $\pm 0,02$  mm) kalınlığına gelecek şekilde ayarlandı. Tüm test grupları için aşındırma şartlarını standart hale getirmek amacıyla her grup için yeni bir frez kullanıldı.

### **3.6. Cila Sistemlerinin Uygulanması**

Polisaj, iki tip (Meisinger LUSTER extraoral twist kit, Optra-fine İvoclar Vivadent ) extraoral zirkonya parlatma sistemi ile yapıldı.

#### **3.6.1. Meisinger LUSTER Extraoral Twist Kit İle Polisaj**

Meisinger; ön polisaj (yeşil), polisaj (mavi), yüksek parlaklıkta polisaj (kırmızı) ve ince bitirme polisajı (sarı) isimleriyle sınıflandırılan 4 basamaklı ve bu renk sırasıyla kullanılan bir cila sistemidir (Şekil 3.4). Firma talimatlarına göre lastiklerin dakikada 6000-12000 devir aralığında sırasıyla ve su atımlı bir döner alet ile kullanılması önerilmektedir. Monolitik zirkonya seramiklerinin bir grubuna Meisinger polisaj kiti ile dakikada 10000 devir tur sayısı ile, parmak basıncı altında (10N), su atımlı, 60 saniye boyunca tek bir araştırmacı tarafından polisaj işlemi yapıldı.



**Şekil 3.4.** Meisinger LUSTER extraoral twist kit

#### **3.6.1. Optra-fine (Ivoclar Vivadent) Kit ve Patı ile Polisaj**

Optra-fine F (açık mavi), Optra-fine P (koyu mavi), Optra-fine HP naylon fırçalar ve yüksek parlaklık amaçlı elmas cila pastası olmak üzere 4 bileşenden oluşan

Optra-fine klinik uygulamalarda dental seramiklerin parlatma işleminde kullanılan, elmas partikül içerikli, 3 basamaklı bir cila sistemidir (Şekil 3.5).



**Şekil 3.5.** Optra-fine (ivoclar vivadent) Kit ve Patı

Cila birimlerinin bileşimi yapay kauçuk, elmas granüller ve titanyum dioksitten; polisaj pastasının bileşimi gliserin, sodyum lauril sülfat, propilen glikol ve elmas tozundan oluşur.

Üretici firma, bitirme ve cila aletlerinin, su spreyi ile birlikte hafif rotasyonel hareket yaparak, 10 N kadar baskı gücü altında, 10000-15000 devir aralığında kullanılmasını, polisaj patı ve fırçasının ise su spreyi kullanmadan dakikada 7000-10000 devir aralığında kullanılmasını önermektedir.

Monolitik zirkonya seramiklerinin bir diğer grubuna Optra-fine kiti ile önce su spreyi eşliğinde Optra-fine (F) ve Optra-fine (P) bitirme aksesuarları ile 60'ar saniye süreyle polisaj işlemi yapıldı. Son olarak, elmas cila patı ve naylon fırça (HP) ile 60 saniye süreyle ortalama parmak basıncı altında su spreyi kullanılmadan yüksek parlaklık cilası yapıldı. Yüzeyde oluşan polisaj artıkları su spreyi ile temizlendi ve hava spreyi ile kurutuldu.

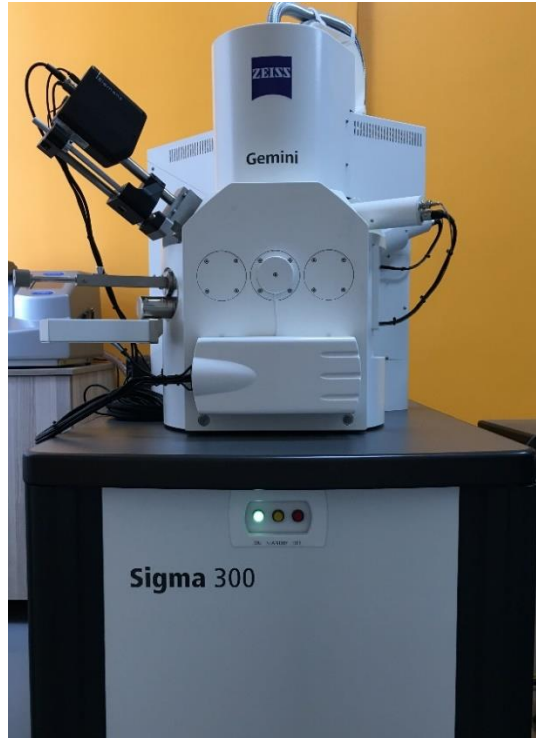
### 3.7. Yüzey Analizlerinin Yapılması

#### 3.7.1. Yüzey Topografisi (SEM) Analizi

İlk olarak, grup başına iki numune ultrasonik banyoda (1440 D Odontobras, Ribeirao Preto, Brezilya) 5 dakika boyunca % 78 izopropil alkol ile temizlendi ve daha sonra altın kaplama işlemi yapıldı (**Resim 3.6**). Altın kaplama cihazında (SEM) (Zeiss Sigma300, Carl Zeiss Microscopy GmbH, Jena, Almanya) altın (Au) kaplama işlemi yapıldıktan sonra görüntüler elde edildi (**Şekil 3.7**). Görüntüler x500 ve x5000 büyütme ile görüntülendi ve kaydedildi.



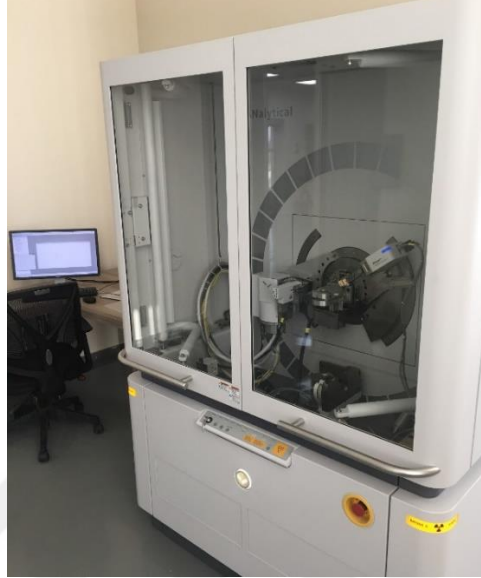
**Şekil 3.6.** Altın kaplama cihazı ve Altın kaplanmış örnekler



**Şekil 3.7.** SEM (Zeiss Sigma300, Carl Zeiss Microscopy GmbH, Jena, Almanya)

### 3.7.2. XRD ile Faz Değişimi Analizi

Örneklerin kristal yapı analizleri, monokromatik CuK  $\alpha$  ışını kullanan X-ray difraktometre cihazı (X'Pert PRO MPD; PANalytical) ile yapıldı (Şekil 3.8).



Şekil 3.8. X-ray difraktometre cihazı

Analizi yapılan örnek, cihazın örnek tutucusuna yerleştirildi. Örnek yüzeyinde 0,010 adım aralığıyla,  $20^{\circ}$ - $40^{\circ}$   $\theta$  açıları arasında tarama işlemi yapıldı. X-ray difraksiyonu sonucu bulunan yoğunluk değerleri kaydedildi. Her örnekte, yoğunluğun arttığı bölgelerde gözlenen en yüksek değer ve bu değerlerin gözlendiği  $2\theta$  açıları belirlendi. Örneklerin işleme tabi tutulmuş yüzeylerindeki faz değiştirmiş monoklinik zirkonyanın tetragonal faza oranla göreceli miktarı ( $X_M$ ) Garvie ve Nicholson<sup>122</sup> formülü kullanılarak hesaplandı.

$$X_M = [ I_M(-111) + I_M(111) ] / [ I_M(-111) + I_M(111) + I_T(101) ]$$

$X_M$  = Monoklinik fazın tamamlı şiddet oranı.

$I$  = Faz yoğunluğunun en yüksek değeri

$I_M(-111)$  =  $28.2^{\circ}$  de monoklinik zirve noktasının şiddeti.

$I_M(111)$  =  $31.5^{\circ}$  de monoklinik zirve noktasının şiddeti.

$I_T(101)$  =  $30.2^{\circ}$  de tetragonal zirve noktasının şiddeti.

Her gruptan 3 örneğin XRD sonuçları alındı. Yoğunluğun arttığı zirve noktalarındaki  $2\theta$  açıları için şiddet değerleri elde edildi. Yukarıda belirtilen  $X_M$  formülü kullanılarak her bir örnek için 3 farklı  $X_M$  değeri elde edildi.

### **3.8. İstatistiksel Analiz**

Bu tez çalışmasının verilerinin istatistiği IBM SPSS Statistics 20 ( SPSS v20.0; SPSS Inc., Chicago, IL., ABD) yazılım programı kullanılarak yapıldı. XRD' den elde edilen veriler, tek yönlü varyans analizi ve test grupları arasında ortalamaları arasındaki anlamlı fark bulunan değerlerin çoklu karşılaştırması Tukey testi ile analiz edildi.

Yüzey işlemlerindeki Katana ve GC Initial Zirkon materyallerine ait ortalamaların arasındaki farklılıklar bağımsız örneklem testi (student t-testi) kullanılarak analiz edildi.  $p < 0,05$  anlamlılık düzeyi kullanıldı.

## 4. BULGULAR

Araştırmamızda iki zirkonya altyapı sistemine uygulanan aşındırma, re-glaze ve farklı cila işlemlerinin sonucunda; yüzeylerin topografik analizi için SEM ile yüzey görüntüleri elde edildi, materyalin yapısında oluşan faz değişimleri XRD analizi ile incelendi. Elde edilen değerler istatistiksel olarak değerlendirildi.

### 4.1. SEM Görüntüleri

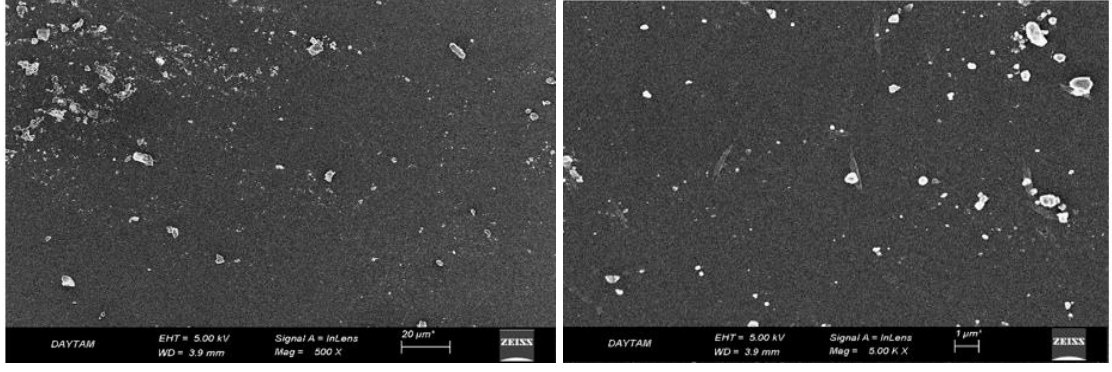
Katana ve GC Initial monolitik zirkonya materyallerine uygulanan aşındırma, re-glaze ve cila işlemlerinden sonra örnek yüzeylerinde meydana gelen değişimlerin değerlendirilmesi için; her gruptan rastgele bir örneğin topografik görüntüsü SEM cihazında elde edildi. Zirkonya materyali iletken olmadığından her bir örnek yüzeyi altın kaplama cihazında 0,01 mikron kalınlığında altın ile kaplandı ve 5 Kv'da inceleme yapıldı. Görüntüler x500 ve x5000 kez büyütme ile görüntülendi ve kaydedildi.

Her bir gruptan elde edilen SEM görüntüleri incelendiğinde; kontrol, re-glaze yapılan, Meisinger ve Optra-fine parlatma kitleri uygulanan örnek yüzeylerinin birbirinden belirgin derecede farklı yüzey görüntülerine sahip oldukları saptandı.

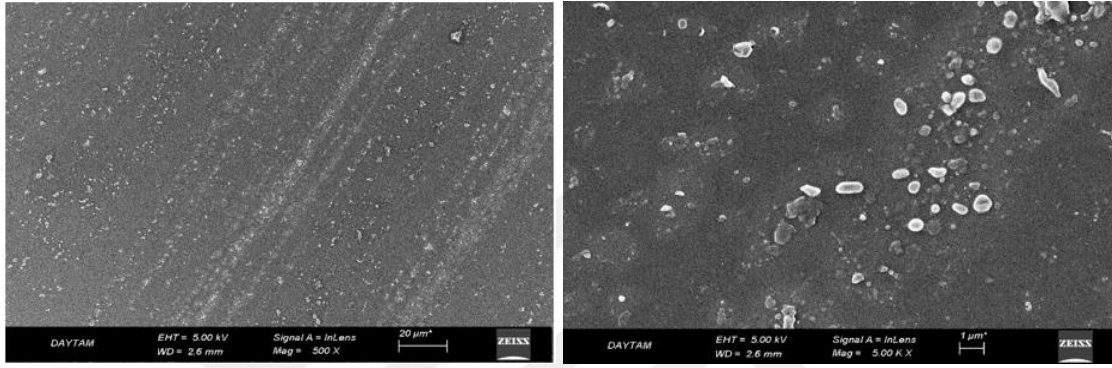
GC Initial Zirkon grubunun SEM görüntülerinde, Katana örneklerine göre daha düzgün yüzeyler ve daha az çizgilenmeler gözlemlendi. Optra-fine Cila kiti uygulanan örneklerin SEM görüntülerinin, Meisinger cila kiti uygulanan örneklere göre daha düzgün ve pürüzsüz yüzeyler içerdiği gözlemlendi.

