



**T.C.**  
**CUMHURİYET ÜNİVERSİTESİ**  
**SALIK BİLİMLER ENSTİTÜSÜ**

**SİNTER ZE ÖNCESİ VE SONRASI ZİRKONYUM OKSİT ESASLI ALT YAPI  
ÜZERİNE UYGULANAN FARKLI YÜZEY İZLEMLERİNİN BÜKÜLMESİ  
DAYANIKLILIKINA ETKİSİNİN ARAŞTIRILMASI**

**DT. ÜMİT GÜNEY**

**DOKTORA TEZİ**

**PROTETİK DİŞ TEDAVİSİNİN ANABİLİM DALI**

**SİVAS**

**2016**

**T.C.**  
**CUMHUR YET ÜN VERS TES**  
**SA LIK B L MLER ENST TÜSÜ**

**S NTER ZE ÖNCES VE SONRASI Z RKONYUM OKS T ESASLI ALT YAPI**  
**ÜZER NE UYGULANAN FARKLI YÜZEY LEMLER N N BÜKÜLME**  
**DAYANIKLILI INA ETK S N N ARA TIRILMASI**

**ÜM T GÜNEY**

**DOKTORA TEZ**

**PROTET K D TEDAV S ANAB L M DALI**

**TEZ DANI MANI**

**YRD. DOÇ. DR. FA K TU UT**

**S VAS**

**2016**

ONAY

"Slurterize öncesi ve sonrası zirkonyum oksit esaslı alt yapı üzerine uygulanan farklı yüzey işlemlerinin bükülme dayanıklılığına etkisinin araştırılması" adlı Doktora Tezi, Cumhuriyet Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü Lisansüstü Tez Yazım Kılavuzuna uygun olarak hazırlanmış ve jürimiz tarafından Cumhuriyet Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü **Protetik Diş Tedavisi** Ana Bilim Dalında **Doktora** tezi olarak kabul edilmiştir.

**Başkan** Prof.Dr. Feridun HÜRMÜZLÜ



**Üye** Doç. Dr. Hakan DEMİR



**Üye** Yrd. Doç. Dr. Serhat Emre ÖZKIR



**Üye** Yrd. Doç. Dr. Ahmet Kürşat ÇULHAOĞLU



**Üye (Danışman)** Yrd. Doç. Dr. Faik TUĞUT



Bu tez çalışması, 31.05.2016 tarihinde Enstitü Yönetim Kurulu tarafından belirlenen ve yukarıda imzaları bulunan jüri üyeleri tarafından kabul edilmiştir.

Prof. Dr. Zahid Tefik AĞAOĞLU

SAĞLIK BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ MÜDÜRÜ

Bu tez Cumhuriyet Üniversitesi Senatosu' nun 24.09.2008 tarihli ve 007 sayılı toplantısında kabul edilen Sağlık Bilimleri Enstitüsü Lisansüstü Tez Yazım Kılavuzu adli yönergeye göre hazırlanmıştır.

## ÖZET

### SİNERİZASYON ÖNCESİ VE SONRASI ZİRKONYUM OKSİT ESASLI ALT YAPILAR ÜZERİNE UYGULANAN FARKLI YÜZEY İŞLEMLERİNİN BÜKÜLMELERİNE VE DAYANIKLILIKLARINA ETKİSİNİN ARAŞTIRILMASI

ÜMİT GÜNEY

Doktora Tezi, Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı

Danışman: Yrd. Doç. Dr. Faik Tuğut

2016, 109 sayfa

Bu çalışmanın amacı, sinterizasyon öncesi ve sonrası elde edilen zirkonyum oksit alt yapı materyaline uygulanan farklı yüzey işlemlerinin materyaldeki bükülme dayanıklılığına ve faz dağılımına olan etkisini araştırmaktır.

Yarı sinterize Y-TZP bloklardan ISO TR 6872 standardına uygun olarak 150 tane disk şeklinde çapı 15 mm ve kalınlığı 1,3 mm olan örnekler elde edildi. Bu örnekler kumlama, Er-YAG lazer, Nd-YAG lazer, Er-YAG lazer + Kumlama, Nd-YAG lazer + kumlama, ince grenli frez ile aşındırma ve kalın grenli frez ile aşındırma uygulandı. Örneklerin yarısına sinterizasyon öncesi yüzey işlemleri uygulanıp sinterlendi. Diğer yarısına ise sinterizasyon sonrası yüzey işlemi uygulandı. Kontrol grubuna herhangi bir yüzey işlemi uygulanmadı.

Tüm örnekler iki eksenli bükülme dayanıklılığı testi uygulandı. Örneklerin kristal yapılarını belirlemek için X-ray diffraktometre (XRD) analizi yapıldı. Yüzeyde oluşan defektleri gözlemlemek için SEM analizi yapıldı. Verilerin değerlendirilmesinde, parametrik test varsayımları yerine getirilmeden Varyans Analizi, Tukey testi ve elemler arası farkın önemlilik testi kullanıldı. istatistiksel olarak  $p < 0,05$  olarak kabul edildi.

Zirkonyum oksit üzerine uygulanan yüzey işlemlerinde sinterizasyon öncesi yüzey işlemi uygulanan gruplarda sinterize sonrası yüzey işlemi uygulanan gruplardakinden bükülme dayanıklılığı açısından daha düşük olduğu görüldü.

Sinterizasyon öncesi ve sonrası grupları birbiri ile kıyaslandı. İnce ve kalın grenli frez ile a ındırma grubu haricinde di er tüm gruplararası farklılık istatistiksel olarak anlamlı oldu u görüldü ( $p<0,05$ ). Bu gruplar arasında en yüksek bükülme dayanıklılı ı hem sinterizasyon öncesi hem de sonrası kuşlama grubunda ( $1243,15 \pm 29,14$ -  $1287,41 \pm 26,59$ ) görülürken en dü ük bükülme dayanıklılı ı sinterizasyon öncesi ve sonrası kalın grenli frez ile a ındırma gruplarında ( $927,36 \pm 27,18$ -  $952,13 \pm 32,46$ ) görüldü. Sinterizasyon öncesi ve sonrası yüzey i lemi uygulanan örnekler üzerine yapılan XRD analizinde en fazla kuşlama grubunda faz dönü üm oranı tespit edildi. Yüzey özelliklerinin incelenmesinde kullanılan SEM analizinde, lazer ve frez ile a ındırma gruplarında oluk, çatlak ve yarıklar olu tu u görüldü.

**Anahtar kelimeler:** Zirkonyum oksit, Sinterizasyon, Bükülme dayanıklılı ı, Faz de i imi.

## ABSTRACT

### INVESTIGATION OF DIFFERENT SURFACE TREATMENT OF ZIRCONIA FRAMEWORKS AFTER AND BEFORE SINTERING ON BIAXIAL FLEXURAL STRENGTH

ÜM T GÜNEY

Doctoral Thesis, Department of Prosthodontics

Supervisor: Assist. Prof. Dr. Faik Tu ut

2016, 109 pages

The aim of this research was to investigate the effect of different surface treatment on flexural strength and phase changes of zirconia framework after and before sintering.

150 cylindrical specimens with the dimensions 15 mm diameter and 1,3 mm height were obtained from semi-sintered Y-TZP blocks according to the ISO TR 6872. These specimens were randomly separated into subgroups; sand blasting, Er-YAG laser, Nd-YAG laser, Er-YAG+sand blasting, Nd-YAG laser+sand blasting, fine diamond burs, coarse diamond burs. Half of the samples were treated before sintering and the others were after the sintering procedures. No treatments were performed in control group. Biaxial flexural strength test were performed to all samples. X-ray diffraction analysis were performed to identify crystalline structure and SEM analysis for the detection on the surface changes. The data were analyzed by Varyans Analys, Tukey test and peer difference significance test ( $p<0,05$ ).

Specimens that were treated before sintering had lower flexural strength. There were statically significant differences between after sintering and before sintering groups except treated with burs groups ( $p<0,05$ ). The highest flexural strength values in all groups were ( $1243,15 \pm 29,14$ -  $1287,41 \pm 26,59$ ) seen in sand blasting groups and

the lowest in coarse diamond burs ( $927,36 \pm 27,18$ -  $952,13 \pm 32,46$ ). According to the XRD analysis the highest phase change was determined in sand blasted groups. Furthermore grooves, cracks, and slots were detected in laser and bur groups by SEM analysis.

**Key Words:** Zirconium oxide, Sintering, Flexural strength, Phase transformation.





## TE EKKÜR

Çalı malarım boyunca yardımlarını esirgemeyen ve beni yönlendiren danı manım Sayın Yrd. Doç. Dr. Faik TU UT'a sonsuz te ekkürlerimi sunarım.

Verilerin istatistiksel olarak de erlendirilmesinde katkıda bulunan Yrd. Doç. Dr. Ziyet ÇINAR'a te ekkür ederim.

E itim süresince manevi desteklerini esirgemeyen hocalarım Doç. Dr. Hakan DEM R, Doç. Dr. Hakan Akın ve Yrd. Doç. Dr. Mehmet Emre Ço kun'a te ekkür ederim.

Her konuda maddi ve manevi desteklerini esirgemeyen ve benim bu günlere gelmemi sa layan aileme sonsuz ükranlarımı sunarım.

## Ç NDEK LER

Ç KAPAK.....	i
ONAY .....	ix
YÖNERGE .....	iii
ÖZET .....	iv
ABSTRACT .....	vi
TE EKKÜR .....	viii
Ç NDEK LER D Z N .....	ix
EK LLER D Z N .....	ix
Ç ZELGELER D Z N .....	xv
S MGELER VE KISALTMALAR D Z N .....	xv
1.G R .....	1
2.GENEL B LG LER .....	2
2.1. Dental Seramikler .....	3
2.1.1. Dental Seramiklerin Tarihçesi .....	3
2.1.2. Dental Seramiklerin Yapısı .....	4
2.1.3. Dental Seramiklerin Özellikleri .....	5
2.1.4. Dental Seramiklerin Dayanıklılıklarını Arttırma Yöntemleri .....	6
2.1.4.1. Rezidüel Baskı Streslerinin Olu turulması .....	6
2.1.4.2. Fırınlama İlemi Sayılarının Azaltılması .....	6
2.1.4.3. Restorasyonun Optimum Dizaynı İle Gerilim Streslerinin Azaltılması ..	6
2.1.4.4. İyon De ğerimi İyon De ğerimi .....	7
2.1.4.5. Kontrollü Kristalizasyon .....	7
2.1.4.6. Camsı Yapıya Seramik Kristallerinin Katılması .....	7
2.1.4.7. Dönü ğüm Doygunlu ğu .....	7
2.2 Tam Seramik Sistemlerin Sınıflandırılması .....	8
2.2.1. Cam Seramikler .....	10
2.2.1.1. Lösit Kristalleri İle Güçlendirilmi Seramikler .....	10

2.2.1.2. Lityum Disilikat Kristalleri ile Güçlendirilmi Seramikler .....	10
2.2.1.3. Feldspatik Seramikler .....	11
2.2.2 Alumina Esasli Seramikler .....	11
2.2.2.1. In-Ceram Alumina .....	11
2.2.2.2. In-Ceram Spinell .....	12
2.2.2.3. In-Ceram Zirkonya .....	12
2.2.2.4. Procera Allceram .....	12
2.2.2.5. Synthoceram .....	13
2.2.3. Zirkonya Esasli Seramikler .....	13
2.2.3.1. Lava .....	13
2.2.3.2. Procera Allzirkon .....	13
2.2.3.3. Everest .....	14
2.2.3.4. Hint-Els .....	14
2.2.3.5. Cercon .....	14
2.2.3.6. DC-Zirkon .....	15
2.2.3.7. Cerec Inlab Sistemi .....	15
2.2.3.8. Celay .....	16
2.2.3.9. Zeno Tec .....	16
2.2.3.10. Zirkozahn .....	17
2.2.3.11. Denzir Sistemi .....	17
2.3. CAD/CAM Sistemleri .....	18
2.3.1. Tanımı Ve Tarihsel Gelişimi .....	18
2.3.2. CAD/CAM Komponentleri .....	18
2.3.2.1. Tarayıcı (Scanner).....	18
2.3.2.2. Yazılım (Software).....	19
2.3.2.3. Donanım (Hardware) .....	19
2.3.3. Açık Ve Kapalı Cad/Cam Sistemleri .....	19
2.3.4. Cad/Cam Materyalleri .....	19
2.4. Zirkonya Esaslı Seramikler .....	20
2.4.1. Yapısı Ve Özellikleri .....	20
2.4.2. Uygulama Alanları .....	21
2.4.3. Zirkonya Materyalleri .....	22
2.4.3.1. Stabilize Zirkonya .....	22

2.4.3.2. Yttrium-Tetragonal Zirkonya Polikristalleri (Y-TZP) .....	22
2.4.3.3. Zirkonya ile Güçlendirilmiş Alumina .....	24
2.5. Yüzey İşlemlerinin Zirkonyum Oksit Esaslı Seramiklere Etkisi .....	24
2.5.1. Aşınma .....	24
2.5.2. Kumlama .....	25
2.5.3. Lazer .....	25
2.5.3.1. Diş Hekimliğinde Lazer .....	26
2.5.3.2. Diş Hekimliğinde Kullanılan Lazer Cihazları .....	26
2.5.3.2.1. Nd:YAG Lazer .....	26
2.5.3.2.2. Er:YAG Lazer .....	27
2.5.3.3. Lazer Enerjisinin Malzeme Yüzeyine Etki Mekanizması .....	27
2.5.3.3.1. Lazer ışığının dalga boyu .....	28
2.5.3.3.2. Birim alana düşen güç yoğunluğu .....	28
2.5.3.3.3. Madde yüzeyine aktarılan toplam enerji .....	28
2.6 Materyallerin Mekanik Özellikleri .....	28
2.6.1. Gerilim (Stress) .....	28
2.6.2. Gerinim ( Strain ) .....	29
2.6.3. Elastik Modül (Elastic Modulus, Young's Modulus) .....	29
2.6.4. Oransal Limit ( Proportional Limit) .....	29
2.6.5. Elastik Limit ( Elastic Limit ) .....	29
2.6.6. Akma Noktası Dayanımı (Yield Strength).....	30
2.6.7. Poisson Oranı (Poisson's Ratio).....	30
2.6.8. Kırılma Dayanımı (Fracture strength).....	30
2.6.9. Kırılma Tokluğu ( Fracture Toughness).....	30
2.6.10. Bükülme Dayanımı (Flexural Strength, Transvers Strength) .....	30
2.6.11. Sertlik (Hardness).....	30
2.6.12. Yorgunluk Dayanımı (Fatigue strength) .....	31
2.7. Tam Seramiklerin Dayanıklılığının Saptanması İçin Uygulanan Mekanik Testler .....	31
2.7.1. Dayanıklılığı etkileyen faktörler .....	31
2.7.1.1. Materyalin yüzey çatlaklarının tipi, boyutu ve dağılımı .....	31
2.7.1.2. Test Ortamı .....	32
2.7.1.3. Test Metodu .....	32
2.7.1.3.1. Tek eksenli bükülme testleri .....	32