#### 4.1.1. Katana Örneklerine ait Görüntülerin İncelenmesi

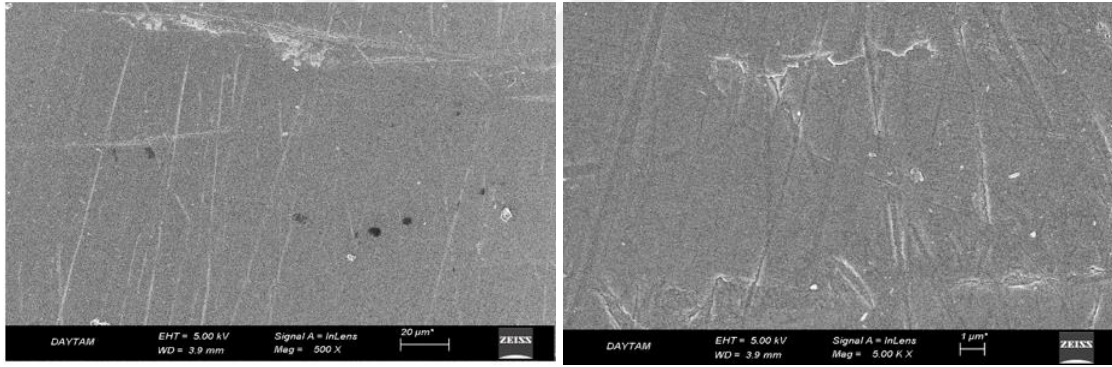
Katana grubuna ait kontrol, re-glaze, Meisinger ve Optra-fine parlatma kiti uygulanan gruplarından elde edilen SEM görüntüleri **Şekil 4.1**'de verilmiştir.



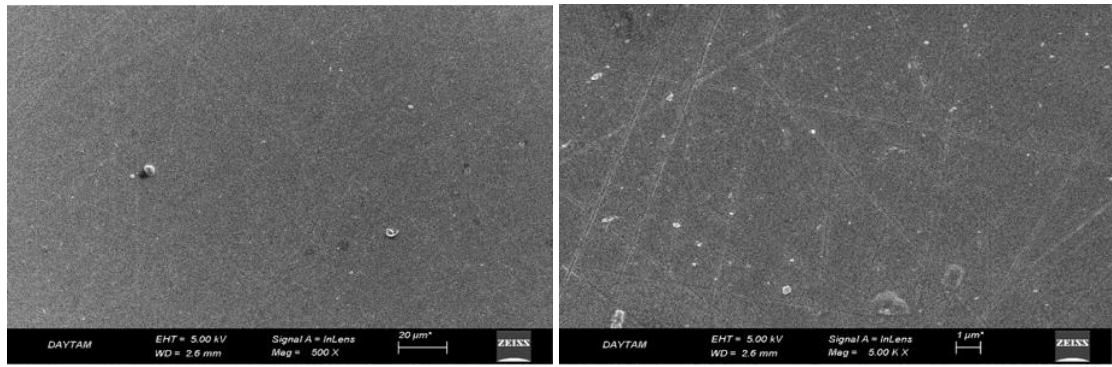
a



b



c



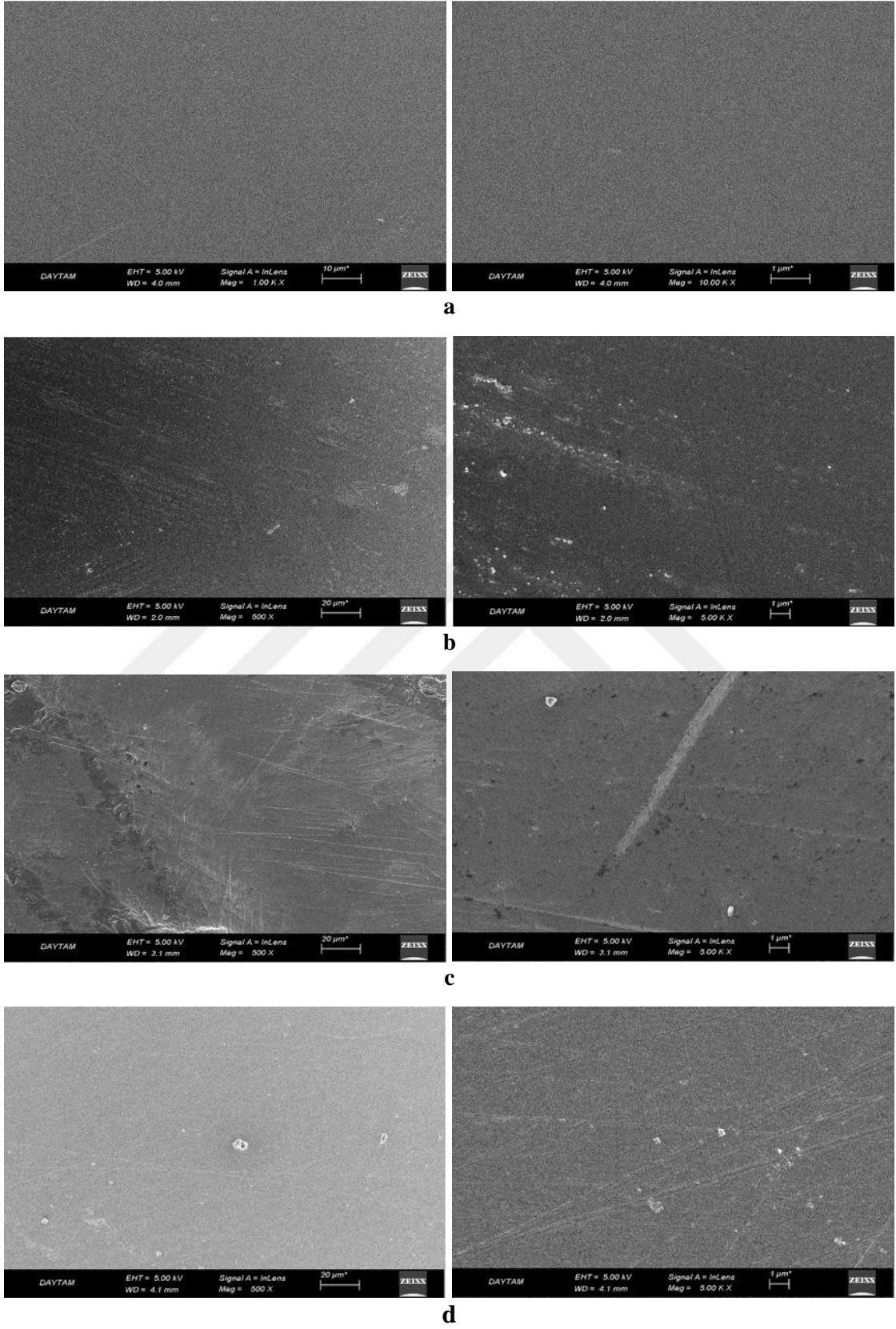
d

**Şekil 4.1.** Katana örneklerinin SEM görüntüleri **a:** Kontrol grubu, **b:** Re-glaze grubu, **c:** Meisinger grubu, **d:** Optra-fine grubu (Her gruptan bir örnek sırasıyla x500 ve x5000'lik büyütme)



Katana grubunun SEM görüntüleri incelendiğinde; herhangi bir işlem uygulanmayan (kontrol grubu) örneğin yüzeyinde çizilmelerin olmadığı fakat retantif alanların ve kalıntıların bulunduğu gözlenmiştir (**Şekil 4.1.a**). Aşındırma işleminden sonra re-glaze yapılan örneğin yüzeyi düzensiz bölgeler içermekte olup tek yönlü yoğun ve geniş çizilmelerin varlığı görülmüştür (**Şekil 4.1.b**). Meisinger cila sistemi uygulanan örneklerde re-glaze grubuna göre daha düzgün alanlar bulunmakla beraber küçük, ince çizilmelerin de mevcut olduğu gözlenmiştir (**Şekil 4.1.c**). Optra-fine cila sistemi uygulanan örneklerde, Meisinger ve re-glaze grubuna göre yüzeyde daha düzgün alanlar izlenmiş ve çizilmelerin diğer gruplara oranla çok daha az olduğu görülmüştür (**Şekil 4.1.d**).

#### 4.1.2. GC Initial Zirkon Örneklerine ait Görüntülerin İncelenmesi



**Şekil 4.2.** GC Initial Zirkon örneklerinin SEM görüntüleri. **a:** Kontrol grubu, **b:** Re-glaze grubu, **c:** Meisinger grubu, **d:** Optra-fine grubu (Her gruptan bir örnek sırasıyla x500 ve x5000'lik büyütme)

GC Initial Zirkon grubuna ait kontrol, re-glaze yapılan, Meisinger ve Optra-fine parlatma kiti uygulanan gruplarından elde edilen SEM görüntüleri **Şekil 4.2'**de verilmiştir.

GC Initial Zirkon grubunun SEM görüntüleri incelendiğinde; herhangi bir işlem uygulanmayan (kontrol grubunda) örneklerin yüzeyinin yoğun, düzgün ve pürüzsüz alanlar içerdiği gözlenirken, (**Şekil 4.2.a**) aşındırma işleminden sonra re-glaze yapılan örneğin SEM görüntülerinde; kontrol grubuna göre daha düzensiz alanlar ve tek yönde frez izlerinin varlığı görülmüştür (**Şekil 4.2.b**). Meisinger cila sistemi uygulanan örneklerin SEM görüntülerinde yüzeyde retantif alanlar, dalgalanmalar ve frez izleri gözlenmiştir (**Şekil 4.2.c**). Optra-fine cila sistemi uygulanan örneklerin SEM görüntülerin de ise, Meisinger cila sistemine göre daha düzgün, pürüzsüz alanlar izlenmiş, yüzeydeki frez izlerinin re-glaze ve Meisinger cila sistemi uygulanan örneklere göre daha küçük ve az olduğu görülmüştür (**Şekil 4.2.d**).

#### **4.2. X-Ray Difraktometre Analizi**

XRD analizinde 2 $\theta$  difraksiyon açısında 20° – 40° aralığında tarama işlemi yapıldı. Tepelerin şiddetleri yüzeylerindeki tetragonal fazdan monoklinik faza dönüşüm büyüklüğü ile değişmektedir<sup>123</sup>. Örneklerin işlem görmüş yüzeylerindeki faz değiştirmiş monoklinik fazın tetragonal faza oranla göreceli miktarlarının ( $X_M$ ) sonucu, elde edilen ortalama değerleri ve standart sapmaları **Tablo 4.2'**de gösterildi.

**Tablo 4.2.**  $X_M$  değerlerinin ortalama, minimum, maksimum ve standart sapma değerleri (n: 8)

Materyal	Yüzey İşlemi	N	Ortalama	Minimum	Maksimum	Std. Sapma
KATANA	Kontrol	8	16,44	14,83	21,16	2,15
	Re-glaze	8	<b>44,24</b>	38,97	47,04	2,83
	Meisinger	8	14,33	11,06	17,35	2,05
	Oprta-fine	8	13,01	8,79	17,14	2,81
	Total	32	22,01	8,79	47,04	13,31
GC INITIAL	Kontrol	8	15,05	10,58	19,45	2,77
	Re-glaze	8	31,99	28,13	36,59	6,93
	Meisinger	8	9,76	7,92	12,74	2,98
	Oprta-fine	8	<b>7,94</b>	6,56	10,07	3,35
	Total	32	16,19	6,56	36,59	12,01

Katana monolitik zirkonya materyalinde, göreceli monoklinik oranı ( $X_M$ ) en yüksek re-glaze grubunda (% 44,24), en düşük ise Oprta-fine grubunda(% 13,01) elde edilmiştir.

GC Initial monolitik zirkonya materyalinde, göreceli monoklinik oranı ( $X_M$ ) en yüksek re-glaze grubunda (% 31,99), en düşük ise Oprta-fine grubunda (% 7,94) gözlenmiştir.

Her iki materyalde de re-glaze işlemi yapılan gruplarda  $X_M$  değeri, kontrol grubuna göre belirgin bir oranda artış gösterirken, Meisinger ve Oprta-fine cila kitleri uygulanan gruplarda ise bu değer azaldığı görülmüştür.

Tukey anlamlılık testine göre; her iki materyalde de kontrol gruplarının diğer gruplara göre  $X_M$  değeri istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık göstermiştir ( $p<0,05$ ). Glaze işleminin de  $X_M$  değeri diğer gruplara göre farklıdır ( $p<0,05$ ). Meisinger ve Oprta-fine cila kitleri uygulanan gruplar arasında ise faz değişimi yönünden anlamlı bir farklılık görülmemiştir ( $p>0,05$ ) (**Tablo 4.3**).

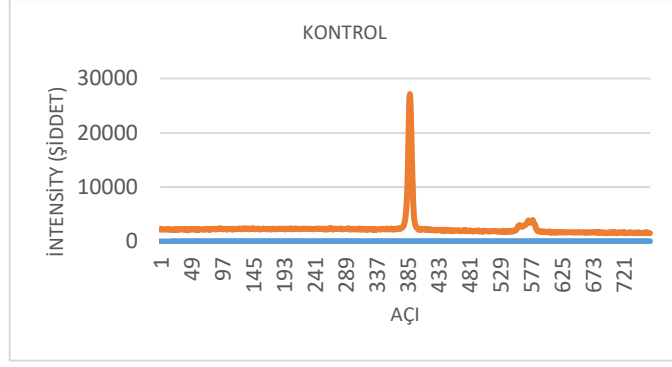
**Tablo 4.3.** Zirkonya grupların ortalama  $X_M$  değerleri ve anlamlılık oranları

	<b>Katana*</b>	<b>GC Initial Zirkon*</b>
<b>Kontrol Grubu</b>	16,44 <sup>b, A</sup>	15,05 <sup>b, B</sup>
<b>Re-glaze Grubu</b>	44,24 <sup>c, A</sup>	31,99 <sup>c, B</sup>
<b>Meisinger Grubu</b>	14,33 <sup>ab, A</sup>	9,76 <sup>a, B</sup>
<b>Optra-fine Grubu</b>	13,01 <sup>a, A</sup>	7,94 <sup>a, B</sup>

\*: Dikey anlamlı farklılıklar küçük harfle, Yatay anlamlı farklılıklar büyük harfle gösterilmiştir( $p<0,05$ ).

Bağımsız örneklem testi (student t testi)'ne göre kontrol, glaze, Meisinger ve Optra-fine gruplarının materyallere göre ortalamalarının arasındaki farklılıklar anlamlı değildir ( $p>0,05$ ). **Tablo 4.3'**de bu anlamlılık şematik olarak gösterilmiştir.

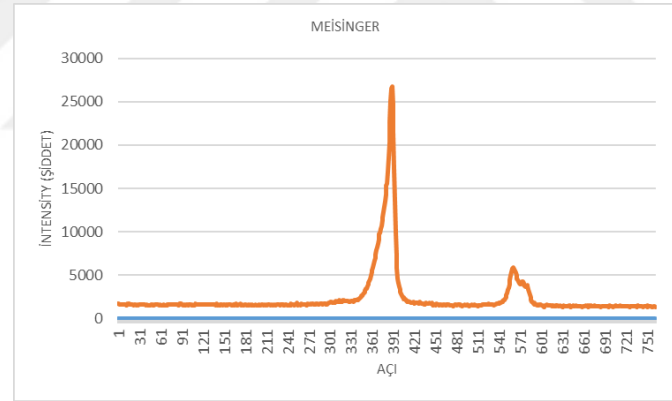
Analiz sonucunda gruplara ait bazı örneklerinin X-Ray difraksiyon şekilleri **Şekil 4.2** ve **4.3'**de gösterilmiştir.



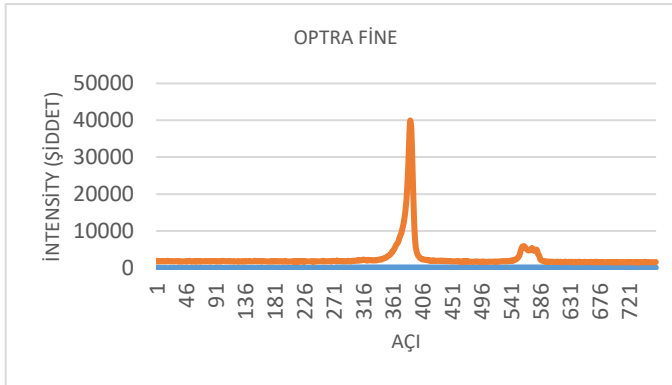
**a**



**b**

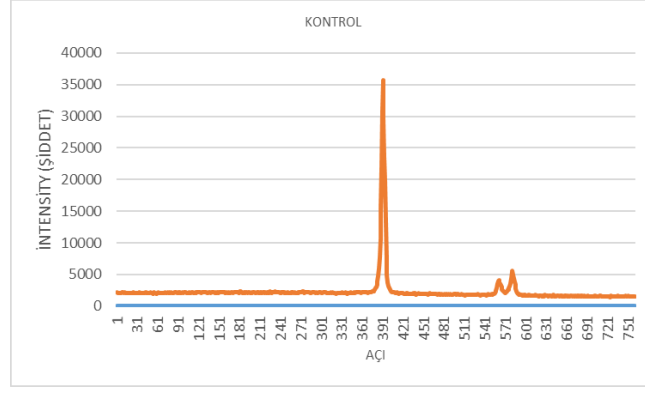


**c**

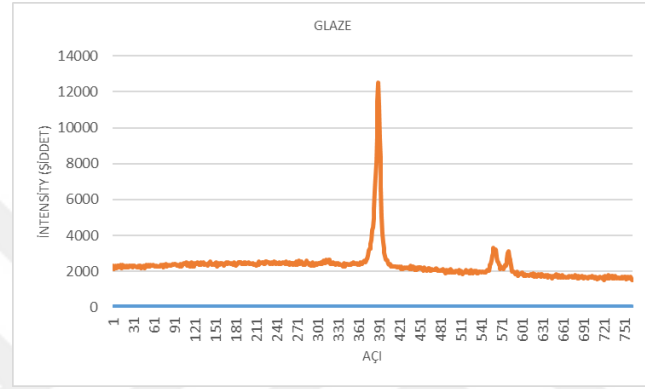


**d**

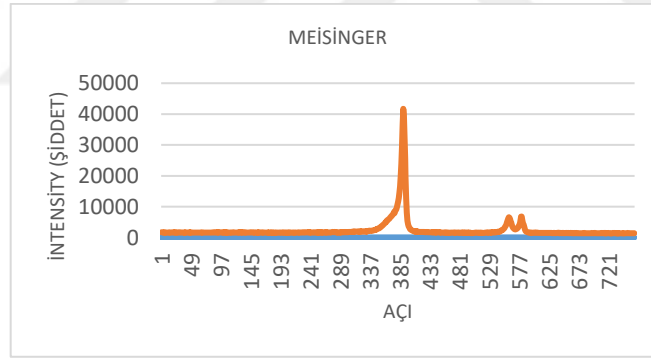
**Şekil 4.2.** Katana örneklerinin X-Ray difraksiyon grafikleri, a: Kontrol grubu, b: Glaze grubu, c: Meisinger grubu, d: Optra-fine grubu



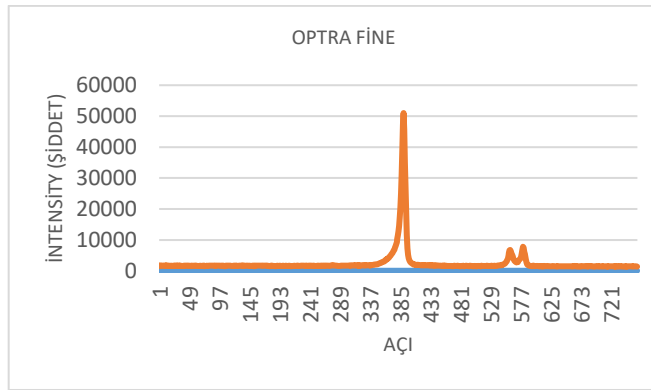
a



b



c



d

Şekil 4.3. GC Initial Zirkon örneklerinin X-Ray difraksiyon grafikleri, a: Kontrol grubu, b: Glaze grubu, c: Meisinger grubu, d: Optra-fine grubu

## 5. TARTIŞMA

Bu tez çalışmasında, laboratuvar ve klinik uyumlama esnasında yapılan aşındırmanın ve sonrasında tekrar glaze ve cila işleminin materyal yüzeyinde oluşturduğu değişikliklerin SEM ile elde edilen topografik görüntüler üzerinde değerlendirilmesi, monolitik zirkonya materyallerinin monoklinik faz oranında yaptığı değişimin XRD analizi ile incelenmesi amaçlanmıştır.

Glaze işlemi yapılan örneklerde  $X_M$  değeri, her iki materyalde de kontrol grubuna göre istatistiksel olarak anlamlı artış göstermiştir ( $p<0,05$ ), böylece glaze ve re-glaze yapılan gruplarda çalışmanın hipotezi kabul edilmiştir. Meisinger ve Opra-fine ile cila yapılan gruplarda ise  $X_M$  değerinin, her iki materyalde de kontrol grubuna göre istatistiksel olarak anlamlı azalma göstermiş ( $p<0,05$ ) olmasından dolayı cila yapılan gruplarda çalışmanın hipotezi reddedilmiştir.

Seramik restorasyonlarda, renk uyumu, doğal görünüm ve biyolojik uyum devamlılığı için glaze tabakasının korunması gerekmektedir<sup>14, 116, 124</sup>. Glaze tabakası 0,05 mm kalınlığında uygulandığında bütünlüğünü yeterince koruyabildiği bildirilmektedir<sup>14</sup>.

Porselen yüzeyinin pürüzlülük seviyesi karşıt yüzeylerde meydana gelen aşındırıcı etkisinden dolayı önemlidir. Klinikte uyumlama ve kırılma gibi çeşitli sebeplerden dolayı pürüzlü hale gelen porselen yüzeyinde bitirme işlemi yeniden yapılarak, optimal estetik ve biyolojik uyum sağlanmaktadır. Böylelikle, karşıt dişte veya restorasyonda aşınma riski azaltılmış olmaktadır<sup>14, 125-127</sup>. Bu amaçla yüzey pürüzlülüğü bozulan porselenlerin, intraoral veya extraoral cila kitleriyle polisajları ya da laboratuvarında tekrar glaze (re-glaze) işlemleri yapılmaktadır. Klinikte yapılan mekanik parlatma ek seans gerektirmemesinden dolayı avantajlıdır. Tekrar glaze



yapılmasının da fırınlama sayısındaki artmaya bağlı olarak porselende problemler oluşturması kaçınılmaz olmaktadır<sup>22, 127</sup>.

Brewer ve ark.<sup>128</sup> yeniden glaze işleminde ikinci fırınlama sonrası restorasyonda meydana gelebilecek mat görünüm olasılığının, polisaj yapılmış kuronlarda ortadan kalktığını ve bu sayede restorasyonun estetik görünümünün daha iyi olduğunu belirtmişlerdir.

Seghi ve ark.<sup>129</sup> fırınlama sonrası soğuma esnasında gövde porseleninin glaze porseleninden daha yüksek olan ısısız genleşme katsayısından dolayı, glaze porselenini sıkıştırarak soğuyacağını ve bölgede baskı gerilimleri oluşturarak porselen yüzeyinin çekme gerilimlerine karşı direncini arttıracağını ifade etmişlerdir. Ayrıca, yüzeyin ince cam tabakası ile kaplanması sayesinde yüzey çatlaklarının genişliği ve derinliği azalarak materyalin güçlenmesi de sağlanacaktır<sup>130, 131</sup>.

Bu tez çalışmasında, sinterlenen tmrneklerin bir yüzeyine 0,05 mm kalınlığında glaze işlemi, aşındırma işlemi yapılan her bir materyalin birer grubuna da re-glaze işlemi uygulanmıştır.

Zirkonya seramiklerde aşındırma işleminin etkilerini inceleyen birçok çalışma<sup>132, 133</sup> bulunmaktadır. Liao ve ark.<sup>133</sup>, aşındırma işleminde kullanılan yöntemin, zirkonya seramiklerin mekanikzelliklerizerinde etkili olduğunu bildirmişlerdir.

Bu çalışmada, aşındırma işlemi, ortalama 10 N olduğu kabul edilen<sup>134</sup> parmak basıncı ile, su soğutmasız olarak gerçekleştirilmiştir. İşlem esnasında frezrnek yüzeyinde tek yönlü hareket ettirilmiş vernek yüzeyinden 0,1 mm kalınlığında materyal kaldırılmıştır.