2.7.1.3.2. ki eksenli bükülme testleri .....	33
2.8. Tarayıcı Elektron Mikroskopu (SEM) Analizi .....	34
2.9. X-Ray Difraksiyon (XRD) Analizi .....	34
3. GEREÇ VE YÖNTEM .....	36
3.1. Örneklerin Hazırlanması .....	36
3.2. Test Gruplarına Yüzey İşlemlerinin Uygulanması .....	40
3.2.1. Kontrol Grubu .....	40
3.2.2. Kumlama uygulanan grup .....	41
3.2.3. Er:YAG lazer uygulanan grup .....	41
3.2.4. Nd:YAG lazer uygulanan grup .....	42
3.2.5. Er:YAG lazer ve Kumlama uygulanan grup .....	43
3.2.6. Nd:YAG lazer ve Kumlama uygulanan grup .....	43
3.2.7. İnce Grenli Frez ile A İndirimi Grubu .....	44
3.2.8. Kalın Grenli Frez ile A İndirimi Grubu .....	44
3.3. ki Eksenli Bükülme Dayanıklılık Testi .....	46
3.4. ki Eksenli Bükülme Dayanıklılık Testi İstatistiksel Analizi .....	48
3.5. Taramalı Elektron Mikroskop (SEM) Analizi .....	48
3.6. X-ray Difraktometre (XRD) Analizi .....	49
4. BULGULAR .....	51
4.1. ki Eksenli Bükülme Dayanıklılık Testi.....	51
4.2. X-Ray Difraktometre Analizi.....	55
4.3. Taramalı Elektron Mikroskop (SEM) Analizi .....	72
5. TARTI MA .....	83
6. SONUÇLAR.....	92
7. KAYNAKLAR .....	93
Z NLER.....	106
EK 1. Klinik Ara tırmalar Kurul Kararı.....	106
ÖZGEÇM .....	109

## EKLER DİZİNİ

- ekil 2.1. Dönüşüm doyumlu mekanizmasınınematik çizimi
- ekil 2.2. Üç Nokta Yükleme ematik Resmi
- ekil 2.3. X-ray difraktometre cihazının ematik resmi
- ekil 3.1. Yarı sinterize NoritakeAlliance disk
- ekil 3.2. a. Örneklerin kazındıı CAD ünitesi b. CAM Ünitesi
- ekil 3.3. CAM ünitesine yerle tirilmi yarı sinterize zirkonyum oksit disk
- ekil 3.4. Frezleme i lemi yapılmı yarı sinterize zirkonyum oksit disk
- ekil 3.5. a. Yarı sinterize zirkonyum oksit diskten elde edilen örnekler, b. Yarı sinterize ve sinterize edilmi zirkonyum oksit örnek, c. Sinterizasyon sonrası örne in kalınlı ı, d.Sinterizasyon sonrası örne in çapı
- ekil 3.6. a. Sinterizasyon fırını, b. Sinterize edilen örnekler, c. Sinterizasyon sonrası örne in kalınlı ı, d. Sinterizasyon sonrası örne in çapı
- ekil 3.7. Kumlama leminin Uygulanması
- ekil 3.8. a. Er:YAG lazer, b. Er:YAG lazer uygulanan parametre, c. Örneklere Er:YAG lazer uygulanması
- ekil 3.9. a. Nd:YAG lazer, b. Nd:YAG lazer uygulanan parametre, c. Örneklere Er:YAG lazer uygulaması
- ekil 3.10. a. A ındırmada kullanılan frezler, b. A ındırma i lemi, c. A ındırma sonrası örnek kalınlı ı
- ekil 3.11. a. Ultrasonic banyo cihazı, b. Örneklerin ultrasonic banyo cihazında temizlenmesi
- ekil 3.12. a. Universal test cihazı, b. Paslanmaz çelik topların konumlandırılması, c. Örneklerin test cihazına yerle tirilmesi, d. Örneklerin kırılması
- ekil 3.13. SEM Cihazı
- ekil 3.14. a. Altın kaplama cihazı, b. Altınla kaplanmı örnekler
- ekil 3.15. a. XRD cihazı, b. Örneklerin yerle tirildi i kısım
- ekil 4.1. Sinterizasyon öncesi ve sonrası gruplara ait ortalama bükülme dayanıklılı ının da ılımı
- ekil 4.2. Her bir gruba ait sinterize öncesi ve sonrası bükülme dayanıklılı ı ortalama de erler grafi i
- ekil 4.3. Sinterizasyon öncesi yüzey i lemi uygulanmayan bir örne in X-ray difraksiyon grafi i

ekil 4.4. Sinterizasyon sonrası yüzey i lemi uygulanmayan (kontrol grubu) bir örne in X-ray difraksiyon grafi i

ekil 4.5.Sinterizasyon öncesi kumlama i lemi uygulanan bir örne in X-ray difraksiyon grafi i

ekil 4.6. Sinterizasyon öncesi kumlama i lemi uygulanıp sinterlenen bir örne in X-ray difraksiyon grafi i

ekil 4.7. Sinterizasyon sonrası kumlama i lemi uygulanan bir örneğin X-ray difraksiyon grafi i

ekil 4.8. Sinterizasyon öncesi Er:YAG lazer uygulanan bir örneğin X-ray difraksiyon grafi i

ekil 4.9. Sinterizasyon öncesi Er:YAG lazer uygulanıp sinterlenen bir örne in X-ray difraksiyon grafi i

ekil 4.10. Sinterizasyon sonrası Er:YAG lazer uygulanan bir örne in X-ray difraksiyon grafi i

ekil 4.11. Sinterizasyon öncesi Nd:YAG lazer uygulanan bir örne in X-ray difraksiyon grafi i

ekil 4.12. Sinterizasyon öncesi Nd:YAG lazer uygulanıp sinterlenen bir örne in X-ray difraksiyon grafi i

ekil 4.13. Sinterizasyon sonrası Nd:YAG lazer uygulanan bir örne in X-ray difraksiyon grafi i

ekil 4.14. Sinterizasyon öncesi Er:YAG lazer+Kumlama uygulanan bir örne in X-ray difraksiyon grafi i

ekil 4.15. Sinterizasyon öncesi Er:YAG lazer+Kumlama uygulanıp sinterlenen bir örne in X-ray difraksiyon grafi i

ekil 4.16. Sinterizasyon sonrası Er:YAG lazer+Kumlama uygulanan bir örne in X-ray difraksiyon grafi i

ekil 4.17. Sinterizasyon öncesi Nd:YAG lazer+Kumlama uygulanan bir örneğin X-ray difraksiyon grafi i

ekil 4.18. Sinterizasyon öncesi Nd:YAG lazer+Kumlama uygulanıp sinterlenen bir örneğin X-ray difraksiyon grafi i

ekil 4.19. Sinterizasyon sonrası Nd:YAG lazer+Kumlama uygulanan bir örne in X-ray difraksiyon grafi i

ekil 4.20. Sinterizasyon öncesi ince grenli frez ile a ındırma uygulanan bir örne in X-ray difraksiyon grafi i

ekil 4.21. Sinterizasyon öncesi ince grenli frez ile a ındırma uygulanıp sinterlenen bir örneğin X-ray difraksiyon grafi i

ekil 4.22. Sinterizasyon sonrası ince grenli frez ile a ındırma uygulanan bir örne in X-ray difraksiyon grafi i

ekil 4.23. Sinterizasyon öncesi kalın grenli frez ile a ındırma uygulanan bir örne in X-ray difraksiyon grafi i

ekil 4.24. Sinterizasyon öncesi kalın grenli frez ile a ındırma uygulanıp sinterlenen bir örne in X-ray difraksiyon grafi i

ekil 4.25. Sinterizasyon sonrası kalın grenli frez ile a ındırma uygulanan bir örne in X-ray difraksiyon grafi i

ekil 4.26. Kontrol grubuna ait bir örne in X-ray difraksiyon grafi i

ekil 4.27. Kuşlama grubuna ait bir örne in X-ray difraksiyon grafi i

ekil 4.28. Er:YAG grubuna ait bir örne in X-ray difraksiyon grafi i

ekil 4.29. Nd:YAG grubuna ait bir örne in X-ray difraksiyon grafi i

ekil 4.30. Er:YAG+kuşlama grubuna ait bir örne in X-ray difraksiyongrafi i

ekil 4.31. Nd:YAG+kuşlama grubuna ait bir örne in X-ray difraksiyon grafi i

ekil 4.32. nce grenli frez ile a ındırma grubuna ait bir örne in X-ray difraksiyon grafi i

ekil 4.33. Kalın grenli frez ile a ındırma grubuna ait bir örne in X-ray difraksiyon grafi i

ekil 4.34. Sinterizasyon öncesi i lem uygulanmamı zirkonyum oksit yüzeyi SEM görüntüsü (X1000)

ekil 4.35. Sinterizasyon sonrası i lem uygulanmamı zirkonyum oksit yüzeyi SEM görüntüsü (X1000)

ekil 4.36. Sinterizasyon öncesi kuşlama i lemi uygulanmı zirkonyum oksit yüzeyi SEM görüntüsü (X1000)

ekil 4.37. Sinterizasyon öncesi kuşlama i lemi uygulanıp sinterlenmi zirkonyum oksit yüzeyi SEM görüntüsü (X1000)

ekil 4.38. Sinterizasyon sonrası kuşlama i lemi uygulanmı zirkonyum oksit yüzeyi SEM görüntüsü (X1000)

ekil 4.39. Sinterizasyon öncesi Er:YAG lazer uygulanmı zirkonyum oksit yüzeyi SEM görüntüsü (X1000)

ekil 4.40. Sinterizasyon öncesi Er:YAG lazer uygulanıp sinterlenmi zirkonyum oksit yüzeyi SEM görüntüsü (X1000)



ekil 4.41. Sinterizasyon sonrası Er:YAG lazer uygulanmı zirkonyum oksit yüzeyi SEM görüntüsü (X1000)

ekil 4.42. Sinterizasyon öncesi Er:YAG+kumlama lazer uygulanmı zirkonyum oksit yüzeyi SEM görüntüsü (X1000)

ekil 4.43. Sinterizasyon öncesi Er:YAG+kumlama lazer uygulanıp sinterlenmi zirkonyum oksit yüzeyi SEM görüntüsü (X1000)

ekil 4.44. Sinterizasyon sonrası Er:YAG+kumlama lazer uygulanmı zirkonyum oksit yüzeyi SEM görüntüsü (X1000)

ekil 4.45. Sinterizasyon öncesi Nd:YAG lazer uygulanmı zirkonyum oksit yüzeyi SEM görüntüsü (X1000)

ekil 4.46. Sinterizasyon öncesi Nd:YAG lazer uygulanıp sinterlenmi zirkonyum oksit yüzeyi SEM görüntüsü (X1000)

ekil 4.47. Sinterizasyon sonrası Nd:YAG lazer uygulanmı zirkonyum oksit yüzeyi SEM görüntüsü (X1000)

ekil 4.48. Sinterizasyon öncesi Nd:YAG lazer+kumlama uygulanmı zirkonyum oksit yüzeyi SEM görüntüsü (X1000)

ekil 4.49. Sinterizasyon öncesi Nd:YAG lazer+kumlama uygulanıp sinterlenen zirkonyum oksit yüzeyi SEM görüntüsü (X1000)

ekil 4.50. Sinterizasyon sonrası Nd:YAG lazer+kumlama uygulanmı zirkonyum oksit yüzeyi SEM görüntüsü (X1000)

ekil 4.51. Sinterizasyon öncesi ince grenli frez ile a ındırma uygulanmı zirkonyum oksit yüzeyi SEM görüntüsü (X1000)

ekil 4.52. Sinterizasyon öncesi ince grenli frez ile a ındırma uygulanıp sinterlenen zirkonyum oksit yüzeyi SEM görüntüsü (X1000)

ekil 4.53. Sinterizasyon sonrası ince grenli frez ile a ındırma uygulanmı zirkonyum oksit yüzeyi SEM görüntüsü (X1000)

ekil 4.54. Sinterizasyon öncesi kalın grenli frez ile a ındırma uygulanmı zirkonyum oksit yüzeyi SEM görüntüsü (X1000)

ekil 4.55. Sinterizasyon öncesi kalın grenli frez ile a ındırma uygulanıp sinterlenen zirkonyum oksit yüzeyi SEM görüntüsü (X1000)

ekil 4.56. Sinterizasyon sonrası kalın grenli frez ile a ındırma uygulanmı zirkonyum oksit yüzeyi SEM görüntüsü (X1000)

## ÇİZELGELER DİZİNİ

Çizelge 2.1. Dental porselenlerde renk oluşturan metal oksitleri ve oluşturdukları renkler

Çizelge 2.2. Y-TZP'nin özellikleri

Çizelge 3.1. Firmamızın önerdiği sinterizasyon programı

Çizelge 3.2. Uygulanan yüzey işlemleri ve örnek sayıları

Çizelge 4.1. Tüm gruplar için ortalama bükülme dayanıklılığı değerleri

Çizelge 4.2. Her bir gruba ait sinterize öncesi ve sonrası bükülme dayanıklılığı ortalama değerlerinin istatistiksel analizi

Çizelge 4.3. Monoklinik fazın tetragonal faza oranla göreceli miktarı



## SİMGELER DİZİNİ

%	Yüzde
mμ	milimikron
t → m	tetragonal fazdan monoklinik faza dönüşüm
°C	santigrat derece
m <sup>1/2</sup>	Metrekare
mm	milimetre
cm <sup>3</sup>	Santimetre Küp
~	Yaklaşık
μ	Mikron
W/cm <sup>2</sup>	Birim Alana Dünen Güç Yoğunluğu
W	Watt
J	Joule
	Teta
N	Newton
Mm	Milimetre
N/mm <sup>2</sup>	Newton/milimetrekare
kg/cm <sup>2</sup>	Kilogram/santimetrekare
sn	Saniye

## KISALTMALAR D Z N

CAD/CAM	Computer Aided Design/Computer Aided Manufacturing
M.Ö	Milattan Önce
Al <sub>2</sub> O <sub>3</sub>	Alüminyum Oksit
ZrO <sub>2</sub>	Zirkonyum Oksit
Y-TZP	Yttriyum Tetragonal Zirkonya Polikristal
SiO <sub>4</sub>	Silisyum Tetrahedradan
MPa	Megapascal
SiO <sub>2</sub>	Silika
HF	Hidroflorik Asit
MgAl <sub>2</sub> O <sub>4</sub>	Magnezyum Alüminyum Oksit
CICERO	Computer Integrated CERamic RecOnstructions
H P	Hot Isostatic Pressing
CEREC	Chairside Economical REstorations of Esthetic Ceramics
EOS	ExtraOral-Scanner
MAD/MAM	Manuel Aided Design/ Manuel Aided Manufacturing
ZrSiO <sub>4</sub>	Zirkonyum silikat
CaO	Kalsiyum oksit
MgO	Magnezyum oksit
Y <sub>2</sub> O <sub>3</sub>	Yttrium oksit
PSZ	Parsiyel Stabilize Zirkonya
GPa	Gigapaskal
Al <sub>2</sub> O <sub>3</sub> .2SiO <sub>2</sub>	Alumina silikat
Nd:YAG	Neodmiyum katkılılandırılmış yttrium alüminyum garnet
Er:YAG	Erbiyum katkılılandırılmış Yttrium Alüminyum Garnet
FDA	Food and Drug Administration
YSGG	Yttrium Scandium Galyum Garnet
ADA	Amerikan Di hekimleri Birli i
ISO	International Organization for Standardization
SEM	Scanning Electron Microscope-
XRD	X-Ray Difraksiyon
P	Anlamlılık
N	Örnek sayısı
Ark.	Arkada ları

## 1. G R

Yüksek mekanik özellikleri sayesinde metal alt yapıli porselen restorasyonlar hem posterior hem de anterior bölgede sıklıkla kullanılmaktadır. Ancak alerjik reaksiyonlara sebep olması, koyu rengini di etine yansıtması, korozyona u rayabilmesi ve ık geçirgenli ine sahip olmamasından dolayı tam seramik sistemlerin kullanımı gündeme gelmi tir [1].

Tam seramik restorasyonun en önemli özelli i, oklüzal kuvvetler kar ısında yeterli dayanıklılı a sahip olmasıdır. Kırılgan bir yapıya sahip olmaları bu restorasyonların en büyük dezavantajıdır. Elastik deformasyon kapasitelerinin ve gerilim streslerine kar ı dirençlerinin dü ük olması, oklüzal kuvvet altında restorasyonda kırıklara sebep olmaktadır [2]. Yüksek mekanik performans, dayanıklılık, gerilim direnci, kimyasal ve boyutsal stabilite gösterdi i için zirkonyum oksit tam seramik sistemlerin güvenilirli ini arttırmı tır [3]. Zirkonyum oksit çok üyeli köprülerde olu an yüksek gerilim streslerine dayanabilen en uygun seramiktir [4]. Posterior parsiyel di sizlik vakalarında bile mekanik özelliklerinin yüksek olması nedeniyle tam seramik restorasyonlar kullanılabilir.

Zirkonyum oksit alt yapı restrasyonunun hazırlanması sırasında uygulanan i lemler, materyalin yüzeyinde farklı tiplerde hasar ve çatlaklara neden olmaktadır. CAD/CAM sisteminin kesme ve a ındırma i lemleri, bitmi restorasyonun prepare edilmi di e uyumlanması sırasında yapılan a ındırmalar, zirkonyum oksit alt yapı ile üst yapı serami i arasındaki ba lanma kuvvetini artırma amacıyla uygulanan kumlama ve lazer i lemleri, veneer porselenin ekillendirilmesi esnasında uygulanan ısı i lemleri zirkonyum oksitin yapısını ve mekanik özelliklerini etkiler [5]. A ındırma i lemi, zirkonyum oksit ile güçlendirilmi seramiklerin yüzeyinde sıkı tırıcı stres tabakası olu turarak dayanıklılı ı artırma ve yüzeyde derin çatlaklar olu turarak dayanıklılı ı azaltma gibi iki farklı etkiye sebep olmaktadır. Dayanıklılı ın azalması, yüzey çatlaklarının sıkı tırıcı stres tabakasını a masına ba lıdır [6].

Alt yapı, ekillendirildikten sonra ço u zaman uyumlandırma amacıyla elmas frezler kullanarak a ındırılmakta, son olarak da porselen ile ba lantıyı güçlendirmek için kumlama, lazer vs. gibi uygulamalar yapılmaktadır [7]. Uygulanan bu yüzey i lemleri zirkonyum oksit alt yapının dayanıklılı ını etkilemekte ve materyalin moleküler yapısında faz de i imine yol açmaktadır [8].

Dayanıklılık materyalin kırıldığı an kaydedilen en yüksek stres olarak tanımlanır. Dental seramikler gibi kırılğan materyallerin en önemli özelliği mekanik dayanıklılığının yüksek olmasıdır. Tam seramik restorasyonlarda kullanılan alt yapı seramiklerinin dayanıklılıklarını belirlemek için farklı testler kullanılmaktadır. Bükülme dayanıklılığı testi de bu testlerden biridir. Seramiklerin dayanıklılık belirleyicileri, örneklerin üretim tekniği, içerdiği çatlak miktarı ve uygulanan yüzey işlemlerinden etkilenmektedir [9].

Zirkonyum oksit esaslı restorasyonların uzun süreli başarısı için, güçlendirilmiş alt yapı ve estetik üst yapı seramiği arasındaki bağlantının başarılı olması gerekmektedir [10].

Kron köprü protezlerinde alt yapı materyali olarak kullanılan zirkonyum oksit, diğer alt yapı seramiklerine göre üstün mekanik özelliklere sahiptir. Ancak, materyale uygulanan farklı yüzey işlemleri zirkonyum oksitin mekanik özelliklerini etkilemektedir. Bu çalışmada ile sinterize öncesi ve sonrası zirkonyum oksit alt yapı materyali üzerine uygulanan ağırlama, kumlama ve lazer işlemlerinin materyalin bükülme dayanıklılığına ve materyaldeki faz dağılımına olan etkisinin incelenmesi amaçlanmıştır.

## 2. GENEL BİLGİLER

Silika yapısında olan seramik, yunancada topraktan yapıma anlamına gelen 'keramikos' kelimesinden ismini almaktadır. Yapısı değiştirilerek farklı alanlarda kullanılan seramikler bilinen en eski inorganik materyaldir [11]. Kullanımları 10.000 yıl önceki ta devrine kadar uzanmaktadır [12]. M.Ö 50 yıllarında Çin'de bulunmuştur, 16. yüzyılda Avrupa'ya getirilmiştir [11].

Seramikler, birden fazla metal veya yarı metal (Si gibi) atomlarının ametal bir element olan oksijeni iyonik ya da kovalent bağlarla sarmasıyla oluşmaktadır. Bu bağlar seramiklerin stabilitesini, sertliğini, yüksek elastikiyet modülü göstermesini ve kimyasal etkilere karşı dirençli olmasını sağlamaktadırlar [1].

## 2.1. Dental Seramikler

### 2.1.1. Dental Seramiklerin Tarihçesi

Di hekimli inde 200 yıldan fazla bir zamandır kullanılan porselenler ilk olarak 1774 yılında Parisli eczacı Alexis Duchateau tarafından kullanılmı tır. 1778 yılında Nicholas Dubois de Chemont ve Dechateau tümü porselen olan di leri hareketli protezlerde kullanılmı lardır. Fakat porselen di lerin protez kaide materyaline ba lanması mümkün olmadı ndan dolayı o yıllarda kullanılamamı tır [13].

talyan kökenli di hekimini Giuseppeangelo Fonzi 1808 yılında Paris'te ki iye özel hazırlanan ve platin pinlerin gömüldü ü seramik di leri üretmi tir [11]. Seramik tam kron fikrini Beers 1873 yılında ortaya atmasıyla beraber, seramikler sabit protezlerde kullanılmaya ba lamı tır. Dr. Marshall Logan 1884 yılında platin bir güdük üzerine porselen uygulayarak 'Richmond kron' olarak isimlendirdi i kronları tanıtmı tır. Daha sonra 1886 yılında A.E Matteson altın yaprak kullanarak ilk estetik kronu yapmı ve üstüne porselen pi irmi tir. Dr Charles Land di kavitesine göre porselen pi irmeyi ortaya koymu [1,13] ve Dr. Charles Land 1889 yılında platin yaprak ile hazırlanmı güdükler üzerine feldspatik seramik materyalinin fırınlanması ile elde edilen 'jaket kron' üretmi tir [11]. Bu restorasyonlar estetikdir, fakat zayıf marjinal sızdırmazlık, dü ük dayanıklılık ve yüksek kırılma direnci nedeniyle ba arısız olmu lardır [14,15].

Metal-porselen restorasyonun ilk patenti 1962 yılında Amerika Birle ik Devletleri'nde alınmı tır. 1963 yılında Vita firması (Vita Zahnfabrik, Almanya) ilk ticari porselenin üretimine ba lamı tır [15]. 1965 yılında ngiltere'de Mclean ve Huges porselene güçlendirici olarak alüminyum oksit ( $Al_2O_3$ ) ilavesiyle %40-50 oranında  $Al_2O_3$  içeren kor serami i geli tirdiler. Böylece serami i alümina ile güçlendirerek, direnci yüksek porselenlerin geli mesini sa ladılar. Porselenin içerisinde alümina kristallerinin artması opak bir görünüm olu turdu undan üst yapı materyali olarak feldspatik porselen kullanılma ihtiyacı duyulmu tur [16]. Adair ve Grossman 1984 yılında camın kontrollü kristalizasyonu ile, cam matriks içerisinde tetra silisik fluormika kristalleri içeren 'Dicor' tekni ini geli tirmi lerdir. Aynı yıllarda %70 alümina içeren Hi-ceram' geli tirilmi tir [17]. 1988 yılında Fransa'da 'slip casting' yöntemi ile hazırlanan seramik, Vita firması tarafından piyasaya n-Ceram ismi ile sürülmü tür [18]. n-Ceram alümina; %90  $Al_2O_3$  içeren, yüksek kırılma direnci sayesinde ön ve arka bölgedeki di lerin kronlanmasında kullanılabilen bir tam seramiktir [1]. %30-40 lösit içeren IPS-Empres sistemi 1990 yılında geli tirilmi tir. 1998 yılında, %70 oranında

lityum disilikat kristalleri içeren IPS-Empres2 piyasaya sürülmü tür [11]. Takip eden yıllarda çok yüksek miktarda alümina kristalleri içeren yo un sinterize alt yapı serami i olan Procera All Ceram üretilmi tir [19].

Günümüzde seramiklerin geli im sürecinde estetik, biyouyumluluk ve yüksek mekanik dayanıklılık gibi özelliklere sahip materyallerin üretilmesi amaçlanmı tır [20]. Mekanik dayanıklılı ı artırmak için tam seramiklerin yapısına katılan materyallerden biride zirkonyum oksittir ( $ZrO_2$ ). n-Ceram Alümina sisteminin bir modifikasyonu olan n-Ceram Zirkonya, cam infiltre alüminaya %35 oranında parsiyel stabilize zirkonyum oksit eklenmesi ile elde edilir [21]. CAD-CAM cihazıyla ekillendirilen yttriyum tetragonal zirkonya polikristal (Y-TZP), tam seramik restorasyonlarda alt yapı materyali olarak kullanılmaktadır [22]. Y-TZP, son derece stabil ve sert yapısından dolayı günümüzde ideal bir alt yapı materyali olarak kullanılmaktadır.

### **2.1.2. Dental Seramiklerin Yapısı**

Seramik, merkezdeki bir silisyum atomunun dört oksijen atomu ile kovalent karakterdeki kuvvetli ba larla olu turdu u silisyum tetrahedron ( $SiO_4$ ) yapıdadır. Di hekimli inde kullanılan seramik çekirdek yapısını  $SiO_4$ 'nın olu turdu u feldspar, kaolin (kil) ve kuartzdan (silika, kum) meydana gelir.