Yapılan çalışmalarda materyallerin yüzey prznllklerini belirlemek amacıyla; görsel değerlendirme, SEM,<sup>125, 126, 135-139</sup> profilometre,<sup>124-126, 136, 137, 139, 140</sup> ve AFM<sup>135, 138, 141</sup> kullanılmıştır. SEM ve AFM gibi yöntemler profilometreye kıyasla daha ayrıntılı

yüzeş bilgiş verdiği için profilometre bulgularının bu gibi yöntemlerle desteklenmesi gerekmektedir<sup>14, 100, 113, 128</sup>.

Bu çalışmada da, çeşitli yüzeş bitirme işlemleri uygulanan örneklerin yüzeş pürüzlülükleri SEM görüntüleriyle nicel olarak değerlendirilmiştir.

Fuzzi ve ark.<sup>125</sup> SEM analizinde, glaze yapılan örneklerin daha pürüzsüz görüldüğünü, ancak profilometrik analizde glaze uygulanan örneklerle polisaj uygulanan örnekler arasında fark olmadığını belirtmişlerdir.

Wright ve ark.<sup>142</sup> da, SEM incelemesinde yüzeş düzensizlikleri ve oyuklar içeren polisaj yapılmış örneklerin ortalama pürüzlülük (Ra) değerlerinin glaze grubundan daha düşük olduğunu ifade etmişlerdir.

Atay ve ark.<sup>143</sup> yaptıkları bir çalışmada, SEM incelemesinde overglaze ve otoglaze uygulanan örnek yüzeylerini daha pürüzsüz, polisaj ve iyon değişimi yapılan örnek yüzeylerini ise kısmen daha pürüzlü olarak gözlemlemişlerdir.

Bu tez çalışmasının SEM analizi sonucu elde edilen topografik görüntüleri yukardaki çalışmaların sonuçları ile uyumludur. GC Initial monolitik zirkonya gruplarında, en pürüzsüz ve homojen yüzeş görünümü sinterleme sonrası glaze yapılan kontrol grubunda elde edilmiştir. Katana monolitik zirkonya kontrol grubunda çizgilenme olmayan alanlar ve yüzeşde retantif alanların varlığı gözlenmiştir. Her iki materyalde de re-glaze yapılan örneklerin yüzeşinde aşındırma kaynaklı çizilmeler görülürken cila yapılan gruplarda çizgilerin re-glaze grubundan daha küçük ve az olduğu gözlenmiştir.

Sabit protezlerin simantasyonu sonrası yapılan uyumlamalardan sonra yüzeşin tekrar eski haline getirilmesi için birçok polisaj materyali tavsiye edilmektedir. Bunlar; bitim frezleri, lastik diskler, kıl fırça, pomza ve polisaj patlarıdır<sup>137, 144, 145</sup>. Yapılan çalışmalarda genellikle özel bir cila seti kullanılmıştır<sup>128, 137, 146-148</sup>. Parlatma setlerinde

kaba, orta, ince ve süper ince grenli esnek diskler ya da lastikler bulunmaktadır<sup>124, 149</sup>. Yapılan çalışmalarda aşındırıcı sistemle birlikte lubrikant madde olarak su kullanılmıştır<sup>150</sup>.

Bu çalışmada da yüzeyin parlatılması için özel cila seti olan Meisinger ve Optera-fine cila setleri kullanılmıştır. Setler ardışık polisaj lastiklerinden ve polisaj patından oluşmaktadır. Bu setler, klinik olarak kullanımı kolay olan, hızlı ulaşılan ve etkili polisaj sağlayan kriterler doğrultusunda seçilmiştir. Literatür bilgilerine<sup>124, 128, 137, 146-150</sup> ve üretici talimatlarına uyularak, intraoral polisajı taklit etmek için cila işlemi su soğutması altında ve sistemde bulunan polisaj patı ile yapılmıştır.

Janyavula ve ark.<sup>151</sup> monolitik zirkonya ve veneer seramiğine uyguladıkları glaze, CeraGlaze polisaj kiti ve CeraGlaze polisaj kiti sonrası tekrar glaze işlemlerinin yüzey pürüzlülüğüne etkisini ve minedeki aşınma miktarını incelemişler, polisaj işlemi uygulanan monolitik zirkonya restorasyonların karşıt mineyi en az aşındırıcı etkiye sahip olduğunu bildirmişlerdir. Çok yüksek bir estetik beklenti olmadıkça zirkonyanın glaze işlemi yerine polisaj uygulanarak parlatılmasını veya estetik beklenti yüksekse önce polisaj işlemi, ardından da re-glaze işlemi ile restorasyonların parlatılmasını önermişlerdir.

Paterson ve ark.<sup>152</sup> Vitadur N porselen örneklerinin SEM görüntülerinde, ince ve ekstra ince elmas bitim frezleriyle elde ettikleri polisajlı yüzeylerin otoglaze ile elde ettikleri yüzey düzgünlüğüne kesinlikle ulaşamayacağını belirtmişlerdir.

Kim ve ark.<sup>153</sup> monolitik zirkonya seramiğine glaze ve Edenta polisaj kiti ile mekanik polisaj yaptıkları çalışmalarında; en az pürüzlü yüzeylerin glaze grubuna (0,15-0,17  $\mu\text{m}$ ) ait olduğunu, bunu sırasıyla, polisaj (0,18-0,30  $\mu\text{m}$ ) ve işlem yapılmamış grubun (0,35-0,39  $\mu\text{m}$ ) izlediğini ifade etmişlerdir.

Raimondo ve ark.<sup>145</sup> Vita porseleni ile yaptıkları çalışmada reglaze işlemi ve 5 farklı polisaj kitlerinin (Dia-Gloss, Shofu, DiamonDust, Glaze'N Shine, Truluster) etkisini görsel yöntem olan SEM ile karşılaştırmışlardır. SEM incelemelerinde re-glaze işleminin düzgün yüzeylerin elde edilmesinde en üstün yöntem olduğu bildirmişlerdir.

Bu tez çalışmasının SEM sonuçlarından elde edilen topografik görüntüler, kontrol grubunun pürüzlülük yönünden daha başarılı olduğunu göstermektedir. Bu sonuçlar benzer çalışmaların<sup>145, 151-153</sup> sonuçları ile uyumludur. Fakat re-glaze yapılan gruplarda cila kiti uygulanan gruplara göre daha pürüzlü alanlar ve frez izleri gözlenmiştir.

Park ve ark.<sup>154</sup> monolitik zirkonya ve feldspatik seramik örnekler için üç farklı polisaj kitiyle (EVE Diacera, CeraGloss HP, Edenta, Shofu) mekanik parlatma işlemi yapmışlar, çalışmanın sonucunda Shofu polisaj kitinin tüm gruplarda en yüksek ortalama yüzey pürüzlülüğü değerlerini gösterdiğini (Prettau:  $2,12 \pm 0,56 \mu\text{m}$ , Zirmon:  $3,10 \pm 0,84 \mu\text{m}$ , Cerabien:  $2,29 \pm 0,42 \mu\text{m}$ ) ifade etmişlerdir.

Steiner ve ark.<sup>155</sup> beş farklı (Shofu, Komet, Opra-fine, Diatech ve Zenostar) cila seti ile beş farklı seramiğe (IPS Empress Esthetic, IPS e.max Press, Cergo Kiss, Vita PM 9, Imagine PressX) polisaj işlemi uygulamışlar ve hiçbir polisaj setinin glaze kadar etkili olmadığını bildirmişlerdir. Yine bu çalışma da, Opra-fine polisaj kitine ek bir aşama olarak Opra-fine polisaj patı ile parlatma işlemi de eklendiğinde glaze işlemine eşdeğer bir pürüzsüzlük elde edildiğini ifade etmişlerdir.

İncesu ve Yanıkoğlu<sup>156</sup> dört farklı (Shofu, Komet, Opra-fine ve Meisinger) cila seti ile, üç farklı seramiğe (Lava Plus, IPS emax ceram, Vita VM9) polisaj işlemi uygulamışlar ve polisaj sistemleri arasında Opra-fine polisaj setinin, patı ile uygulandığında feldspatik porselenler, düşük ısı porselenleri ve monolitik zirkonya yüzeyinde glaze işlemi kadar etkili olduğunu belirtmişlerdir. SEM görüntüleri

incelendiğinde; bütün seramik sistemlerin mekanik parlatma uygulanan gruplarında, geniş kraterler, çentikler ve yaygın düzensiz alanlar gözlemlenmişler, Optra-fine grubunda ise düzensiz alanların nispeten azaldığını, kenar çıkıntılarının yuvarlaklaştığı bildirmişlerdir.

Bartolo ve ark.<sup>157</sup> tarafından monolitik zirkonya örneklerine 60 saniye mekanik parlatma işlemi (3 farklı polisaj kitini; Intensiv polisaj lastiği, Shofu ve 3M ESPE polisaj kiti) uygulanmış ve zirkonyanın 0,52 µm olarak ölçülen kontrol yüzey pürüzlülüğünün, Intensiv polisaj lastiği grubunda 0,73 µm'ye, Shofu ve 3M ESPE polisaj kiti gruplarında 0,70 µm'ye yükseldiği belirtilmiştir.

Huh ve ark.<sup>158</sup> monolitik zirkonya seramiğine 60 ve 120 saniye süreyle beş farklı polisaj kiti (EVE Diacera, CeraGloss, StarGloss, Meisinger, DFS Diamond Zirconia ve D&Z Zirconia) uygulamış ve uygulama süresiyle yüzey pürüzlülüğü arasındaki ilişkiyi incelemişlerdir. Polisaj süresinin yüzey pürüzlülüğüne etkisini istatistiksel olarak anlamlı bulmamışlardır ( $p>0,001$ ).

Bu çalışmada Meisinger ve Optra-fine kit ve polisaj patı kullanılmış ve her bir örnekte 60 saniye süreyle işlem gerçekleştirilmiştir. Optra-fine cila seti kullanıldıktan sonra Optra-fine polisaj patı da 60 saniye süreyle uygulanmıştır. SEM incelemesinde polisaj yapılan örneklerin yüzeyinde birbirine paralel çizikler ve poröz bir yapı izlenirken, glaze uygulanan kontrol grubu örneklerin daha pürüzsüz olduğu görülmüştür. Optra-fine cila sistemi uygulanan örneklerin yüzeyi, Meisinger cila sistemi uygulanan örneklere göre daha az pürüzlü ve düzgün yüzeyler içerdiği gözlenmiştir.

Yüzey işlemlerinin seramik yapısında oluşturduğu değişiklikler; yüzeyde pürüzlülük, plastik deformasyon, yüzey çatlakları ve rezidüel strestir. Zirkonya esaslı seramiklerde ise yüzeyde bu değişikliklerin oluşmasının yanı sıra faz değişimi de

meydana gelmektedir. Faz değişimi, zirkonya seramikleri diğer altyapı seramiklerinden ayıran önemli bir özelliğidir<sup>159</sup>.

Zirkonya esaslı seramikler ile ilgili yapılan ilk araştırmalar materyalin biyolojik uyumluluğu ve fiziksel özelliğinin zamana bağlı olan değişimi ile ilgilidir. Zirkonya esaslı seramiklerin mekanik özelliklerini inceleyen çalışmalarda materyalin yüksek dayanıklılık ve dönüşüm doğunluğu gibi olumlu mekanik özellikleri de araştırılmıştır<sup>27, 57</sup>. Son yıllarda yapılan çalışmalar ise daha çok yapım ve uyumlama aşamalarında uygulanan işlemlerin mekanik özellikler üzerine olan etkisi ile ilgilidir<sup>5, 8, 9, 160, 161</sup>. Uygulanan aşındırma ve cila işlemleri sonucunda meydana gelebilecek olan küçük çatlaklar ve faz değişimleri zirkonya seramiklerin mekanik özelliklerinde istenmeyen değişikliklere neden olabilmektedir<sup>162</sup>.

Bu tez çalışmasında, iki farklı monolitik zirkonya (Katana ve GC Initial zirkonya disk) materyaline uygulanan yüzey işlemleri sonucu faz değişimi incelenmiştir.

Zirkonya seramik restorasyonlara uygulanan aşındırma ve kumlama sonucu materyalin faz değişimlerini inceleyen çalışmalar olmasına rağmen klinik uyumlama sonrası cila setlerinin materyalin yapısındaki faz değişimine etkisini araştıran makale sayısı sınırlıdır. Yine bu çalışmaların birçoğunda altyapı zirkonya seramik kullanılmış olup monolitik zirkonya seramik ile yapılan çalışmalar az sayıdadır. <sup>132, 161, 163</sup> Yapılan çalışmalarda, zirkonya seramiklerin faz dönüşüm özelliğini etkileyen faktörler arasında kitleyi oluşturan partikül boyutu ve stabilize edici oksitin miktarı gösterilmektedir<sup>5, 57, 164, 165</sup>.