Silika, doldurucu görevi yapmakta ve porselen yapısı içinde dayanıklılı ı artırıcı rol oynamakta ve fırınlama sonucu olu acak büzölmeleri engelleyerek kitlenin bütünlü ünü korumaktadır [23, 24]. Kaolin, Çin kili olarak isimlendirilir ve bir alüminyum hidrat silikattır. Su ile karı tırıldı nda yapı kan bir hale gelmekte ve ba layıcı görevi görmektedir. Dolayısıyla porselenin modelajını kolayla tırmaktadır [13,25]. Dental seramiklerin içeri inde minimum %60 oranında bulunan feldspar ana yapıyı olu turur. Feldspar do al bir translüsentlik verir ve ba layıcı özelli e sahiptir [1]. Bu özelli i sayesinde fırınlama sırasında silika ve kaolini sararak kitlenin bütünlü ünü sa lamaktadır [13,25]. Feldspar, potasyum alümina silikat ve sodyum alümina silikat karı mından meydana gelmektedir. Do al halde hiçbir zaman saf olmayan feldspar de i ik oranlarda potas ve soda içermektedir. 1250-1500 °C arasında eridi inde serbest kristalin fazında cama dönü mektedir. Felsparın içeri inde de i ik oranlarda bulunan soda, ergime sıcaklı mını dü ürürken, potas formu ergimi materyalin vizkositesini artırır. Fırınlama sırasında dental porselenin akı kanlı mını artıran bu özellik di formunun ve yüzey detaylarının kaybolmasını önler [23].



Dental serami in yapısında bulunan bu ana madde harici üretim a amalarında cam modifiye ediciler, ara oksitler, çe itli renk pigmentleri, opakla tıran veya parlaklık (luminisans) özelli ini geli tiren çe itli ajanlar da bile ime ilave edilir [26]. Do al di görüntüsü verebilmek için toz içerisinde katılan metal ve metal oksit pigmentleri ise gerekli renklenmeyi sa lar.

**Çizelge 2.1** Dental porselenlerde renk olu turan metal oksitler ve olu an renkler [27]

<b>METAL VE OKS TLER</b>	<b>RENK</b>
Titan Oksit	Sarı
Uranyum Oksit	Sarı Portakal
Krom Aluminat	Gül Rengi
Metalik Altın	Kahverengi Kırmızı
Demir Oksit ya da Nikel Oksit	Kahverengi
Kobalt Aluminat	Mavi
Krom ya da Bakır Oksit	Mavi-Ye il
Manganez	Gri-Lavanta Ye il
Demir Fosfat ya da Platin	Gri

### 2.1.3. Dental Seramiklerin Özellikleri

Porselen, sert, rijit ve kırılğan bir yapıya sahip olup, cam yapısından dolayı vitrifikasyondan sonra tamamen kırılğanla ır. Yüzey mikro çatlaklarına oldukça hassas olan camların direnebilece i maksimum gerilme %0,1'den daha azdır. Porselenler temel olarak camdan olu maktadır ve materyal içinde bulunan çatlak, porozite ve düzensizlikler düz hattan sapan çatlaklara neden olabilmektedir. Bu çatlaklar gerilim yo unla masından kaynaklanmaktadır. Metallerde bu gerilim plastik deformasyon ile giderilebilirken, porselenler son derece kırılğan materyaller oldu undan gerilim bo alması mümkün de ildir. Gerilme stresi uygulandı ında küçük yarıklar açılmakta ve çatlak ilerlemektedir (crack propagation theory). Çatla ın derinli ine paralel olarak artan gerilim yo unlu u kırılğan bir yapı meydana getirmekte ve bu olay dental porselenlerin kullanımında büyük bir dezavantaj olu turmaktadır. Dental porselenlerin baskı dayanıklılı ının (350-550 MPa) yüksek olmasına kar ın, çekme dayanıklılı ının (20-60 MPa) dü ük oldu u bilinmektedir [16, 23, 26, 28].

Porselenler do al di rengini taklit edebilme ve translusent özelli inden dolayı di er restoratif materyallere göre daha estetikir. Yüksek a ınma direnci ve renk stabilitesi sayesinde a ız içinde stabil olarak kalabilir. letkenlik ve ısı genle mesi gibi özellikleri mine ve dentine benzedi inden, marjinal sızdırmazlık ve hassasiyet riskini dü er [29, 30]. Cilalı porselenin yüzeyinden bakteri pla ı kolaylıkla temizlenebilir [31].

#### **2.1.4. Dental Seramikleri Güçlendirme Yöntemleri**

Do al di rengini taklit edebilme, biyouyumlulu u, do al di dokusuna yakın elastikiyet modülü ve sıkı ma kuvvetlerine kar ı dayanıklı olmaları gibi özelliklerinden dolayı seramikler di hekimli inde sıkça kullanılmaktadır. Ancak, kırılganlıkları ve gerilim stresleri kar ısında dü ük dayanıklılık göstermesi gibi olumsuz özelliklerinden dolayı, yapısının güçlendirilmesine gereksinim duyulmu tur [28].

##### **2.1.4.1. Rezidüel Baskı Streslerinin Olu turulması**

Seramikleri güçlendirme metotlarından biri veneer serami inde rezidüel baskı stresleri olu turmaktadır. Veneer seramiklerin ısı genle me katsayısı alt yapılardan daha dü üktür. Bu farklılık, fırınlama sıcaklı ndan oda sıcaklı ına so urken alt yapı materyalinin ısı genle me katsayısı daha fazla oldu u için biraz daha fazla büzülmesine sebep olur. Bu farklılık veneer seramikte baskı stresleri olu turarak ilave dayanıklılık sa lar [32].

##### **2.1.4.2. Fırınlama ılemi Sayılarının Azaltılması**

Porselen tozundaki partiküller fırınlama ılemiyle eriyerek yo un bir ekilde birle irler ve daha düzgün bir yüzey olu tururlar. Fırınlama sıcaklıklarında porselende çe itli kimyasal reaksiyonlar meydana gelmektedir. Lösit kristallerinin artması, bunların en önemlilerinden biridir. Lösit kristallerinin konsantrasyonunun artması ısı genle me katsayısında artı a ve dolayısıyla alt yapı veneer materyali arasındaki ısı genle me katsayısı uyumsuzlu unun artı ına neden olur. Veneer serami i ile alt yapı materyalinin ısı genle me katsayısı arasındaki fark artarsa so uma esnasında ani ya da gecikmi çatlak olu umuna sebep olabilecek stresler olu turur [32].

##### **2.1.4.3. Restorasyonun Optimum Dizaym ıle Gerilim Streslerinin Azaltılması**

Yapısal özellikleri zayıf oldu u için seramik içeren dental restorasyonların dizaynları önemlidir. Uygun kalınlıktaki seramik alt yapı kuron-köprü restorasyonlarında gerilim

streslerini azaltılabilir [33, 34]. Konektörün kalınlığını diyeti ve destek dokuların sağlığını bozmayacak şekilde artırarak gerilme stresleri azaltılabilir [35].

#### **2.1.4.4. İyon Değişimi**

İyon değişimi sırasında seramik içerisinde rezidüel baskı stresi oluşur (18). Bu işlemde daha büyük potasyum iyonları daha küçük sodyum iyonları ile yer değiştirir [36]. Potasyum iyonu, sodyum iyonundan yaklaşık %35 daha büyüktür. Sodyum içeren bir cam erimi potasyum nitrat banyosuna bırakılırsa, potasyum iyonları camın yüzeyindeki bazı sodyum iyonları ile yer değiştirir. Daha önceden sodyum iyonları tarafından doldurulan yerlerin potasyum iyonları ile doldurması camın yüzeyinde daha büyük rezidüel baskı stresleri oluşur. Ancak baskı tabakasının derinliği 100 µm'den azdır. Dolayısıyla bu tabaka indirildiğinde ya da uzun dönem inorganik asitlere maruz kaldığında kolayca ortadan kalkabilir [18, 36].

#### **2.1.4.5. Kontrollü Kristalizasyon**

Sıvı haldeki camın belirli ısı derecelerinde kontrollü olarak çöktürülmesi işlemidir. Ani ısı düşmesi erimi camın yüzeyinde rezidüel baskı stresleri ve çevresinde sert bir yüzey oluşur. Erimi cam katılaşma sürecine başlar. Katılaşan cam yapının iç yüzeyinde rezidüel gerilim stresleri ve dış yüzeyinde ise rezidüel baskı stresleri oluşur. Böylece çatlak oluşumu ve ilerlemesi önlenmiş olur [34].

#### **2.1.4.6. Camsı Yapıya Seramik Kristallerinin Katılması**

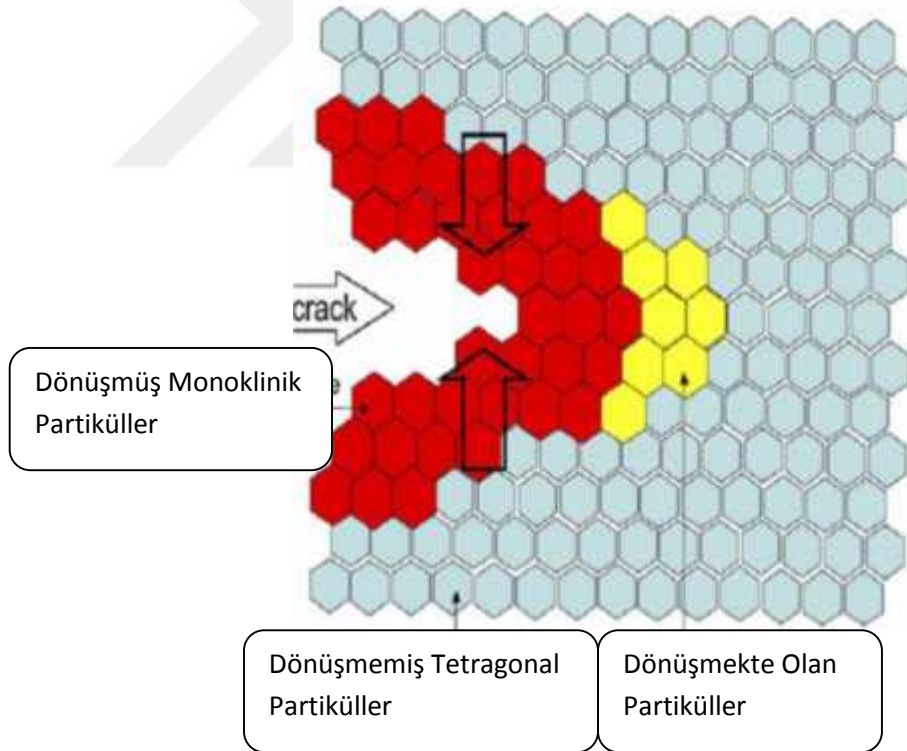
Primer olarak cam fazı içeren dental seramikler lösit, lityum silikat, alumina, magnezya-alumina spinel, zirkonya gibi kristal içeriği artırılarak güçlendirilebilirler. Alumina ( $Al_2O_3$ ) gibi dayanıklı kristal bir materyal, cama ilave edildiğinde cam sertleşir ve direnci artar. Çünkü çatlak alumina partiküllerinden cam matriksteki kadar kolay ilerleyemez. Sertleşme miktarı kristal tipine, büyüklüğüne, hacmine, ısı genleşme katsayısına ve partiküller arasındaki boşluğa bağlıdır [18].

#### **2.1.4.7. Dönüşüm Doygunluğu**

Dönüşüm doygunluğu, bir malzemenin yapısında var olan çatlakların ilerlemesinin faz dönüşümüne bağlı olarak meydana gelen gerilmenin etkisiyle azalması esasına dayanan bir durumdur. Dönüşüm doygunluğu mekanizmasına bir örnek zirkonyadır. Zirkonyanın yüksek direnç ve kırılma dayanımı gibi mekanik özellikleri, tetragonal-monoklinik faz

dönüümüne ba lıdır [37].  $ZrO_2$ 'in ısı genle me katsayısı ve elastik modulu bir metal ala ım olan çeli e benzer. Her iki materyal da martensitik dönüüm gösterirler ve çelikteki martensit oluşumu gibi, 'de meydana gelen tetragonal fazdan monoklinik faza (t m) dönüüm materyalin dayanıklılı ını ve kırılma direncini artırır [38].

$ZrO_2$ 'e bir i lem uygulandı ında (kumlama, a ndırma vs gibi), tetragonal taneciklerin (t) bir kısmı, hacimce daha büyük olan monoklinik taneciklere (m) dönüür ( ekil 1). Böylece materyalde %3-5'lik hacim artı ı meydana gelir. Hacim artı ı da materyalin yapısında var olan çatlak uçlarında lokalize baskı stresleri oluşur [39,40]. Olu an bu baskı stresleri, materyal içindeki mikro çatlakların ilerlemesine engel olur [18, 30, 41] ( ekil 1) ve serami in esneme direncini artırır [41,42]. Bu fiziksel özelli e 'dönüüm doygunlu u' adı verilmektedir [41,42]. Yapıda var olan mikro çatlaklar, t ve m taneciklerin bir arada bulunması nedeniyle oluşu an yüksek enerjili alanı a amaz ve ilerleyemez. Zirkonyanın yapısında meydana gelen bu duruma çatlak durdurucu' ya da 'çatlak hapsedici' mekanizma adı verilir [39,43].



**ekil 2.1** Dönüüm doygunlu u mekanizmasının sematik çizimi (42)

## 2.2. Tam Seramik Sistemlerin Sınıflandırılması

Yüksek dirence sahip alt yapı materyalleri, 3 ana grupta toplanır [44].

## **2.2.1. Cam Seramikler**

### **2.2.1.1. LÖSİT kristalleri ile güçlendirilmi seramikler**

- IPS Empress (Ivoclar Vivadent, Schaan, Lihten tayn)
- Optec OPC (Jeneric Pentron, Kusterdingen, Almanya)
- IPS ProCAD (Ivoclar Vivadent, Schaan, Lihten tayn)

### **2.2.1.2. Lityum disilikat kristalleri ile güçlendirilmi seramikler**

- IPS Empress II (Ivoclar Vivadent, Schaan, Lihten tayn)
- IPS e.max Press (Ivoclar Vivadent, Schaan, Lihten tayn)

### **2.2.1.3. Feldspatik seramikler**

- Vitablocs Mark I (Vita, Bad Säckingen, Almanya)
- Vitablocs Mark II (Vita, Bad Säckingen, Almanya)
- Vita Triluxe Block (Vita, Bad Säckingen, Almanya)

## **2.2.2. Alumina Esashlı Seramikler**

**2.2.2.1.** In-Ceram Alumina (Vita, Bad Säckingen, Almanya)

**2.2.2.2.** In-Ceram Spinell (Vita, Bad Säckingen, Almanya)

**2.2.2.3.** In-Ceram Zirkonya (Vita, Bad Säckingen, Almanya)

**2.2.2.4.** Procera AllCeram (Nobel Biocare, Göteborg, sveç)

**2.2.2.5.** Synthoceram (Cicero, Hoorn, Hollanda)

## **2.2.3. Zirkonya Esashlı Seramikler**

**2.2.3.1.** Lava (3M Espe Dental AG, Seefeld, Almanya)

**2.2.3.2.** Procera AllZirkon (Nobel Biocare, Göteborg, sveç)

**2.2.3.3.** Everest (Kavo Dental, Biberach, Almanya)

**2.2.3.4.** Hint-Els (Digident, Griesheim, Almanya)

**2.2.3.5.** Cercon (DeguDent, Hanau, Almanya)

**2.2.3.6.** DC-Zirkon (DCS Dental AG, Allschwil, sviçre)

**2.2.3.7.** Cerec InLab sistemi (Sirona, Bensheim, Almanya)

**2.2.3.8.** Celay (Vita, Bad Säckingen, Almanya)

**2.2.3.9.** ZENO Tec (Wieland, Pforzheim, Almanya)

**2.2.3.10.** Zirkozahn (Steger, Ahrntal, İtalya)

**2.2.3.11.** Denzir Sistemi (Decim AB, Skelleftea, İsveç)

## **2.2.1. Cam Seramikler**

### **2.2.1.1. Lössit Kristalleri ile Güçlendirilmi Seramikler**

Lössit, potasyum alümina silikat yapıdaki kristalin mineral partikülleri olup dental seramiklerde kullanılan ilk doldurucudur. Metal-seramik restorasyonlarda metal alt yapı üzerinde fırınlanmaya uygun seramik geli tirmek amacıyla yapıya ilave edilmi tir. Yüksek ısısal genleşme/büzülme katsayısına sahip lössit ( $20 \times 10^{-6} /^{\circ}\text{C}$ ), feldspatik camların düşük ısısal genleşme/büzülme katsayısını ( $8 \times 10^{-6} /^{\circ}\text{C}$ ) dental alaımlara ( $12-14 \times 10^{-6} /^{\circ}\text{C}$ ) yakla tırmaktadır [11,45]. IPS Empress (Ivoclar Vivadent, Schaan, Lihten tayn), Optec OPC (Jeneric Pentron, Wallingford, Conn), IPS ProCAD (Ivoclar Vivadent Schaan, Lihten tayn) ve Mirage (Chameleon Dental Products Inc., Kansas) bu grup içinde yer almaktadır [46,47].

Alt yapılar ısı ile presleme ya da CAD/CAM teknolojisi kullanılarak üretilebilir. Estetik özelli i yüksek restorasyonlar için gerekli translusentli e sahiptir [48]. Bu nedenle renklenmi bir destek di , metal bir alt yapı ya da metal implant abutmanı destek olarak kullanılacak ise bu restorasyonlar önerilmez. Bu alt yapı serami inin bükülme direnci 105-120 MPa'dır [9, 49] ve kırılma dayanımı  $1,5-1,7 \text{ MPa} \times \text{m}^{1/2}$ 'dir. Bu restorasyonların direnci, destek yapı ile olan uyumuna ve ba arılı ba lanmaya ba lıdır, bu sebepten dolayı adeziv simanlarla simante edilmelidirler. Lössit kristalleri ile güçlendirilmi seramiklerin endikasyonları; inley, onley, laminate veneer ve tek kuronların yapımı ile sınırlı kalmı tır [50].

### **2.2.1.2. Lityum Disilikat Kristalleri ile Güçlendirilmi Seramikler**

çeri inde %57-80 kuartz, %11-19 lityum oksit ve %0-5 oranında alüminyum oksit bulunur. Yapısındaki kristal partiküllerin yoğun ve homojen bir ekilde birbirine ba lanması ile 320-450 MPa' a kadar bükülme direnci gösterir [51]. IPS Empress 2 ve Style-Press bu özelliklerdeki seramiklerdir. Sistem, ön ve arka grup di llerde tek kuron ve sınırlı olarak 3 üyeli köprü yapımında kullanılmaktadır. Arka grup di llerde 3 üyeli köprü yapımında gövde bir premolar geni li inden (7-8 mm) daha büyük olmamalıdır. Ba lantı bölgelerinin boyutları oklüzogingival olarak 4-5 mm ve bukkolingual olarak 3-4 mm'den az olmamalıdır [52].

IPS e-max, 2005 yılında daha estetik ve dirençli restorasyonların yapılabilmesi amacıyla homojenize edilmiş lityum disilikat cam seramik ekinde üretilmiştir. IPS e-maxCAD (Computer Aided Design) ve IPS e-max Press ingotlar olmak üzere iki farklı ekinde kullanıma sunulmuştur. Materyal farklı konsantrasyonlarda florapatit kristalleri içerir. Florapatit kristallerinin translusensitesi artırılarak daha doğal bir görünüm sağlanmıştır belirtilmektedir. Bükülme direnci 360-400 MPa olan IPS e-max alt yapılarla, anterior ve posterior bölgede tek kuron restorasyonları yapılabilir [53, 54].

### **2.2.1.3. Feldspatik Seramikler**

Feldspatik porselenlere bir örnek Vitablocs Mark II'dir. Bükülme direnci 93 MPa'dır ve metal-seramik restorasyonlarda kullanılan feldspatik porselene benzer yapı, dayanıklılık ve aşınma özellikleri gösterir. Frezlenebilen feldspatik bir porselendir ve 1991 yılında Cerec 1 sisteminde kullanabilmek için üretilmiştir. Vitablocs Mark II dayanıklılığı artırılmış ve tanecik boyutu 4 µm'a küçültülmüştür. Çerisinde % 60-64 SiO<sub>2</sub> ve % 20-23 Al<sub>2</sub>O<sub>3</sub> vardır. Mikromekanik retansiyon için hidroflorik (HF) asit ile pürüzlendirilerek adeziv simantasyon yapılır. Tek renk (monokromatik) olması dezavantajdır. Renk seçeneğini arttırmak için Vita Triluxe Block üretilmiştir. Vita Triluxe Block 3 tabaka halindedir; 1.tabaka opak alt yapı, 2.tabaka nötral zone bölgesi, 3.tabaka ise translusent tabakadır. Cerec sisteminde üretilmektedir [44].

### **2.2.2. Alumina Esaslı Seramikler**

#### **2.2.2.1. In-Ceram Alumina**

In-Ceram Alumina (Vita Zahnfabrik, Bad Sackingen, Almanya) 1989 yılında tanıtılan ve anterior bölgede üç köprü ekindeki restorasyona olanak sağlayan ilk tam seramiktir. Çerisinde %70-80 oranında sinterlenmiş ve cam infitre edilmiş alüminyum oksit bulunur. Alt yapılar slip-cast tekniği ya da CAD/CAM tekniği ile üretilmektedir (55).

Anterior, posterior kuronlarda ve üç üyeli anterior köprülerde endikedir ve bükülme direnci 236-600 MPa'dır [56]. Köprü restorasyonlarında konnektör çapı minimum okluzogingival olarak 4 mm. ve bukkolingual olarak 3 mm. olacak ekinde hazırlanmalıdır [43]. Yarı opak bir materyaldir [48].

### **2.2.2.2. In-Ceram Spinell**

In-Ceram Spinell (Vita, Bad Säckingen, Almanya) 1994 yılında In-Ceram Alumina'nın opak alt yapısına alternatif olarak geliştirilmiştir [53]. Üretim teknikleri klasik In-Ceram Alumina ile aynıdır. In-Ceram tekniinde kullanılan alüminyum oksit yerine, magnezyum alüminyum oksit ( $MgAl_2O_4$ ) kullanılır. Sinterleme işleminden sonra 'spinell' adı verilen gözenekli bir yapı oluşur, ıık geçirgenliğini sağlamak için bu yapıya cam infiltre edilir. Bükülme direncinin In-Ceram Alumina'dan yaklaşık % 25 daha düşük, ve 283-377 Mpa arasında olduğu bildirilmiştir. Transludentliği ise 2 kat daha fazladır. ıık geçirgenliğinin iyi olması nedeniyle estetik beklentilerin fazla olduğu ön bölge restorasyonlarında endikedir [45].

### **2.2.2.3. In-Ceram Zirkonya**

In-Ceram Alumina ve In-Ceram Spinell'den sonra seramiği güçlendirmek için zirkonyum oksit kullanılarak In-Ceram Zirconia (Vita Zahnfabrik, Bad Säckingen, Almanya) geliştirilmiştir. In-Ceram Zirconia, seramiğin mekanik özelliklerini geliştirmek amacıyla %35 oranında parsiyel stabilize zirkonyum oksit ilave edilmesiyle elde edilen In-Ceram Alumina sisteminin bir modifikasyonudur [57]. In-Ceram Zirconia seramik korlar, ya klasik In-ceram tekniinde olduğu gibi slip-cast yöntemiyle ya da zirkonya blokların frezelenmesi ile elde edilirler. Elde edilen alt yapı üzerine feldspatik porselen yerleştirilerek restorasyon tamamlanır. Bükülme direnci 421-800 MPa'dır. Alt yapı opak olduğu için posterior krun ve köprü alt yapısı olarak kullanımı önerilmektedir [46, 48, 57] Konnektörlerin okluzogingival yüksekliği minimum 4 mm, bukkolingual genişliği minimum 3 mm. olmalıdır [58].

### **2.2.2.4. Procera All Ceram**

%99,9 yüksek saflıkta alüminyum oksit içeren Procera AllCeram (Nobel Biocare AB, Göteborg, sveç), Andersson ve Oden71 tarafından 1993 yılında geliştirilmiştir [59]. Alumina esaslı materyaller arasında zirkonyum oksitten sonra en yüksek dayanıklılığa sahiptir [59]. Bükülme direnci 500-600 MPa ve kırılma dayanımı  $4.48-6 \text{ MPa}\cdot\text{m}^{1/2}$  'dır [60, 61]. Çalıtma modelini taramak ve preparasyonun 3 boyutlu eklini tanımlamak için safir bir uç kullanılır [62]. Veriler üreticiye elektronik ortamda gönderilir, CAM (Computer Aided Manufacturing) teknolojisi ile fırınlama esnasında %15-20 oranındaki bükülme hesaplanarak büyütülmü daylı modeller elde edilir. Yüksek saflıktaki alüminyum oksit tozu, büyütülmü model üzerinde mekanik olarak sıkı tırılır. 1550



°C'de poroziteyi elimine etmek ve gerçek boyutlardaki alt yapıyı elde etmek için sinterlenir [63]. Isı genleşme katsayısı alüminyum oksit ile uyumlu bir feldspatik porseleniyle veneerlenir [50]. Konektörün okluzogingival yüksekliği 3 mm, bukkolingual genişliği ise 2 mm olmalıdır [46].

#### **2.2.2.5. Synthoceram**

Synthoceram (CICERO, Hoorn, Hollanda), Computer Integrated Ceramic Reconstructions (CICERO) teknolojisiyle üretilen cam infiltre edilmiş alüminyum oksit ile güçlendirilmiş alt yapı seramidir. CICERO'nun teknik konseptini ilk olarak Danissen ve ark. tanımlamıştır [64]. CICERO yöntemi ile diş preparasyonu yapılan çenenin ve karışık okluzyonun modelleri lazer tarayıcı ile üç boyutlu olarak bilgisayarda görüntülenir. Buna göre tasarımı yapılan alt yapı, alüminyum oksit ile güçlendirilen seramik bloklardan frezelenir ve sinterlenerek son halini alır [65]. Elde edilen alt yapı lösit içermeyen bir cam seramik olan Syntagon (CICERO, Hoorn, Hollanda) ile veneerlenerek restorasyon bitirilir [71].

#### **2.2.3. Zirkonya Esaslı Seramikler**

##### **2.2.3.1 Lava Sistemi**

Lava sistemi (3M ESPE, Seefeld, Almanya) 2002 yılında piyasaya sürülmüştür. CAD/CAM teknolojisi ile üretim yapmaktadır. İşlenmesi kolay olduğu için sinterlenmemiş zirkonya bloklar kullanılır ve % 20'lik lineer polimerizasyon bütülmesini kompanse etmek için CAD sisteminde gerçek boyutundan %20 daha büyük frezlenir. Sistem, Lava Scan (optik tarayıcı), Lava Form (frezleme makinesi) ve Lava Therm (sinterleme fırını)'den oluşur. Optik tarayıcı modeli tarandıktan sonra yazılım programı kullanılarak restorasyon bilgisayarda tasarlanır. Bu tasarım Lava Form frezleme ünitesine aktarılır. Sinterlenmemiş zirkonya bloklardan elde edilen alt yapı Lava Therm ünitesinde, 1500°C'de 11 saat sinterlenir. Estetik ve mekanik özelliklerinden dolayı hem anterior hem de posterior bölgede kullanılabilir [66].

##### **2.2.3.2 Procera Sistemi**

Procera sistemi (Nobel Biocare, Göteborg, İsveç) diş hekimliğinde uygulanan CAD/CAM teknolojisinin öncülerindedir. Bağıl olarak titanyumu işleyebilmek için 1986'da geliştirilmiştir [76]. Procera AllTitan, Procera AllCeram ve Procera AllZirkon

bloklar CAD/CAM teknolojisi ile frezlenebilmektedir. Procera AllZirkon blokların üretimi 2001 yılında başlamıştır. Laboratuvarlarda tarayıcı ve bilgisayar yazılımı vardır. CAM ünitesinin biri ABD’de diğeri sveç’tedir [67, 68]. Sistemin 2 farklı tarayıcısından birinde (Procera Piccolo, Procera Forte) model tarandıktan sonra alt yapı dizayn edilir. Data transferi internet aracılığı ile olur. Merkez laboratuardan gelen alt yapı üzerine zirkonyum alt yapılar için özel üretilmiş üst yapı porseleni (Nobel Rondo) kullanılarak restorasyon bitirilir. Tarayıcısı karma ıkk ekilleri tarayamadığı için bu sistem ile sadece tek kuron taranabilir. Yapılmış kuronların uyumu geliştirilmiş son sistemler kadar yeterli değildir [67].