Zirkonya; en sık monoklinik, tetragonal ve kübik fazlarda bulunmakta ve sıcaklık değişimleriyle faz değişirmektedir. Zirkonyayı, oda sıcaklığında tetragonal fazda stabilize etmek amacıyla yapısına az miktarlarda CaO, MgO, CeO<sub>2</sub>, Y<sub>2</sub>O<sub>3</sub> gibi stabilize edici oksitler ilave edilmektedir. Y-TZP, stabilize edici oksitler içerisinde en

çok kullanılan yitrium oksit (Y<sub>2</sub>O<sub>3</sub>), saf zirkonya ağırlığının % 2-3'ü oranında ilavesiyle elde edilmektedir<sup>160</sup>.

Ardlin<sup>160</sup>, Y<sub>2</sub>O<sub>3</sub> ile stabilize edilen seramiklerde transformasyon sertliği mekanizmasının CaO ve MgO ile stabilize edilenlere göre daha aktif olduğunu bildirmiştir. Bu çalışmada kullanılan Katana bloklarda % 4,5-6 oranında, GC Initial disklerde % 4-6 oranında Y<sub>2</sub>O<sub>3</sub> bulunmaktadır.

Zirkonya seramiklere uygulanan kumlama ve aşındırma işlemleri materyalin yüzeyinde streslere neden olarak metastabil faz yapı (tetragonal faz) dönüşüm mekanizmasını tetiklemektedir<sup>166</sup>. Bu işlemler sonucu tetragonal fazın monoklinik faza dönüşümü artmaktadır. Faz dönüşümünün miktarı, uygulanan yüzey işlemlerinin miktarına, kuvvetine ve şiddetine, işlem sırasında oluşan sıcaklığın seviyesine bağlıdır<sup>105, 167</sup>.

Swain ve Hannink<sup>163</sup> aşındırmanın makine veya manuel yapılmasının zirkonya üzerinde etkisinin farklı olacağını savunmuşlar ve makine ile yapılan aşındırmanın lokal sıcaklığı arttırdığı, bu nedenle tetragonal fazın monoklinik faza dönüşüm sıcaklık aralığının aşılmasından dolayı tersine dönüşüm olacağını belirtmişlerdir. Bu çalışmada da aşındırma işlemi, ortalama parmak basıncıyla manuel olarak yapılmıştır.

Yapılan bazı araştırmalarda; zirkonya altyapı materyallerine yapılan aşındırma işleminin monoklinik faz oranını değiştirdiği bildirilmiştir<sup>132, 168</sup>.

Guilardi ve ark.<sup>168</sup>, monolitik zirkonyaya uyguladıkları farklı yüzey işlemlerinden sonra göreceli monoklinik faz değerlerini karşılaştırdıkları çalışmalarında, kontrol grubunda monoklinik faza rastlanmazken, aşındırma işlemi uygulanan grupta monoklinik faz oranını % 13,07 olarak tespit etmişlerdir.

Pereira ve ark.<sup>132</sup>, yaptıkları çalışmada farklı yüzey işlemleri uyguladıkları mononolitik zirkonyanın monoklinik faz oranını değerlendirmişler, yapılan aşındırma işleminin monoklinik faz oranını arttırdığını belirtmişlerdir.

Çağlar ve ark.<sup>169</sup> disk şeklinde Katana monolitik zirkonya bloklardan oluşan örnekleri beş gruba (kontrol grubu-sinterize zirkonya, aşındırma, Meisinger, EVE Diecera ve EVE Diapol polisaj sistemleri) ayırmışlardır. Çalışmada tüm gruplar benzer XRD modelleri sergilemiş olup, elde edilen verilerde oklüzal bir uyarlamayı simüle eden aşındırma ve polisaj işlemlerinin, zirkonya örneklerinde faz dönüşümlerinin meydana gelmesine sebep olmadığı gösterilmiştir.

Huh ve ark.<sup>158</sup> rainbow Trans monolitik zirkonya bloklardan oluşan örnekleri kontrol (sinterize zirkonya) ve beş polisaj sistemine (D&Z, EVE, Cera, Star, Meisinger, DFS) ayırmışlar, her bir polisaj sistemiyle 60 ve 120 saniye polisaj işlemi yapmışlardır. Gruplar arasında anlamlı bir faz değişimi olmadığını bildirmişlerdir ( $p>0,01$ ).

Mohammadi-Bassir ve ark.<sup>121</sup> yitriumla stabilize zirkonya olan Ceramill örneklerinde aşındırma, overglaze ve iki polisaj sistemi (Busch Co Kit, Meisinger LUSTER extraoral) ayrıca standart polisaj sistemini uygulamışlar, XRD ile faz değişimini, SEM ile yüzeyin topografik görüntüsünü incelemişlerdir. Bu çalışmanın sonuçlarında monoklinik faz oranı aşındırma işlemi yapılan grupta (% 26), Busch Co Kit uygulanan grupta (% 24), Meisinger ile cila yapılan grupta (% 23) bulunmuş olup, standart polisaj ve glaze işlemi yapılan gruplarda ise monoklinik fazın anlamlı olmadığını bildirilmişlerdir ( $p>0,05$ ). Aşındırma ve cila işlemlerinin ise monoklinik faz oranını anlamlı bir şekilde değiştirdiğini bildirmişlerdir ( $p<0,05$ ).

Polisaj işleminin faz değişimine etkisini araştıran araştırmacılardan Huh ve ark.<sup>158</sup> ve Al-Haj Husain ve ark.<sup>170</sup> parlatma işlemlerinin, monolitik zirkonyaların faz dönüşümüne neden olmadığını bildirmişlerdir.



Park ve ark.<sup>154</sup>, ise 8 dakika boyunca parlatma prosedürü uygulandığında monolitik faz hacminin % 0,09 oranında yükseldiğini göstermişlerdir.

Garvie ve arkadaşları<sup>122</sup>, ince parlatma işleminin, tetragonal faza müteakip dönüşüm olmaksızın, dönüştürülmüş monoklinik fazın bir kısmını elimine ettiğini ve böylece yüzey stres gerilimlerinin azalttığını belirtmişlerdir.

Bu tez çalışmasında her iki materyale uygulan aşındırma ve cila işlemleri sonucunda; kontrol gruplarındaki göreceli monoklinik faz oranları ile işlemlerden sonra elde edilen göreceli monoklinik faz oranları arasında anlamlı farklılıklar gözlenmiştir. Her iki materyalde de kontrol grubu dışındaki diğer gruplara aşındırma işlemi yapılmıştır. Katana monolitik zirkonya materyalinde; kontrol grubunda ki örneklerin  $X_M$  değeri % 16,44, re-glaze işlemi yapılan örneklerin  $X_M$  değeri % 44,24, Meisinger ile cila yapılan grupların  $X_M$  değeri 14,33 ve Optra-fine ile cila yapılan gruplarda göreceli  $X_M$  değeri % 13,01 bulunmuştur. GC Initial monolitik zirkonya materyalinde kontrol grubunda ki örneklerin  $X_M$  değeri % 15,05, re-glaze işlemi yapılan örneklerin  $X_M$  değeri % 31,99, Meisinger ile cila yapılan grupların  $X_M$  değeri % 9,76 ve Optra-fine ile cila yapılan gruplarda  $X_M$  değeri % 7,94 bulunmuştur ( $p=0,05$ ).

Ayrıca katana materyalinin tüm gruplarında  $X_M$  değerinin, GC Initial Zirkon materyaline oranla daha yüksek olduğu görülmüş, bu iki materyal arasındaki farklılığın her bir materyalin üretim ve sinterizasyon şartlarının farklı olmasından kaynaklandığı düşünülmüştür.

Bu çalışmada da cila setleriyle polisaj yapılan örneklerin monoklinik faz oranınının kontrol grubuna göre daha düşük olduğu tespit edilmiştir, bu sonuç Garvie ve arkadaşlarının<sup>122</sup> sonucuna benzerdir. Aşındırma ve cila gruplarında monoklinik faz miktarının kontrol grubuna göre düşük çıkması; aşındırma sırasında yüzeyde açığa

çıkan sıcaklık artışının, tersine faz dönüşümünü (m-t) uyararak yüzeydeki monoklinik fazın tekrar tetragonale dönmesi ile açıklanabilir.

Kosmac ve arkadaşları<sup>165</sup> sıcaklığın faz değişimi üzerine etkisini değerlendirmişler ve monoklinik fazın 350 °C'ye kadar arttığını bu sıcaklıktan sonra monoklinik faz oranının yavaş yavaş düşmeye başladığını, 900 °C'nin üzerindeki sıcaklıklarda ters dönüşümün (m/t) olduğunu ve bu dönemde monoklinik fazın % 2'den daha az olabileceğini bildirmişlerdir.

Bu çalışmada, katana blokların kontrol grubunda  $X_M$  değeri % 16,44 bulunurken, GC Initial disk bloklarda % 15,05 oranında bulunmuştur. Diğer çalışmaların kontrol gruplarından daha yüksek  $X_M$  değerinin çıkması, sinterleme işleminden sonra örneğin bir yüzeyine sinterleme sıcaklığından daha düşük bir sıcaklıkta glaze işlemi yapılması olduğu düşünülmektedir. Glaze ve re-glaze işlemi yapılırken fırında son sıcaklık 710 °C, kuruma sıcaklığı 403 °C olacak şekilde ayarlanmış ve vakumda 450 °C'de bekletilmiştir. Dolayısıyla Kosmac ve arkadaşlarının<sup>165</sup> da bildirdiği gibi sinterleme sıcaklığından daha düşük olan bu değerlerin stabil olan tetragonal fazdan monoklinik faza dönüşümü tetiklediği düşünülmektedir.

Monolitik zirkonya seramiklere uygulanacak işlemlerin, yapıyı güçlendiren en önemli mekanizma olan faz dönüşümünü etkileyebileceği ihtimali her zaman mevcuttur. Bundan dolayı klinik uyumlamalar esnasında yapılacak aşındırma ve cila işlemlerinin daha hassas, fırınlama işleminin ise en az sayıda uygulanması ile faz dönüşümü yapıyı güçlendirecek şekilde optimize edilebilir.

Teknolojinin ilerlemesiyle birlikte yeni monolitik zirkonya materyaller geliştirilmekte ve piyasaya sunulmaktadır. Klinik kullanımı da her geçen gün arttığından dolayı aşındırılması ve polisajlanması için klinik protokollerin daha fazla optimize edilmesi gerekmektedir<sup>87, 171</sup>. Laboratuvar çalışmalarının sonucuna bakılırsa

monolitik zirkonyada yapılan frezeleme ve aşındırma işlemi materyalin yüzeyinde mikro çatlaklar meydana getirmekte olup fırınlama esnasında materyalin içerisine ilerleyebilir<sup>172</sup>. Dolayısıyla monolitik zirkonya materyallerinin cilalanması ve polisajı her geçen gün biraz daha önem kazanmaktadır.

Bu çalışmada sadece iki monolitik zirkonya sistemi ve iki polisaj setinin kullanılması çalışmanın sınırlamalarından biridir. Farklı kimyasal içerikli monolitik zirkonya sistemlerinin kullanılması diğer çalışmalarla bu tez çalışmasının sonuçları arasındaki farkın sebebi olabilir. Monolitik zirkonya örneklerin disk şeklinde ve cila işleminin kolayca yapılabileceği düzgün alanlar olması çalışmanın diğer bir sınırlamasıdır. Cila aksesuarlarının zor ulaşacağı pit, fissür ve anatomik alanları olan kuron formu taşıyan restorasyonlarda farklı sonuçların elde edileceği düşünülmektedir. Çalışmanın manuel olarak laboratuvar ortamında yapılması diğer bir sınırlamadır ki bunun için *in vivo* çalışmalar ile bu çalışmaların desteklenmesi gerekmektedir.

## 6. SONUÇ VE ÖNERİLER

Farklı yüzey cila işlemlerinin monolitik zirkonya seramiklerin yüzey pürüzlülükleri ve faz dönüşümleri üzerine etkisinin incelendiği bu çalışmanın sınırları dahilinde aşağıdaki sonuçlar elde edilmiştir:

1. SEM görüntüleri doğrultusunda Monolitik zirkonya materyallerin yüzey pürüzlülüğü üzerinde parlatma işlemlerinin etkili olduğu tespit edilmiştir.
2. Her gruptan alınan SEM görüntüleri incelendiğinde; iki monolitik zirkonya örneklerin işlem yapılan gruplarında, frez izlerinden kaynaklı çiziklerin, çentiklerin ve yaygın düzensiz alanların varlığı gözlenmiş, pürüzlülüğü en az olan grubun GC Initial materyelinde Optra-fine uygulanan grup olduğu görülmüştür.
3. İki polisaj sistemi arasında Optrafine polisaj setinin, Meisinger polisaj setine göre daha başarılı olduğu ve Optrafine polisaj setinin patı ile birlikte talimatlara uygun kullanıldığında monolitik zirkonya yüzeyinde glaze işlemi kadar etkili olduğu görülmüştür.
4. Katana monolitik zirkonya materyelinde, göreceli monoklinik faz oranı ( $X_M$ ) en yüksek re-glaze grubunda (% 44,24), en düşük ise optra-fine grubunda (% 13,01) elde edilmiştir.
5. GC Initial monolitik zirkonya materyelinde, göreceli monoklinik faz oranı ( $X_M$ ) en yüksek re-glaze grubunda (% 31,99), en düşük ise optra-fine grubunda (% 7,94) gözlenmiştir. Her iki materyalde de re-glaze işlemi yapılan gruplarda  $X_M$  değeri, kontrol grubuna göre belirgin bir oranda artış gösterirken, meisinger ve optra-fine cila kitleri uygulanan gruplarda  $X_m$  değerinin azaldığı saptanmıştır.