### **2.2.3.3. Everest Sistemi**

Everest sistemi (Kavo Dental, Biberach, Almanya) temel olarak; Everest scan (tarayıcı ünite), Everest engine (a ndırıcı ünite) ve Everest therm (sinterleme fırını) olmak üzere üç üniteden oluşur. Tarama ünitesinde hem model taranır hem de alt yapının tasarımı yapılır. A ndırma ünitesi ile zirkonya bloklardan alt yapı elde edilir. Sistemin hem sinterlenmemiş (Kavo Everest ZS-Blank), hem de tam sinterlenmiş zirkonya blokları (Kavo Everest ZH-Blank) vardır. Sinterlenmemiş bloklardan üretilen alt yapılar Vita renklendirme likitiyle 5 farklı tonda renklendirilebilir ve 1500 °C’de sinterlenir. Tam sinterlenmiş bloklardan üretilen alt yapılar ise renklendirilemezler [68].

### **2.2.3.4. Hint-Els Sistemi**

Hint-Els sistemi (Digident, Griesheim, Almanya), Hint- Els hiScan (3 boyutlu tarayıcısı ve bilgisayar yazılımı), Hint- Els hiCut (frezleme ünitesi) ve Hint-Els hiTherm (sinterleme fırını) olmak üzere üç üniteden oluşur. Hem sinterlenmemiş (non-HIP) hem tam sinterlenmiş (HIP) zirkonya blokları kullanılabilir. Bu sistemde titanyum, alumina, metal ve plastik bloklar da vardır. Sinterlenmemiş bloklardan sadece 4-5 üyeli köprüler yapılabilir [69].

### **2.2.3.5. Cercon Sistemi**

1999 yılında geliştirilen CERCON Smart sistemi (DeguDent, Hanau, Almanya) diğer sistemlerden farklı olarak tarayıcı ünitesi yoktur. Mum modelaj esas alınarak CAM ünitesi ile alt yapı hazırlanmaktadır. Cercon brain ve Cercon heat olmak üzere iki bölümden oluşur. Cercon brain’de, lazer tarayıcı ve frezleme ünitesi vardır. Mum modelaj lazer tarayıcı tarafından taranır ve elde edilen veriler frezleme ünitesine

aktarılır. A ındırma ünitesinde yarı sinterlenmi bloklar üzerinde ilk önce kaba daha sonra ince a ındırma i lemleri gerçekle tirilir. Elde edilen alt yapı 6-8 saat 1350 °C’ de ‘Cercon heat’ fırınında sinterlenir. Elde edilen alt yapı üzerine CERCON Ceram-S porselen tozu kullanılarak tabakalama tekni i ile restorasyon bitirilir. Bu sistem tek kuron, 3-5 üyeli köprü ya da implantüstü kuron köprü restorasyonlarında kullanılabilir [70,71].

#### **2.2.3.6. DC-Zirkon Sistemi**

DC-Zirkon sistemi (Digitizing Computer System, DCS Dental AG, Allschwill, sviçre) ilk olarak 1990 yılında kullanılmaya ba lanmı tır. Alt yapı CAD-CAM teknolojisi ile üretilir [72]. Sistem Preciscan (tam otomatik lazer projeksiyonu ile çalı an optik tarayıcı), DCS (Dentform yazılım), ve precimill (frezeleme makinası) olmak üzere üç üniteden olu ur. Yo un sinterize DC Zirkon seramik blokları, sıcak izostatik presleme yöntemi ile sıkı tırılır ve bu sayede seramik içindeki mikro çatlak büyümesine olan direnç artırılmı tır [73]. Alt yapılar tam sinterlenmi Y-TZP blokları (DC Zirkon) ile hazırlanır; dolayısıyla alt yapı istenilen final boyutlarında frezelenir [84]. Besimo ve ark. [71] sinterleme sonrasında bu sitemde sinterleme büzülmesi olmamasından dolayı daha iyi bir marjinal uyum sa landı nı bildirirken; Luthardt ve ark. [75] ise tam sinterlenmi bloklarda frezeleme i lemi sırasında mikro çatlakların olu tu unu bildirmektedir.

#### **2.2.3.7. Cerec InLab Sistemi**

1980-1986 yılları arasında Mörmann ve Brandestini tarafından hekimlerin klinikte ölçü i lemini ortadan kaldırabilmesi için Chairside Economical Restorations of Esthetic Ceramics kelimelerinin ba harflerinden ismini alan CEREC sistemi (Sirona, Bensheim, Almanya) geli tirilmi tir [22]. 1992 yılında Cerec 1, 1994 yılında Cerec 2, 2000 yılında Cerec 3 ve 2005 yılında da in-EOS (ExtraOral-Scanner) olarak geli tirilmi tir. Geli tirilen ilk CEREC sisteminde ya anan yetersiz marjinal uyum ve oklüzal morfolojinin tam verilememesi gibi problemler son dönemlerde geli tirilen yeni sistemler ile a ılmaya çalı lmaktadır [47]. Sistem ile uyumlu intraoral kamera, bilgisayar yazılımı, frezleme ünitesi ve sinterleme fırınından olu maktadır. Cerec InLab hem mum modelajı hem de modeli tarayabilir. Taranan model üzerinde bilgisayar ortamında alt yapı tasarımı yapılır ve bu tasarımlar CAM ünitesine yerle tirilmi zirkonya bloklardan frezlenerek alt yapılar elde edilir. Sinterleme i lemi sonucunda alt

yapı yaklaşık %20 oranında bir büzülme uğru ve alt yapılar istenilen boyutta elde edilir [76]. Diğer sistemlere göre avantajları; daha düşük maliyetli olması, zirkonyadan farklı blokları da üretebilmesi ve zirkonya alt yapıyı 6 adet renk seçeneği ile renklendirebilmesidir. Dezavantajı ise bu sistem ile 3 üyeden daha uzun köprüler yapılamamakta ve sistemin oklüzal yüzey şekillendirmesi yetersizdir [77].

#### **2.2.3.8. Celay Sistemi**

Celay sistemi (Vita, Bad Säckingen, Almanya) 1987'de bilgisayar destekli sistemlere alternatif olarak, kopyalama tekniği esas alınarak geliştirilmiştir. Sistemde üretici firma olan Vita'nın hazır seramik bloklarından: feldspatik bloklar (Vitablocks for CELAY), alumina bloklar (Vita In-Ceram Alumina for CELAY), spinell bloklar (Vita In-Ceram Spinell for CELAY) ve zirkonya bloklar (Vita In-Ceram Zirconia for CELAY) kullanılır ve restorasyon bilgisayar desteği olmadan frezleme tekniği ile elde edilir. Celay cihazının sol bölümünde mavi renkli fotopolimerize kompozitten hazırlanmış modelaj (Celay Tech), sağ bölümünde ise frezlenecek Vita Celay Zirconia blok bulunur. Sol bölüme indirici özelliği olmayan sadece kompozit modelasyon üzerinde dolaştırılarak bu alt yapıyı tanıyan tarayıcı uçlar bulunurken frezleme bölümünde indirici özelliği olan frezler bulunur. Frezeleme işlemi tamamlandıktan sonra alt yapı sinterlenir [78].

#### **2.2.3.9. ZENO Tec Sistemi**

Zeno Tec sistemi (Wieland, Pforzheim, Germany) bir CAD/CAM sistemidir. Zirkonya bloklar kullanıldığında alt yapının istenilen renkte üretilmesi için ZENO Color Zr renklendirici ve bu renkleri sabitleyici ZENO Color Fix sıvıları bulunmaktadır. 3 Shape D 200 (Lazer tarayıcı), ZENO CAD (bilgisayar yazılımı), ZENO 4030 (frezeleme ünitesi) ve ZENO Fire (sinterleme fırını) olmak üzere dört ünitelerden oluşur. Model lazer tarayıcı ile taranır. Tek bir kronun görüntüsü 45-60 sn'de elde edilir. Veriler bilgisayar yazılımında üç boyutta hareket ettirilerek restorasyonun tasarımı yapılır. Frezeleme ünitesinde seramik alt yapılar gerçek boyuttan %20 daha büyük olarak üretilir. Alt yapı, 12 saatlik sinterleme işleminden sonra gerçek boyut ve sertliğe ulaşır. Piyasada, zirkonya bloklar dışında alumina diskler, titanyum diskler, polimetil metakrilat diskler ve immedat restorasyonların hazırlanması için akrilik polimer diskler mevcuttur [77].

### **2.2.3.10. Zirkonzahn Sistemi**

Zirkonzahn sistemi (Steger, Ahrntal, talya) ile hem mekanik (MAD/MAM) hem de CAD/CAM yöntemleriyle üretim yapılabilir. MAD/MAM (Manuel Aided Design/ Manuel Aided Manufacturing) yönteminde, firmanın kendi ürettiği kompozit rezin ile model üzerinde restorasyon yapılacak dişlerin alt yapı örneği elde edilir. Kompozit örnek makinenin okuyucu ucunun bulunduğu tarafa, Zirkonzahn blok ise ağız indirme işlemi için yapılacak tarafta yerleştirilir. Okuyucu uç hazırlanan kompozit örnek üzerinde manuel olarak hareket ettirilirken, diğer tarafta yarı sinterize zirkonya bloktan susuz ortamda alt yapı restorasyonu frezlenir. Hacim olarak %20 daha büyük hazırlanan restorasyon, renklendirildikten sonra yaklaşık 16 saat süreyle 1500°C'de sinterlenir ve gerçek boyutuna ulaşır [79]. CAD/CAM sisteminde ise model Optical Scanner S 600'de taranır, alt yapı tasarımı bilgisayar yazılımıyla yapılır ve CAM ünitesinde alt yapı yarı sinterlenmiş zirkonya bloktan frezelenerek hazırlanır. Zirkonzahn, birçok laboratuvar tarafından maliyetinin düşük olması sebebiyle tercih edilmektedir. Bu sistemde, Y-TZP blok olarak ICE Zirconia'nın dışında, Prettau Zirconia adında bir zirkonya blok daha piyasaya sürülmüştür. Bu bloğun amacı, restorasyonun tamamının ya da bir kısmının bu bloktan üretilmesi ve minimal üst yapı porseleni kullanılarak ya da üst yapı porselenine ihtiyaç duyulmaksızın renklendirici solüsyonlarla uygun estetik sağlanabilmesidir [67,80].

### **2.2.3.11. Denzir Sistemi**

Denzir sistemi (Decim AB, Skelleftea, İsveç) ilk olarak 1995 yılında inley restorasyonlar için geliştirilmiştir. Bu sistemde ölçüm işlemi Decim Reader, restorasyonun tasarımı bilgisayarda Decim Designer denilen yazılım, ölçümler CAM ünitesinde Decim Calculator ile yapıldıktan sonra üretim Decim Producer tarafından gerçekleştirilmektedir. Lokal bilgisayar ile üniteler birbirine bağlıdır. Bu sistemde kullanılan bloklar tam sinterlenmiştir ve sıcak izostatik presleme prosedürü ile sıkıştırılarak oluşturulmaktadır. Bu işlem zirkonyum seramik içindeki parçacık yoğunluğunu artırmak amacıyla 1400-1500°C'de yüksek basınç altında gerçekleştirilir. Decim sistemi ile seramik restorasyonlar üretilmektedir. Ayrıca Decim sistemi yttrium-stabilize zirkonya bloklardan inley üretebilen tek sistemdir [81].

## 2.3. Cad/Cam Sistemleri

### 2.3.1. Tanımı Ve Tarihsel Gelişimi

CAD/CAM, 'Computer Aided Design/Computer Aided Manufacturing' kelimelerinin kısaltılmasıdır. Çalıılan parçanın üç boyutlu planını bilgisayar ekranında dizayn eder ve bilgisayar kontrolündeki makine otomatik olarak üretim yapar [82].

CAD/CAM teknolojisi di hekimli i alanına ilk kez 1971 yılında Francois Durettarafından sokulmu tur. Francois Duret, bu endüstriyel teknolojiyi di hekimli ine transfer ederek bir dental restorasyon için harcanan manuel eforu ve maliyeti azaltmayı amaçlamı tır. CAD/CAM'in endüstriyel kullanımı ile istenilen sayıda ve birbirinin aynı ürünler, daha kısa sürede ve daha az efor harcanarak üretilir. Ancak di hekimli inde bu görü geçerli de ildir, çünkü her restorasyon hastaya özgü dizayn edilir ve ki iseldir [82].

İlk ortaya çıkan CAD/CAM sistemleri, dü ük çözünürlüklü tarama cihazı ve yetersiz bilgisayar gücü nedeniyle marjinal uyumu ve day ile internal adaptasyonu kötü olan restorasyonların yapımına neden olmaktadır. Ancak yeni sistemlerdeki teknolojik gelişmeler ve yazılımdaki ilerlemeler bu problemleri minimuma indirmi ve marjinal uyumu üstün bir hale getirmi tir.

CAD/CAM, konvansiyonel yöntemlerde kullanılamayan materyallerin kullanımına olanak verir. Bu i lem artımı mikroyapısal özellik, yüksek yo unluk, dü ük porözite ve azalmı artık stres özellikleri gösterir [83].

### 2.3.2. CAD/CAM Komponentleri

Tüm CAD/CAM sistemleri 3 fonksiyonel komponent içermektedir:

#### 2.3.2.1. Tarayıcı (scanner)

Preparasyonu yapılan di in veya di lerin, kom u di lerin ve antagonist di lerin geometrisini intraoral ya da ekstraoral olarak tarar. nleyler ve tek kuronlar için sadece prepare edilen di yüzeyinin taranması yeterlidir. Köprüler veya ilave oklüzal karakterizasyonlar için, kom u di ler ve antagonist di lerle ilgili daha fazla bilgiye ihtiyaç vardır. Dental kullanımlar için 3 tip 3-D tarayıcı cihazı bulunmaktadır. Mekanik tarayıcıda bir küre, i ne ucu ya da pin aracılı ı ile güdük üzerinden tarama yapılır. ntraoral tarayıcıda kesilmi ve kom u di lerin anatomik yapılarının görünümü

kaydedilerek dijital bir görüntü elde edilir. Optik tarayıcıda ise lazer projeksiyonu, beyaz ışık ya da renkli ışık ile gödük yüzeyi optik olarak taranır [84].

### **2.3.2.2. Yazılım (Software)**

Ekranında restorasyonun üç boyutlu tasarımının yapılabilmesi için bir bilgisayar ünitesi gerekir. Ki iye özgü restorasyonun tasarımına olanak sa layan yazılım programları yapılmı tır. CAD komponenti içermeyen sistemler CAD/CAM sistemi olarak adlandırılmaz, (CAD-)/CAM sistemi olarak adlandırılırlar [82]. Örne in Cercon (DeguDent, Hanau, Almanya) sistemi CAD komponenti içermeyen ve restorasyon geleneksel yöntemlerle yapılan mum modelajla tasarlanır.

### **2.3.2.3. Donanım (Hardware)**

Bilgisayar kontrolündeki a ındırma makineleridir. Restorasyon, bloklardan frezle a ındırılarak elde edilir. CAM ünitesindeki a ındırmadan sonra restorayon üzerinde bazı düzenlemeler (manuel düzeltme, renklendirme, vernerleme, cilalama) di teknisyeni tarafından yapılır [82].

### **2.3.3. Açık Ve Kapalı CAD/CAM Sistemleri**

Dental teknolojide kullanılan ço u CAD/CAM sistemi; tarayıcı, yazılım ve donanım içeren kapalı sistemlerdir. Restorasyonun üretilmesinde kullanılan materyaller, bu sistemin birer parçasıdır ve bazı kod sistemleri kullanılır. Di er yandan bazı açık sistem CAD/CAM teknolojileri de dental markette yerini almı tır. Bu sistemlerde dizaynın 3D modeli, yazılımdan (CAD) donanıma (CAM) transfer edilir. Bu kullanılan lisan endüstriyel olarak uygun bir formattır. Farklı üretim merkezleri ve CAM sistemleri arasında seçim yapılabilmesine olanak tanır [84].

### **2.3.4. CAD/CAM Materyalleri**

CAD/CAM sisteminde kullanılmaya elveri li materyal grubu unlardır [85]:

- Silikat seramikler
- Cam infiltre alüminyum oksit seramikleri
- Yo un sinterlenmi alüminyum oksit seramikleri
- Yo un sinterlenmi zirkonyum oksit seramikleri
- Titanyum

- Kıymetli ve kıymetsiz metal alaşımlar
- Dayanıklılığı artırılmış ve dökülebilir akrilikler

## 2.4. Zirkonya Esaslı Seramikler

### 2.4.1. Yapısı Ve Özellikleri

Metalik yapıda bir element olan Zirkonyum 'un sembolü 'Zr' ve atom numarası 40'dır. 1789 yılında Alman kimyacı Martin Heinrich Klaproth tarafından bulunmuştur. Bazı derli ta'ların ısıtılması sonucu ortaya çıkan reaksiyon ürünüdür.

Zirkonyumun yoğunluğu  $6,49 \text{ g/cm}^3$ 'dür. Erime noktası  $1852^\circ\text{C}$  ve kaynama noktası  $3580^\circ\text{C}$ 'dir. Kristal yapısı heksagonaldir ve grimsi bir rengi vardır.

Zirkonyum doğada saf halde olmayıp, metal oksiti "zirkonyum dioksit ( $\text{ZrO}_2$ )" ve silikat oksit ile yapılabilek olan "zirkonyum silikat oksit ( $\text{ZrSiO}_4$ )" ekinde bulunmaktadır. Ancak bu mineraller doğadan elde edildiklerinde uranyum ve toryum gibi radyoaktif elementler içerebilmektedirler. %0,5-2,0 arasında hafniyum (Hf) da içerirler. Biyomateryal olarak kullanılacak saf zirkonya tozu elde etmek için materyal, karmaık ve zaman alıcı bir arıtma işlemine tabi tutulmaktadır [39].

Zirkonyum oksitin yapısındaki taneciklerin boyutu küçüktür ( $<0,5- 0,6 \mu\text{m}$ ) (97). Monoklinik faz (m), tetragonal faz (t) ve kübik faz olmak üzere üç farklı kristal yapısı vardır. Zirkonyum  $1170^\circ\text{C}$ 'ye kadar monoklinik faz yapısında, bu dereceden sonra tetragonal faz yapısına ve  $2370^\circ\text{C}$ 'nin üzerinde kübik faz yapısına dönüşür. Ergime noktası  $2680^\circ\text{C}$ 'dir [39].

Zirkonyum oksit oda sıcaklığında monoklinik fazdadır. Isı uygulanmasıyla tetragonal faza dönüşür [4]. Isı uygulamasının ardından soğuma sırasında t m faz dönüşümü meydana gelir. Tanecik boyutu daha büyük olana monoklinik faz materyalde %3-5'lik hacim artımına sebep olur. Bu artış kompresif stresler ortaya çıkararak dayanıklılığı artırır. Faz dönüşümü kontrol altına alınmadık takdirde hacim artımını ileri derecede kırıklara neden olabilir. Bundan dolayı zirkonyum oksitin oda sıcaklığında tetragonal fazda tutulması gerekmektedir. Tetragonal tanecikler oda sıcaklığında stabil olabilmeleri için materyalin içerisine kalsiyum, magnezyum, alüminyum, yttrium veya seryum gibi metal oksitler ilave edilir [4, 39]. Saf zirkonyum oksitin içerisindeki yttrium oksit materyali oda sıcaklığında tetragonal fazda tutar ve parsiyel stabilize edilmiş zirkonyum oksit materyalini oluşturur [39].



Zirkonyanın Vickers sertliği di er dental ala ımların 4-5 katıdır (1000-1300 Vickers) ve elastik modülüsü yaklaşık 200 MPa'dır [86]. Yapılan in-vitro çalışmalarda zirkonyum oksitin bükülme dayanıklılığı ortalama 900-1200 MPa, kırılma dayanımı ise 9-10 MPa m<sup>1/2</sup> olarak bulunmuştur [39].

Seramiklerin uzun dönem stabilitesi çatlak ilerlemesiyle ilgilidir. Tükürük içerisindeki su cam ile etkileşime girer, cam çözünür ve çatlak ilerlemesi artar. Zirkonyum oksit cam içermez [6] ve polikristalin yapıda olduğu için bu fenomeni göstermez. Ancak zirkonyum oksit su varlığında daha da dramatik olarak, 'düşük sıcaklarda bozulma' (low temperature degradation) fenomenine sahiptir [87]. 900-1000 °C'deki bir dakikalık kısa süreli ısı uygulamalarında bile tersine dönüşümün (metastabilite) tetiklendiği bildirilmiştir. Özellikle üst yapı porselenin fırınlanması sırasındaki olası metastabilite dönüşümü ile kompresif stresler serbestleştirilir ve dayanıklılık azalır [88].

Zirkonyum oksit alt yapılar radyopaktır bu da marjinal bütünlüğün ve artıktan simanın radyografik olarak değerlendirilmesini kolaylaştırır [89].

Palladyum ve nikel gibi dental ala ımlar alerjik reaksiyona sebebiyet verirken, metal desteksiz seramik sistemleri bu problemi ortadan kaldırır [48, 53]. Zirkonyum oksitin biyouyumluluğu için yapılan in vivo ve in vitro çalışmalarda herhangi bir lokal ya da sistemik yan etki bildirilmemiştir [90]. Ayrıca titanyuma göre daha az bakteri tutunması olduğu gözlemlenmiştir [91].

Zirkonyum oksitin termal iletkenliği çok az olduğu için termal hassasiyet ve pulpa irritasyonları daha azdır [57].

Üstün mekanik özelliklerinden dolayı, kuvvetli yüklere maruz kalınan posterior bölgede çok üyeli köprü restorasyonlarının yapımında kullanılabilir [91]. Bununla birlikte alt yapının veneer seramik ile kaplanacak olması da dayanıklılığı bir miktar artırır. Materyalin yüksek dayanıklılığı ve üstün detay kabiliyeti di er materyallere göre avantajdır. Hafif opak görüntüsü ise dezavantajdır. Bu sebeple zirkonya alt yapı sabit protezlerin anterior bölgede kullanımları sınırlıdır [88].

#### **2.4.2.. Uygulama Alanları**

Sertliği, aşınma ve korozyona direnci, ani ısıl değişimlere karşı dayanıklılığı gibi özellikleri sayesinde endüstride kullanılmakta olan zirkonyum oksit, 1960'ların sonunda, biyomateryal olarak sağlık alanında kullanılmaya başlanmıştır [92]. Zirkonyum oksitin biyomedikal uygulamasının anlatıldığı ilk makale 1969'da Helmer ve Driskell tarafından yayınlanmıştır [39]. Biyouyumluluğu ve üstün mekanik

özellikleri sayesinde, 1980'li yılların sonunda ortopedik kalça eklemi protezlerinin yapımında kullanılmı tır [93]. Ancak 2001 yılından sonra bu alanda kullanılan Mg ile stabilize zirkonyum oksitin büyük tanecik çapı (30-60 µm) ve pöröz yapısından dolayı a nmalara neden oldu u görülmü [39] ve biyomedikal kullanımını % 90 azalmı tır [93].

Zirkonyum oksit di hekimli inde; implant ara parçası olarak, ortodontik braket yapımında, protetik restorasyonlarda, post-core materyali olarak, kron köprülerde kuvvetlendirici alt yapı olarak ve kompozit materyalini güçlendirmek amacıyla kullanılmaktadır [39].

### **2.4.3. Zirkonya Materyalleri**

#### **2.4.3.1. Stabilize Zirkonya**

Stabilize zirkonya, saf zirkonyaya CaO, MgO, CeO<sub>2</sub>, Y<sub>2</sub>O<sub>3</sub> gibi stabilize edici oksitler ilave edilmesiyle elde edilir [39]. Tam stabilize (TSZ) ve parsiyel stabilize zirkonyum oksit (PSZ) olmak üzere iki tipi vardır. Tam stabilize zirkonyum oksit, zirkonyum oksite % 16 mol CaO, % 16 mol MgO ve % 8 mol Y<sub>2</sub>O<sub>3</sub> ilave edilerek elde edilir. Kübik form içerir. Sertli inin ve termal ok direncinin yüksek olması sebebiyle seramik endüstrisinde a ndırıcı bir araç ve de ate e dayanıklı bir ürün olarak kullanılmaktadır. Zirkonyum oksite daha dü ük oranlarda stabilize edici oksitler ilave edilmesiyle PSZ elde edilir. PSZ materyali daha kullanı lı mekanik özelliklere sahiptir [37]. Oda sıcaklı nda majör faz olarak kübik zirkonya, minör faz olarak da monoklinik ve tetragonal fazları içerir [39].

#### **2.4.3.2. Yttrium-Tetragonal Zirkonya Polikristalleri (Y-TZP)**

Yttriyum oksitin (Y<sub>2</sub>O<sub>3</sub>), saf zirkonyaya a ırlı ının %2-3 oranında ilave edilmesiyle elde edilen yttriyum stabilize tetragonal zirkonya polikristali (Y-TZP)'dir [92]. Yttrium oksit, saf zirkonyayı oda sıcaklı nda stabilize etmek ve multifazlı parsiyel stabilize zirkonyum oksiti elde etmek amacı ile yapıya ilave edilen stabilize edici bir oksittir [94]. Y-TZP'nin tanecik büyüklü ü içeri indeki yttrium konsantrasyonuna ba lı olarak de i iklik göstermektedir. Tanecik yapısının belirli bir büyüklü ün üzerinde olması, t m faz dönü ümüne neden olmaktadır. Oda sıcaklı nda metastabil bir yapı elde etmek için tanecik büyüklü ünün 0,8 µm'den küçük olması gerekmektedir. Ancak tanecikler çok ince yapıda oldu unda t m faz dönü ümü inhibe edilebilmektedir. Y-TZP'nin bazı fiziksel ve kimyasal özellikleri Çizelge 2'de gösterilmektedir [39]

**Çizelge 2.2:** Y-TZP'nin özellikleri [39].

<b>ÖZELLİK</b>	<b>Y-TZP</b>
Kimyasal kompozisyon	ZrO <sub>2</sub> +3mol% Y <sub>2</sub> O <sub>3</sub>
Yoğunluk	>6 g/cm <sup>3</sup>
Pörözite	<0.1 %
Bükülme direnci	900- 1200 MPa
Baskı dayanımı	2000 MPa
Young modülü	210 GPa
Kırılma dayanımı	7-10 MPa m <sup>1/2</sup>
Isı genleşme katsayısı	11x10 <sup>-6</sup> K <sup>-1</sup>
Termal iletkenlik	2 W m K <sup>-1</sup>
Sertlik	1200 HV

Y-TZP esaslı restorasyonlar, önceden yarı sinterlenmiş blokların hafif bir şekilde ekilendirilmesini (soft machining) takiben yüksek ısıda sinterleme ile veya tamamen sinterlenmiş blokların sert bir şekilde ekilendirilmesi (hard machining) ile üretilmektedir [74].