6. XRD analizleri değerlendirildiğinde; uygulanan cila işlemleri sonrasında monolitik zirkonya seramiğinin göreceli monoklinik faz oranının istatistiksel olarak anlamlı bir şekilde azaldığı, buna karşın re-glaze işleminin diğer gruplara göre monoklinik faz oranını istatistiksel olarak anlamlı bir şekilde artırdığı görülmüştür ( $p < 0,05$ ). Uygulanan her işlemin yapıdaki monoklinik faz oranını değiştirebileceği gözlenmiştir.

Klinik açıdan başarılı bir restorasyon için, uygun yapılmış okluzal uyumlamalar sonucunda seramik yüzeyinde ve mikroyapısında bozulmalar olabilir. Glaze işlemi kadar etkili yüzey düzgünlüğü sağlamak için, zamandan ve maliyetten tasarruf sağlayan ve güvenilir sonuçlar veren materyale uygun cila kitlerinin seçilmesi kritik önem taşıyabilir.

## KAYNAKÇA

1. Mehulic M, Mehulic K, Kos P, Komar D, Katunaric M. Expression of contact allergy in undergoing prosthodontic therapy patients with oral diseases. *Minerva Stomatol.* May 2005;54(5):303-309.
2. Wohlwend A, Strub JR, Scharer P. Metal ceramic and all-porcelain restorations: current considerations. *Int J Prosthodont.* Jan-Feb 1989;2(1):13-26.
3. White SN, Caputo AA, Vidjak FM, Seghi RR. Moduli of rupture of layered dental ceramics. *Dent Mater.* Jan 1994;10(1):52-58.
4. Ozturk AN, Usumez A. Influence of different light sources on microtensile bond strength and gap formation of resin cement under porcelain inlay restorations. *J Oral Rehabil.* Sep 2004;31(9):905-910.
5. Luthardt RG, Holzhuter MS, Rudolph H, Herold V, Walter MH. CAD/CAM-machining effects on Y-TZP zirconia. *Dent Mater.* Sep 2004;20(7):655-662.
6. Sailer I, Gottnerb J, Kanelb S, Hammerle CH. Randomized controlled clinical trial of zirconia-ceramic and metal-ceramic posterior fixed dental prostheses: a 3-year follow-up. *Int J Prosthodont.* Nov-Dec 2009;22(6):553-560.
7. Mormann WH, Bindl A. The new creativity in ceramic restorations: dental CAD-CIM. *Quintessence Int.* Dec 1996;27(12):821-828.
8. Kosmac T, Oblak C, Jevnikar P, Funduk N, Marion L. The effect of surface grinding and sandblasting on flexural strength and reliability of Y-TZP zirconia ceramic. *Dent Mater.* Nov 1999;15(6):426-433.
9. Guazzato M, Albakry M, Quach L, Swain MV. Influence of surface and heat treatments on the flexural strength of a glass-infiltrated alumina/zirconia-reinforced dental ceramic. *Dent Mater.* May 2005;21(5):454-463.

10. Juy A, Anglada M. Surface phase transformation during grinding of Y-TZP. *J Am Ceram Soc. Feb 2007;90:2618-2621.*
11. Albakry M, Guazzato M, Swain MV. Effect of sandblasting, grinding, polishing and glazing on the flexural strength of two pressable all-ceramic dental materials. *J Dent. Feb 2004;32(2):91-99.*
12. Denry IL, Holloway JA. Microstructural and crystallographic surface changes after grinding zirconia-based dental ceramics. *J Biomed Mater Res B Appl Biomater. Feb 2006;76(2):440-448.*
13. Uludag B, Usumez A, Sahin V, Eser K, Ercoban E. The effect of ceramic thickness and number of firings on the color of ceramic systems: an in vitro study. *J Prosthet Dent. Jan 2007;97(1):25-31.*
14. Anusavice KJ. *Science of Dental Materials*(11. Ed) Saunders, USA. 2003.
15. Kelly JR, Nishimura I, Campbell SD. Ceramics in dentistry: historical roots and current perspectives. *J Prosthet Dent. Jan 1996;75(1):18-32.*
16. Jones DW. Development of dental ceramics. An historical perspective. *Dent Clin North Am. Oct 1985;29(4):621-644.*
17. Compendium VDJ. All-ceramic restorations: Classification and clinical evaluations. *Compendium. 1999; 20 (12).*
18. Akın E. Diş Hekimliğinde Porselen(3. Baskı ). *İ Ü Basımevi, İstanbul. 1999;1-26.*
19. McLean JW. Evolution of dental ceramics in the twentieth century. *J Prosthet Dent. Jan 2001;85(1):61-66.*
20. Tylman SD. *Theory and Practice of Crown and Fixed Partial Prosthodontics. 1970;(6th Ed.)(CV MosbyCo, Saint Louis).*
21. Hondrum SO. A review of the strength properties of dental ceramics. *J Prosthet Dent. Jun 1992;67(6):859-865.*

22. O'Brien WJ. Dental Materials and their Selection. *Chicago, Quintessence Int.* 2002;3rd ed.
23. Conrad HJ, Seong WJ, Pesun IJ. Current ceramic materials and systems with clinical recommendations: a systematic review. *J Prosthet Dent.* Nov 2007;98(5):389-404.
24. Rosenstiel SF LM, Fujimoto J. Contemporary Fixed Prosthodontics. 2001;3rd ed. St. Louis, Mosby, Inc.
25. Hooshmand T, Parvizi S, Keshvad A. Effect of surface acid etching on the biaxial flexural strength of two hot-pressed glass ceramics. *J Prosthodont.* Jul 2008;17(5):415-419.
26. Marquardt P, Strub JR. Survival rates of IPS empress 2 all-ceramic crowns and fixed partial dentures: results of a 5-year prospective clinical study. *Quintessence Int.* Apr 2006;37(4):253-259.
27. Albakry M, Guazzato M, Swain MV. Biaxial flexural strength, elastic moduli, and x-ray diffraction characterization of three pressable all-ceramic materials. *J Prosthet Dent.* Apr 2003;89(4):374-380.
28. Marchack BW, Sato S, Marchack CB, White SN. Complete and partial contour zirconia designs for crowns and fixed dental prostheses: a clinical report. *J Prosthet Dent.* Sep 2011;106(3):145-152.
29. Mosby SL. The glossary of prosthodontic term. (8.ed) 2005;pp 22.
30. Mc Lean JW. The Science and Art of Dental Ceramics. Volum I. Quint Pub, Chicago. 1997: 1-13.
31. Yamamoto M. Metal-Ceramics: Principles and methods of Makoto Yamamoto. *Chicago, Quintessence Publishing Co, Inc, Illinois.* 1985; s.171-173, 276.



32. Yavuzylmaz H, Bavbek B, Kurt E. Tam porselen sistemleri. *Istanbul GÜ Dişhek Fak Derg.* 2005;22(21): 41-48.
33. Callister WD. Materials Science and Engineering, 4th ed. *New York, John Willey & Sons.* 1997; s.372-433.
34. Zaimoğlu A, Can G. Sabit protezler. *Ankara Üniversitesi Dişhekimliği Fakültesi Yayınları, Ankara* 2004.
35. Zaimoğlu A, Can G, Ersoy E, Aksu L. Diş Hekimliğinde Maddeler Bilgisi. *Ankara Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Yayınları, Ankara.* 1993.
36. Anusavice K. Phillips' Science of Dental Materials. *WB Saunders Company, Philadelphia.* 1996; Tenth ed.
37. Craig RG, Wand M. Restorative Dental Materials. *10 th Ed, Mosby, St Louis.* 1997.
38. Jonston JF, Phillips RW, Dykema RW. Modern Practice in Crown and Bridge Prosthodontics. 4 th Ed. *WB Saunders Company, Philadelphia.* 1986.
39. Naylor WP. Introduction to Metal Ceramic Technology. *Chicago, Quintessence Publishing Co, Inc* 1992; 9-15.
40. Shillingburg HT, Hobo S, Whitsett LD, Jacobi R, Brackett SE. Fundamentals of Fixed Prosthodontics. 3th edition, London, U.K: Quintessence Publishing Co. Inc:1997: 400-405, 433-452.
41. Atay A. Seramik Teknolojisi. *Marmara Üniversitesi Yayınları, İstanbul* 1983.
42. Yavuztlmaz H. Metal Destekli Estetik Kuronlar. *Ankara, Gazi Üniversitesi İletişim Fakültesi Basımevi* 1996; 49-52, 192-196.
43. Mc Lean JW. The Science and Art of Dental Ceramics. Volume II: Bridge Design and Laboratory Procedures in Dental Ceramics. *Chicago, Quintessence Pub* 1979: 25,28,31-37,189,241.

44. Touati B, Miana P, Nathanson D. *Martin Dunitz Ltd Esthetic Dentistry and Ceramic Restorations*: 1999; 25-28.
45. Craig RG, Powers JM. *Restorative Properties in Restorative Dental Materials*. New York: Mosby Publication 2002; 551-592.
46. Beşir Y. Beş Farklı Yöntemle Hazırlanan Zirkonyum Alt Yapılı Kuronların Marjinal Uyum ve Kırılma Dirençlerinin İn Vitro Olarak Değerlendirilmesi. *J Dent Fac Atatürk Uni*. 2009; 9.
47. Mehl A, Hickel R. Current state of development and perspectives of machine-based production methods for dental restorations. *Int J Comput Dent*. Jan 1999;2(1):9-35.
48. Rosenblum MA, Schulman A. A review of all-ceramic restorations. *J Am Dent Assoc*. Mar 1997;128(3):297-307.
49. Castellani D, Baccetti T, Giovannoni A, Bernardini UD. Resistance to fracture of metal ceramic and all-ceramic crowns. *Int J Prosthodont*. Mar-Apr 1994;7(2):149-154.
50. Toksavul S, Artunc C, Ulusoy M, Toman M. Tüm seramik kuronlar. *Bornova-İzmir, Meta Basım*. 2002; 3,4,7,8.
51. Peumans M, De Munck J, Fieuws S, Lambrechts P, Vanherle G, Van Meerbeek B. A prospective ten-year clinical trial of porcelain veneers. *J Adhes Dent*. Spring 2004;6(1): 65-76.
52. Peumans M, Van Meerbeek B, Lambrechts P, Vanherle G. Porcelain veneers: a review of the literature. *J Dent*. Mar 2000;28(3): 163-177.
53. Kelly JR. Dental ceramics: current thinking and trends. *Dent Clin North Am*. Apr 2004;48(2): 513-530.

54. Coşkun A. Metal Desteksiz Porselen Sistemleri. *Cukurova Ü Dişhek Fak Derg* 2002; 5(2): 97-102.
55. Donovan TE. Factors essential for successful all-ceramic restorations. *J Am Dent Assoc.* Sep 2008;139 Suppl: 14-18.
56. Pjetursson BE, Sailer I, Zwahlen M, Hammerle CH. 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. *Clin Oral Implants Res.* Jun 2007;18 Suppl 3: 73-85.
57. Piconi C, Maccauro G. Zirconia as a ceramic biomaterial. *Biomaterials.* Jan 1999;20(1):1-25.
58. Hisbergues M, Vendeville S, Vendeville P. Zirconia: Established facts and perspectives for a biomaterial in dental implantology. *J Biomed Mater Res B Appl Biomater.* Feb 2009;88(2):519-529.
59. Piconi C, Burger W, Richter HG, et al. Y-TZP ceramics for artificial joint replacements. *Biomaterials.* Aug 1998;19(16):1489-1494.
60. Uludamar A, Kulak Özkan Y. Zirkonya Esaslı Tam Seramik Restorasyonlar. *J Dent Fac Atatürk Uni.* 2012: 32-41.
61. Covacci V, Bruzzese N, Maccauro G. In vitro evaluation of the mutagenic and carcinogenic power of high purity zirconia ceramic. *Biomaterials.* Feb 1999;20(4):371-376.
62. Josset Y, Oum'Hamed Z, Zarrinpour A, Lorenzato M, Adnet JJ, Laurent-Maquin D. In vitro reactions of human osteoblasts in culture with zirconia and alumina ceramics. *J Biomed Mater Res.* Dec 15 1999;47(4):481-493.

63. Rimondini L, Cerroni L, Carrassi A, Torricelli P. Bacterial colonization of zirconia ceramic surfaces: an in vitro and in vivo study. *Int J Oral Maxillofac Implants*. Nov-Dec 2002;17(6): 793-798.
64. Mormann W, Brandestini M, Ferru A, Lutz F, Krejci I. [Marginal adaptation of adhesive porcelain inlays in vitro]. *Schweiz Monatsschr Zahnmed (1984)*. Dec 1985;95(12):1118-1129.
65. Beşir K, Bayındır F. Güncel Dental Bilgisayar Destekli Tasarım/Bilgisayar Destekli Üretim Sistemleri. *Atatürk Üniv Diş Hek Fak Derg*. 2015;11: 129-136.
66. Heymann HO, Bayne SC, Sturdevant JR, Wilder AD, Roberson TM. The clinical performance of CAD-CAM-generated ceramic inlays: a four-year study. *J Am Dent Assoc*. Aug 1996;127(8):1171-1181.
67. Giray Z, Kazazoğlu E. Zirkonyumun yapısı ve zirkonya alt yapıların üretim teknikleri. 2007;(3): 34-38.
68. Tinschert J, Schulze KA, Natt G, Latzke P, Heussen N, Spiekermann H. Clinical behavior of zirconia-based fixed partial dentures made of DC-Zirkon: 3-year results. *Int J Prosthodont*. May-Jun 2008;21(3):217-222.
69. Besimo CE, Spielmann HP, Rohner HP. Computer-assisted generation of all-ceramic crowns and fixed partial dentures. *Int J Comput Dent*. Oct 2001;4(4):243-262.
70. Giordano RA. 2nd. CAD/CAM: overview of machines and materials. *J Mass Dent Soc*. 2002;51: 12-15.
71. Sorensen JA. The Lava All-Ceramic System: CAD/CAM Zirconia Prosthodontics for the 21st Century. *Syn Dent*. 2003;2: 1-12.

72. Reich S, Wichmann M, Nkenke E, Proeschel P. Clinical fit of all-ceramic three-unit fixed partial dentures, generated with three different CAD/CAM systems. *Eur J Oral Sci.* Apr 2005;113(2):174-179.
73. Abt E. Computer-aided design/ computer-aided manufacturing crown survival rates. *Evid Based Dent.* 2010;11(1):25-26.
74. Ghazy MH MM, Aboushelib MN. Influence of fabrication techniques and artificial aging on the fracture resistance of different cantilever zirconia fixed dental prostheses. *J of Adhesive Dent.* 2011;10: 56-63.
75. Zhang Y, Lin J, Srikanth R, Lawn BR. Edge chipping and flexural resistance of monolithic ceramics. *Dent Mater.* 2013;29: 1201-1208.
76. Berthelsen CL, Stilley KR. Automated personal health inventory for dentistry: a pilot study. *J Am Dent Assoc.* Jan 2000;131(1):59-66.
77. Marchack BW, Marchack CB, White SN. Complete and partial contour zirconia designs for crowns and fixed dental prostheses: a clinical report. *J Prosthet Dent.* 2011;106: 145-152.
78. Triwatana P, Nagaviroj N, Tulapornchai C. Clinical performance and failures of zirconia-based fixed partial dentures: a review literature. *J Adv Prosthodont.* 2012;4: 76-83.
79. Batson ER, Cooper LF, Duqum I, Mendonca G. Clinical outcomes of three different crown systems with CAD/CAM technology. *J Prosthet Dent.* Oct 2014;112(4):770-777.
80. <http://www.zirkonzahn.com/us/prettau-zirconia>. ZPA. 10.10.2014.
81. Guazzato M, Albakry M, Ringer SP, Swain MV. Strength, fracture toughness and microstructure of a selection of all-ceramic materials. Part II. Zirconia-based dental ceramics. *Dent Mater.* Jun 2004;20(5):449-456.

82. Denry IL, Holloway JA. Effect of crystallization heat treatment on the microstructure and biaxial strength of fluorrichterite glass-ceramics. *J Biomed Mater Res B Appl Biomater*. Feb 2007;80(2):454-459.
83. Juy A. Surface phase transformation during grinding of Y-TZP. *J Am Ceram Soc*. 2007;90: 2618-2621.
84. Luthardt RG, Holzhter M, Sandkuhl O, et al. Reliability and properties of ground Y-TZP-zirconia ceramics. *J Dent Res*. Jul 2002;81(7):487-491.
85. Akisli I, Ozcan M, Nergiz I. Effect of surface conditioning techniques on the resistance of resin composite core materials on titanium posts. *Quintessence Int*. Nov-Dec 2003;34(10):766-771.
86. Blatz MB, Sadan A, Kern M. Resin-ceramic bonding: a review of the literature. *J Prosthet Dent*. Mar 2003;89(3):268-274.
87. Curtis AR, Wright AJ, Fleming GJ. The influence of surface modification techniques on the performance of a Y-TZP dental ceramic. *J Dent*. Mar 2006;34(3):195-206.
88. Hummel M, Kern M. Durability of the resin bond strength to the alumina ceramic Procera. *Dent Mater*. Jun 2004;20(5):498-508.
89. Kern M, Wegner SM. Bonding to zirconia ceramic: adhesion methods and their durability. *Dent Mater*. Jan 1998;14(1):64-71.
90. Miserendio LJ. Lasers in Dentistry. *Chicago: Quintessence Publishing Co Inc*. 1995: 31-54
91. Kurklu D. Zirkonyum alt yapılı porselen restorasyonların tamirinde kullanılan kompozitin bağlantı direnci üzerine yüzey işlemlerinin etkisinin incelenmesi. *Sağlık Bilimleri Enstitüsü / Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı Doktora tezi Erzurum*. 2011.

92. Duran E. Co2 ve Nd: YAG lazer uygulamalarının kök kanal dolgu maddelerinin dentin bağlantısına etkisinin incelenmesi. *Sağlık Bilimleri Enstitüsü / Endodonti Anabilim Dalı Doktora tezi Samsun Ondokuz Mayıs Üni.* 2014.
93. Dederich DN, Bushick RD, Affairs ADA, Division S. Journal of the American Dental A. Lasers in dentistry: separating science from hype. *J Am Dent Assoc.* Feb 2004;135(2):204-212: quiz 229.
94. Bader C, Krejci I. Indications and limitations of Er:YAG laser applications in dentistry. *Am J Dent.* Jun 2006;19(3):178-186.
95. Dunn WJ, Davis JT, Bush AC. Shear bond strength and SEM evaluation of composite bonded to Er:YAG laser-prepared dentin and enamel. *Dent Mater.* Jul 2005;21(7):616-624.
96. Frentzen M KH. Lasers in dentistry: new possibilities with advancing laser technology? *Int Dent J.* 1990; 40: 323-332.
97. Yap AU, Yap SH, Teo CK, Ng JJ. Comparison of surface finish of new aesthetic restorative materials. *Oper Dent.* Jan-Feb 2004;29(1):100-104.
98. Willems G, Lambrechts P, Braem M, Vuylsteke-Wauters M, Vanherle G. The surface roughness of enamel-to-enamel contact areas compared with the intrinsic roughness of dental resin composites. *J Dent Res.* Sep 1991;70(9):1299-1305.
99. J. F. Materials in-dentistry principles and applications, Lippincott Williams and Wilkins, London. 2001.
100. Jefferies SR. The art and science of abrasive finishing and polishing in restorative dentistry. *Dent Clin North Am.* Oct 1998;42(4):613-627.
101. Jung M. Finishing and polishing of a hybrid composite and a heat-pressed glass ceramic. *Oper Dent.* Mar-Apr 2002;27(2):175-183.

102. Schmidlin PR, Gohring TN. Finishing tooth-colored restorations in vitro: an index of surface alteration and finish-line destruction. *Oper Dent.* Jan-Feb 2004;29(1):80-86.
103. Craig R, Wataha J. Properties and Manipulation. *Dental Materials.* 2004;Eighth ed, Mosby, China.
104. Yavuzyilmaz H, Kedici P, Kansu G. Protetik Dis Tedavisi Terimleri Sözlüğü. *Ankara: Özyurt Matbaacılık Ltd.* 2003.
105. Guazzato M, Quach L, Albakry M, Swain MV. Influence of surface and heat treatments on the flexural strength of Y-TZP dental ceramic. *J Dent.* Jan 2005;33(1):9-18.
106. Kawai K, Urano M, Ebisu S. Effect of surface roughness of porcelain on adhesion of bacteria and their synthesizing glucans. *J Prosthet Dent.* Jun 2000;83(6):664-667.
107. Patterson CJ, McLundie AC, Stirrups DR, Taylor WG. Refinishing of porcelain by using a refinishing kit. *J Prosthet Dent.* Mar 1991;65(3):383-388.
108. Scurria MS, Powers JM. Surface roughness of two polished ceramic materials. *J Prosthet Dent.* Feb 1994;71(2):174-177.
109. Zaimoğlu A, Can G, Ersoy A, Aksu L. Diş Hekimliğinde Maddeler Bilgisi. *AÜ Basımevi, Ankara.* 1993.
110. Naylor W. Introduction to Metal Ceramic Technology. *Quintessence Publishing Co, Inc, Illinois* 1992; s.9-10.
111. Derand P, Derand T. Bond strength of luting cements to zirconium oxide ceramics. *Int J Prosthodont.* Mar-Apr 2000;13(2):131-135.
112. Kakaboura A, Fragouli M, Rahiotis C, Silikas N. Evaluation of surface characteristics of dental composites using profilometry, scanning electron, atomic



- force microscopy and gloss-meter. *J Mater Sci Mater Med.* Jan 2007;18(1):155-163.
113. Whitehead SA, Shearer AC, Watts DC, Wilson NH. Comparison of methods for measuring surface roughness of ceramic. *J Oral Rehabil.* Jun 1995;22(6):421-427.
114. Gadelmawla ES, Maksoud TMA, Elewa IM, Soliman HH. Roughness Parameters. *Journal of Materials Processing Technology.* 2002; 133-145.
115. Demirel F, Yuksel G, Muhtarogullari M, Cekic C. Effect of topical fluorides and citric acid on heat-pressed all-ceramic material. *Int J Periodontics Restorative Dent.* Jun 2005;25(3): 277-281.
116. Tholt de Vasconcellos B, Miranda-Junior WG, Prioli R, Thompson J, Oda M. Surface roughness in ceramics with different finishing techniques using atomic force microscope and profilometer. *Oper Dent.* Jul-Aug 2006;31(4):442-449.
117. Samuel R, Farris TN, Licht RH. Effect of residual stresses on the fracture of ground ceramics. *J Am Ceram Soc.* 1989; 1960-1966.
118. Pittayachawan P. Comparative study of physical properties of zirconia based dental ceramics. *Eastman Dental Institute Division of Biomaterials and Tissue Engineering University College, London.* 2008.
119. Deville S, Gremillard L, Chevalier J, Fantozzi G. A critical comparison of methods for the determination of the aging sensitivity in biomedical grade yttria-stabilized zirconia. *J Biomed Mater Res B Appl Biomater.* Feb 2005;72(2):239-245.
120. Woolfson MM. An introduction to X-Ray crystallography. *2nd edition Cambridge University Press; New York.* 1997; 78-109.
121. Mohammadi-Bassir M, Babasafari M, Rezvani MB, Jamshidian M. Effect of coarse grinding, overglazing, and 2 polishing systems on the flexural strength,

- surface roughness, and phase transformation of yttrium-stabilized tetragonal zirconia. *J Prosthet Dent.* Nov 2017;118(5):658-665.
122. Garvie NP. Phase analysis in zirconia systems. *J Am Ceram Soc* 1972;55: 303–305.
123. Papanagiotou HP, Morgano SM, Giordano RA, Pober R. In vitro evaluation of low-temperature aging effects and finishing procedures on the flexural strength and structural stability of Y-TZP dental ceramics. *J Prosthet Dent.* Sep 2006;96(3):154-164.
124. Al-Wahadni A. An in vitro investigation into the surface roughness of 2 glazed, unglazed, and refinished ceramic materials. *Quintessence Int.* Apr 2006;37(4):311-317.
125. Fuzzi M, Zaccheroni Z, Vallania G. Scanning electron microscopy and profilometer evaluation of glazed and polished dental porcelain. *Int J of Prosthet.* Sep-Oct 1996;9(5):452-458.
126. Sarac D, Sarac YS, Yuzbasioglu E, Bal S. The effects of porcelain polishing systems on the color and surface texture of feldspathic porcelain. *J Prosthet Dent.* Aug 2006;96(2): 122-128.
127. Sasahara RM, Ribeiro Fda C, Cesar PF, Yoshimura HN. Influence of the finishing technique on surface roughness of dental porcelains with different microstructures. *Oper Dent.* Sep-Oct 2006;31(5):577-583.
128. Brewer JD, Garlapo DA, Chipps EA, Tedesco LA. Clinical discrimination between autoglazed and polished porcelain surfaces. *J Prosthet Dent.* Dec 1990;64(6):631-634.
129. Seghi RR, Daher T, Caputo A. Relative flexural strength of dental restorative ceramics. *Dent Mater.* Jul 1990;6(3):181-184.

130. Holloway JA, Denry IL, Rosenstiel SF. Surface layer characterization after dual ion exchange of a leucite-reinforced dental porcelain. *Int J Prosthodont.* Mar-Apr 1997;10(2):136-141.
131. Williamson RT, Kovarik RE, Mitchell RJ. Effects of grinding, polishing, and overglazing on the flexure strength of a high-leucite feldspathic porcelain. *Int J Prosthodont.* Feb 1996;9(1):30-37.
132. Pereira GK, Silvestri T, Camargo R, et al. Mechanical behavior of a Y-TZP ceramic for monolithic restorations: effect of grinding and low-temperature aging. *Mater Sci Eng C Mater Biol Appl.* Jun 2016;63:70-77.
133. Liao TW, Li K, Breder K. Flexural strength of ceramics ground under widely different conditions. *Journal of Materials Processing Technology.* 1997;70: 198-206.
134. Siegel SC. Assessing the cutting efficiency of dental diamond burs. *J Am Dent Assoc.* 1996;127(6): 763-72.
135. Aksoy G, Polat H, Polat M, Coskun G. Effect of various treatment and glazing (coating) techniques on the roughness and wettability of ceramic dental restorative surfaces. *Colloids Surf B Biointerfaces.* Dec 2006;53(2):254-259.
136. Cury-Saramago Ade A, Coimbra PR, Izquierdo Ade M, Elias CN, Ruellas AC, Sant'Anna EF. Ceramic surface polishing techniques after removal of orthodontic adhesive. *Angle Orthod.* Jul 2009;79(4):790-795.
137. Goldstein GR, Barnhard BR, Penugonda B. Profilometer, SEM, and visual assessment of porcelain polishing methods. *J Prosthet Dent.* May 1991;65(5):627-634.

138. Janus J, Fauxpoint G, Arntz Y, Pelletier H, Etienne O. Surface roughness and morphology of three nanocomposites after two different polishing treatments by a multitechnique approach. *Dent Mater.* May 2010;26(5):416-425.
139. Sarikaya I, Guler AU. Effects of different polishing techniques on the surface roughness of dental porcelains. *J Appl Oral Sci.* Jan-Feb 2010;18(1):10-16.
140. Flury S, Lussi A, Zimmerli B. Performance of Different Polishing Techniques for Direct CAD/CAM Ceramic Restorations. *Oper Dent.* Jul-Aug 2010;35(4):470-481.
141. Wilder AD, Swift EJ, May KN, Thompson JY, McDougal RA. Effect of finishing technique on the microleakage and surface texture of resin-modified glass ionomer restorative materials. *J Dent.* Jul 2000;28(5):367-373.
142. Wright MD, Masri R, Driscoll CF, Romberg E, Thompson GA, Runyan DA. Comparison of three systems for the polishing of an ultra-low fusing dental porcelain. *J Prosthet Dent.* Nov 2004;92(5):486-490.
143. Atay A, Karayazgan B, Ozkan Y, Akyil MS. Effect of colored beverages on the color stability of feldspathic porcelain subjected to various surface treatments. *Quintessence Int.* Jul-Aug 2009;40(7): 41-48.
144. Jagger DC, Harrison A. An in vitro investigation into the wear effects of unglazed, glazed, and polished porcelain on human enamel. *J Prosthet Dent.* Sep 1994;72(3):320-323.
145. Raimondo RL, Richardson JT, Wiedner B. Polished versus autoglazed dental porcelain. *J Prosthet Dent.* Nov 1990;64(5):553-557.
146. Campbell SD, Kelly JR. Influence of surface preparation on the strength and surface microstructure of a cast dental ceramic. *Int J Prosthodont.* Sep-Oct 1989;2(5):459-466.

147. Chu FC, Frankel N, Smales RJ. Surface roughness and flexural strength of self-glazed, polished, and reglazed In-Ceram/Vitadur Alpha porcelain laminates. *Int J Prosthodont*. Jan-Feb 2000;13(1):66-71.
148. Patterson CJW, McLundie AC, Stirrups DR, Taylor WG. Efficacy of a Porcelain Refinishing System in Restoring Surface Finish after Grinding with Fine and Extra-Fine Diamond Burs. *Journal of Prosthetic Dentistry*. Sep 1992;68(3):402-406.
149. al-Wahadni A, Martin DM. Glazing and finishing dental porcelain: a literature review. *J Can Dent Assoc*. Sep 1998;64(8):580-583.
150. Al-Wahadni AM, Martin DM. An in vitro investigation into the wear effects of glazed, unglazed and refinished dental porcelain on an opposing material. *J Oral Rehabil*. Jun 1999;26(6):538-546.
151. Janyavula S, Lawson N, Cakir D, Beck P, Ramp LC, Burgess JO. The wear of polished and glazed zirconia against enamel. *J Prosthet Dent*. Jan 2013;109(1):22-29.
152. Patterson CJ, McLundie AC, Stirrups DR, Taylor WG. Efficacy of a porcelain refinishing system in restoring surface finish after grinding with fine and extra-fine diamond burs. *J Prosthet Dent*. Sep 1992;68(3):402-406.
153. Kim HK, Kim SH, Lee JB, Ha SR. Effects of surface treatments on the translucency, opalescence, and surface texture of dental monolithic zirconia ceramics. *J Prosthet Dent*. Jun 2016;115(6):773-779.
154. Park C, Vang MS, Park SW, Lim HP. Effect of various polishing systems on the surface roughness and phase transformation of zirconia and the durability of the polishing systems. *J Prosthet Dent*. Mar 2017;117(3):430-437.

155. Steiner R, Beier US, Heiss-Kisielewsky I, Engelmeier R, Dumfahrt H, Dhima M. Adjusting dental ceramics: An in vitro evaluation of the ability of various ceramic polishing kits to mimic glazed dental ceramic surface. *J Prosthet Dent.* Jun 2015;113(6):616-622.
156. Incesu E. Farklı Yüzey Parlatma Sistemlerinin Çeşitli Yapılardaki Dental Seramiklerin Yüzey Sertliği ve Pürüzlülüğüne Etkisinin Değişik Metotlarla Değerlendirilmesi. *Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı Uzmanlık Tezi.* 2018.
157. Bartolo D, Cassar G, Al-Haj Husain N, Ozcan M, Camilleri J. Effect of polishing procedures and hydrothermal aging on wear characteristics and phase transformation of zirconium dioxide. *J Prosthet Dent.* Apr 2017;117(4):545-551.
158. Huh YH, Park CJ, Cho LR. Evaluation of various polishing systems and the phase transformation of monolithic zirconia. *J Prosthet Dent.* Sep 2016;116(3):440-449.
159. Yin L, Jahanmir S, Ives LK. Abrasive machining of porcelain and zirconia with a dental handpiece *Wear.* 2003;255(9-10) 975-89
160. Ardlin BI. Transformation-toughened zirconia for dental inlays, crowns and bridges: chemical stability and effect of low-temperature aging on flexural strength and surface structure. *Dent Mater.* Dec 2002;18(8):590-595.
161. Fischer H, Weber M, Marx R. Lifetime prediction of all-ceramic bridges by computational methods. *J Dent Res.* Mar 2003;82(3):238-242.
162. Sundh A, Molin M, Sjogren G. Fracture resistance of yttrium oxide partially-stabilized zirconia all-ceramic bridges after veneering and mechanical fatigue testing. *Dent Mater.* May 2005;21(5):476-482.
163. Swain MV HR. Metastability of the Martensitic-Transformation in a 12 Mol-Percent Ceria Zirconia Alloy 2. Grinding Studies. *Journal of the American Ceramic Society.* 1989;72: 1358-1364.

164. Denry I, Kelly JR. State of the art of zirconia for dental applications. *Dent Mater.* Mar 2008;24(3):299-307.
165. Kosmac T, Jevnikar P, Funduk N, Marion L. Strength and reliability of surface treated Y-TZP dental ceramics. *J Biomed Mater Res.* 2000;53(4): 304-13.
166. Karakoca S, Yilmaz H. Influence of surface treatments on surface roughness, phase transformation, and biaxial flexural strength of Y-TZP ceramics. *J Biomed Mater Res B Appl Biomater.* Nov 2009;91(2):930-937.
167. Vagkopoulou T, Koutayas SO, Koidis P, Strub JR. Zirconia in dentistry: Part 1. Discovering the nature of an upcoming bioceramic. *Eur J Esthet Dent.* Summer 2009;4(2):130-151.
168. Guilardi LF, Pereira GKR, Gundel A, Rippe MP, Valandro LF. Surface micro-morphology, phase transformation, and mechanical reliability of ground and aged monolithic zirconia ceramic. *J Mech Behav Biomed Mater.* Jan 2017;65:849-856.
169. Caglar I, Ates SM, Yesil Duymus Z. The effect of various polishing systems on surface roughness and phase transformation of monolithic zirconia. *J Adv Prosthodont.* Apr 2018;10(2):132-137.
170. Al-Haj Husain N, Camilleri J, Ozcan M. Effect of polishing instruments and polishing regimens on surface topography and phase transformation of monolithic zirconia: An evaluation with XPS and XRD analysis. *J Mech Behav Biomed Mater.* Dec 2016;64:104-112.
171. Song XF, Yin L. The quantitative effect of diamond grit size on the subsurface damage induced in dental adjustment of porcelain surfaces. *Proc Inst Mech Eng H.* Oct 2010;224(10):1185-1194.
172. Oilo M, Gjerdet NR, Tvinnereim HM. The firing procedure influences properties of a zirconia core ceramic. *Dent Mater.* Apr 2008;24(4):471-475.

## EKLER

### EK-1-ÖZGEÇMİŞ

Kişisel Bilgiler	
<b>Adı Soyadı:</b>	Harun Reşit BAL
<b>Doğum Tarihi:</b>	20.07.1991
<b>Doğum Yeri:</b>	Gülnar
<b>Medeni Hali:</b>	Evli
<b>Adres:</b>	Palandöken/Erzurum
<b>Tel:</b>	05439631531
<b>E-mail:</b>	dtharunbal@gmail.com
Eğitim	
<b>İlkokul-Ortaokul</b>	Gülnar Pansiyonlu İlköğretim Okulu
<b>Lise:</b>	Oltu Anadolu Öğretmen Lisesi
<b>Lisans:</b>	Atatürk Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi
<b>Uzmanlık:</b>	Atatürk Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Protetik Diş Tedavisi AD.
Yabancı Dil Bilgisi	
	İngilizce:
Üye Olunan Mesleki Kuruluşlar	
İlgi Alanları ve Hobiler	
	-



## EK-2. ETİK KURUL ONAYI



T.C  
ATATÜRK ÜNİVERSİTESİ  
DİŞ HEKİMLİĞİ FAKÜLTESİ DEKANLIĞI  
ETİK KURULU

Oturum Tarihi: 02.11.2018  
Oturum Sayısı: 9/ 2018

### KARAR

<b>SORUMLU ARAŞTIRMACI</b>	Prof. Dr. Nuran YANIKOĞLU Arş. Gör. Dt. Harun Reşit BAL
<b>Araştırmanın Açık Adı</b>	<i>Farklı Yüzey Parlatma Sistemlerinin Çeşitli Monolitik Zirkonyum Materyallerinin Yüzey Özellikleri ve Faz Değişimleri Üzerindeki Etkisinin İncelenmesi</i>
<b>Karar No</b>	74.
<b>Alınan Karar</b>	Prof. Dr. Nuran YANIKOĞLU'nun danışmanlığında Arş. Gör. Dt. Harun Reşit BAL'ın birlikte hazırladığı " <i>Farklı Yüzey Parlatma Sistemlerinin Çeşitli Monolitik Zirkonyum Materyallerinin Yüzey Özellikleri ve Faz Değişimleri Üzerindeki Etkisinin İncelenmesi</i> " konulu uzmanlık tezi için Sağlık Bakanlığı tarafından yayımlanan 19 Ağustos 2011 tarih ve 28030 sayılı "Klinik Araştırmalar Hakkındaki Yönetmelik" hükümlerine bağlı kalınarak yapılmak şartıyla; kabul edilmesinde bilimsel ve etik açıdan sakınca olmadığına oybirliği ile karar verildi.

  
Prof. Dr. Abdulvahit ERDEM

Etik Kurul Başkanı

  
Prof. Dr. A. Berhan YILMAZ

  
Prof. Dr. Ümit ERTAŞ

  
Prof. Dr. Sinan EVCİL