Son yıllarda geliştirilen birçok sistemde kron ve köprü restorasyonları için zirkonyum oksit esaslı alt yapı üretimi, yarı sinterize Y-TZP blokların frezeleme ile ekilendirilmesinden sonra yüksek sıcaklıklarda sinterizasyonun tamamlanması ile yapılmaktadır. Prepare edilmiş dişlere ait day veya restorasyonun mum örneği sisteme ait tarayıcı ile taramakta, bilgisayar programı tarafından büyütülmüş bir restorasyon tasarlanmakta ve yarı sinterize blok freze yöntemiyle ekilendirilmektedir. Büzülme oranı hesaplanarak ekilendirilen restorasyon, yüksek sıcaklıklarda sinterize edilmektedir. Bu temel işlemler, sistemin taramayı nasıl yaptığını ve YTZP'nin göstereceği sinterizasyon büzülmesine (~ % 25) göre farklılıklar göstermektedir [74].

Üretici tarafından hazırlanan bloklar, Y-TZP tozunun yanı sıra bloğun ekilendirilebilmesini sağlayan ve ön sinterizasyon aşamasında uzaklaştırılan bir matriksten oluşmaktadır. Ayrıca aşırı inç yaklaşık %2' si kadar hafnium oksit (HfO<sub>2</sub>) içermektedir. Tozların kimyasal kompozisyonları çok küçük farklılıklar gösterirken mikro yapıları ortalama 60 µm çapındaki çok küçük kristallerin bir araya gelerek oluşturduğu kristal kümelerinden oluşmaktadır. Bloklar soğuk izostatik basınç tekniği ile üretilmektedir. Blokların üretim aşamasında, matriksin uzaklaştırılması üretici tarafından çok dikkatli bir şekilde kontrol edilmesi gereken bir aşamadır. Çünkü ön

sinterizasyon ısı ve sinterizasyon hızı bloğun sertliğini, işlenebilirliğini ve ekiletilmiş restorasyonun pürüzlülüğünü etkilemektedir [74, 95].

Sinterizasyondan önce elde edilen alt yapı farklı metal tozlarından oluşan solüsyonda renklendirilir. Sinterizasyon işlemi sırasında renk gelişimi tamamlanır [96].

Sinterizasyon işlemi özel olarak programlanmış fırınlarda yapılır. Her ürünün sinterizasyon koşullarının farklı olmasıyla beraber 1350°C ve 1550°C arasında değişmektedir. Sinterizasyon koşullarındaki farklılıklar, Y-TZP tozunun kimyasal içeriğinden kaynaklanmaktadır [74, 96].

Tam sinterize Y-TZP blokların üretiminde ilk amaçta, 1500°C altındaki sıcaklıklarda ön sinterizasyona tabi tutularak %95 yoğunluğa ulaşılması sağlanır. Blokların, 1400-1500°C yüksek basınç altında (sıcak izostatik basınç) ikinci bir uygulamaya tabi tutulmasıyla %99'luk yoğunluğa ulaşılması sağlanmaktadır. Bloklar, özel olarak tasarlanmış freze cihazlarında ekiletilmektedir. Tam sinterlenmiş yoğun blokların sertliğini ekiletilmelerini zorlaştırmaktadır [96].

#### **2.4.3.3. Zirkonya ile Güçlendirilmiş Alumina ( $Al_2O_3$ )**

$ZrO_2$  ile sertleştirilmiş alumina; ZTA olarak ve  $ZrO_2$  ile sertleştirilmiş mullit ( $3Al_2O_3 \cdot 2SiO_2$ ) ZTM olarak adlandırılmaktadır. Diğer zirkonyalardan farkı; tetragonal fazın oda sıcaklığında stabilizasyonu için temel olarak ilave iyonların kullanılması yerine durumun kontrolünün partikül boyutları, partikül morfolojisi ve lokasyonu (intra veya intergranüler) ile sağlanmasıdır. Bu gruba verilebilecek en yaygın örnek In-Ceram Zirconia (Vita Zahnfabrik)'dir. Bu malzeme, %30 cam ve hacimsel oranı 70:30 olan  $Al_2O_3:ZrO_2$  den oluşan %70 polikristalin seramiğin iç içe geçmiş olduğu bir kompozittir [74].

### **2.5. Yüzey İlemlerinin Zirkonyum Oksit Esaslı Seramiklere Etkisi**

#### **2.5.1. Aşındırma**

Aşındırma işlemi ile seramik yüzeyinde pürüzlülük değişimleri, plastik deformasyon, faz dönüşümü, mikro çatlaklar ve rezidüel stresler oluşur [75]. Aşındırmanın seramikler üzerinde iki farklı etkisi bildirilmiştir. Birincisi yüzeyde rezidüel baskı stresleri oluşabilir ve bunlar zirkonyum oksit destekli seramiklerin bükme dayanımını artırabilir. Zirkonyum oksit materyalinde tetragonal fazdan monoklinik faza geçiş ile meydana gelen hacim artışı sayesinde diğer seramiklere göre daha fazla baskı stresi ve yüzeyde derin çatlaklar oluşur [97]. Yüzey işlemlerinin sebep olduğu yüzey çatlakları, stres

yo unla masına sebep olarak dayanıklılı ı azaltıcı bir rol oynayabilmektedir. A ındırma sırasında meydana gelen derin çatlaklar, yüzeydeki sıkı tırcı tabakanın derinli ini a tı ında dayanıklılı ı azaltmaktadır. A ındırma esnasında frezin materyalin yüzeyine temas etmesi ile yüzeyden onlarca mikron madde kaldırılmaktadır. Ayrıca i lem sırasında materyaldeki ısı yükselmesi yüzeydeki stresi artırmaktadır. Isının yükselmesi, tetragonal fazdan monoklinik faza geçi i ters yönde aktive ederek sıkı tırcı tabakanın zayıflamasına sebep olur [42]. A ındırma i lemini uygun parametrelerle uygulamak dayanıklılık üzerindeki olumsuz etkilerini azaltabilir A ındırma i leminin yönü, a ındırıcı grenlerin büyüklü ü, a ındırma hızı ve kesme derinli i materyalin dayanıklılı ını etkileyen faktörlerdir [98].

### **2.5.2. Kumlama**

A ındırmaya kıyasla daha hassas bir yüzey i lemidir. Kumlama; materyallerin yüzeylerinin temizlenmesi, mikroretantif yapıların ve yüzey alanlarının artırılması amacıyla materyalin yüzeyine uygulanır. Kumlama ile yüzeyden az miktarda materyal kaldırılmakta, ısı artı ı ve yüzeyde olu an stres yüksek boyutlara ula mamaktadır.

Y-TZP materyalinin kumlanması sonucu  $Al_2O_3$  partiküllerinin yüzeye temas etti i yerde ince bir sıkı tırcı tabaka olu ur. Yüzeydeki sıkı tırcı stres tabakasının kalınlı ı az olmasına ra men, kumlama i leminin meydana getirdi i yüzey çatlakları bu tabakayı geçmedi i için kumlama materyalin dayanıklılı ını arttırmaktadır. Kumlamanın sebep oldu u yüzey defektleri eroziv a ınma ve yatay yönde yüzey çatlaklarıdır [99].

Kumlama i lemi ile ilgili ara tırmalarda sadece kumun tanecik büyüklü ü de il, kumlama cihazına ait de i kenlerin (basınç, kumlama yo unlu u ve süresi gibi) de belirlenmesi gerekir [100, 101].

### **2.5.3. Lazer**

İlk defa Maiman tarafından 1960 yılında geli tirilen lazer, o zamanki adıyla maser (Microwave amplification by the stimulated emission of radiation) Light Amplification by Stimulated Emission of Radiation (Stimule edilmi radyasyon yayılımı ile ı ık güçlendirilmesi kelimelerinin ba harflerinden adını almaktadır. Maiman'ın geli tirdi i lazer 0.694 Zm dalga boyunda ı ık yayan ruby lazeri olmu tur. Bir yıl sonra 1961 yılında ise Snitzer neodmiyum lazeri geli tirmi tir [102].

Lazerler dar bir frekans aralı ında ı ık üretmektedirler. Pek çok pratik uygulama için monokromatik lazerler kullanılmaktadır. Lazerler ı ı ı olu turan aktif elemente

göre isim almaktadırlar. Lazerin ürettiği ışığın dalga boyu veya tersiyle ifade edilirse frekansı, belirli aktif elementin karakteristiğini göstermektedir [103].

### **2.5.3.1. Di Hekimli inde Lazer**

Di hekimli indeki ilk lazer çalışmaları büyük bölümü ruby lazer kullanılarak yapılmıştır ve bu da di hekimli inde lazer uygulamalarının gelişmesini geciktiren bir faktör olmuştur [102]. Son yıllarda pek çok dalga boyundaki lazer di hekimli inde kullanılmaktadır [103].

### **2.5.3.2 Di Hekimli inde Kullanılan Lazer Cihazları**

#### **2.5.3.2.1. Nd-YAG lazer**

Neodimiyum Lazeri, etkili lazer özellikleri gösteren, nadir yer elementlerinin uygun ısı özellikleri olan kristallere katkılanması yöntemi ile hazırlanan ve dalga boyları medikal uygulamalar için uygun olan malzemelerinin başında gelir. Bu malzemelerden, 1064 nm temel lazer üretme dalga boyu ile Neodimiyum atomu katkılandırılmış ytrium alüminyum garnet kristali (Nd-YAG), en önemli ve en çok kullanılanıdır [104].

Neodymium lazerinin ilk dental uygulaması Yamamoto ve Sato tarafından 1980 yılında gerçekleştirilmiştir. Araştırmacılar yaptıkları bir dizi in vivo ve in vitro deney sonucunda Nd-YAG lazerin yeni başlayan çürüklerin önlenmesinde etkili bir araç olduğunu belirtmişlerdir [105]. Aynı dönemlerde ABD Ordusu Walter Reed Tıp Merkezi Dental Araştırma Enstitüsü'nde yapılan bir araştırmada neodimium lazeri diş sert dokuları üzerinde ve dental alanların eritilmesinde kullanılmaya başlanmıştır. Ancak Nd-YAG lazerinin dental sert dokular üzerindeki uygulamalarının kanıtlanması ve di hekimli i alanında yaygın kullanımının başlaması süresini almıştır [102].

Yapılan çalışmalarda düşük güçlerde kullanıldığında istenilen bakteri dezenfeksiyonu etkisini vermediği, yüksek güçlerde çalışıldığında ise eksternal kök rezorpsiyonu, kök yüzeylerinde ankiloz ve sementte erimelere neden olabileceği bildirilmektedir [106].

Nd-YAG lazer sistemi di hekimli inde hem sert hem de yumuşak dokularda kullanılmak üzere üretilmektedir [107]. Işın kalitesi, yarı iletken lazerlere göre çok iyi, gaz lazerlere göre daha kötüdür. Ancak Nd-YAG lazerleri, kullanımı kolay, dayanıklı ve az bakım gerektiren ürünlerdir. Gaz lazerlerine göre düşük maliyetlidirler. Nd-YAG

lazerlerinin kullanımı, lazer güvenli i bilgisi dı ında özel bilgi ve beceri gerektirmez [103].

### **2.5.3.2.2. Er-YAG**

Sert doku lazerleri, di hekimli inde mine ve dentinin a ındırılması ve kemik operasyonları için etkin bir ekilde kullanılır. Her türlü kavite hazırlanması, kanal geni letme, apikal rezeksiyon, gömülü 20 ya di çekimi ve yüzey pürüzlendirilmesi gibi alanlarda kullanılırlar. Sert doku lazerleri, hava ve su ile birlikte kullanıldı ından dolayı termal etki olu turmazlar [108].

Erbiyum atomu katkılandırılmı yttrium alüminyum garnet kristali (Er-YAG) lazerler günümüz di hekimli inde en yaygın olarak kullanılan lazer sistemidir [109].

Er-YAG lazer, ilk kez Zharikov ve arkadaş ları tarafından 1975 yılında geli tirilmi ve 1997 yılında Food and Drug Administration (FDA) tarafından çürük temizlenmesi, kavite preparasyonlarının ekillendirilmesi, mine ve dentinin pürüzlendirilmesi öncesinde modifikasyonu için kullanımı onaylanmı tır [110, 111]. Er-YAG lazer, erbiyum (Er 3+) iyonları ile katkılandırılmı , YAG ana kristallerinden olu maktadır. YAG içinde oldu unda erbiyum iyonları 2940 nm dalga boyunda lazer emisyonu gerçekleştirir. Erbiyum iyonları aynı zamanda krom sentezli YSGG (yttrium scandium galyum garnet) ana kristalinin içine de katkılandırılabilir. Bu yolla üretilen lazer erbiyum, krom YSGG (Er, Cr: YSGG) lazeri olarak bilinir [112]. YSGG içinde olunca erbiyum iyonlarının emisyonu 2790 nm dalga boyundadır. Di er taraftan, ilk Er-YAG lazerlerinin darbe frekansı 10 Hz. veya altında çalı ırken bugün darbe frekansı 50 Hz. olabilmektedir. Son yıllarda di hekimli inde kullanılan Er-YAG lazerler serbest çalı an darbeleri emisyon modunda çalı ır. Darbe aralı ı yaklaşık 200 mikro saniyedir. 5000 ya da 10000 W gücündeki lazerlerle 1 J veya daha yüksek darbe enerjisi elde etmek mümkündür. Lazerlerden ortalama 20-30 W güç elde edilebilmesine ra men FDA bu lazerlerin di hekimli inde 5-10 W güç ile kullanılmasını önermektedir [109].

### **2.5.3.3. Lazer Enerjisinin Malzeme Yüzeyine Etki Mekanizması**

Lazer ı nları,

- Lazer ı nının dalga boyu,
- 2- Birim alana dü en güç yo unlu u,
- 3- Madde yüzeyine aktarılan toplam enerjiye ba lı olarak etki eder [113].

### **2.5.3.3.1. Lazer I ışınının Dalga Boyu**

Lazer dalga boyu, hedef alınan malzemenin lazer ışınlarını ne oranda geri yansıtacağı, ne oranda içine tesir edeceği ve tesir kalınlığı için belirleyicidir. Örneğin 3 µ dalga boyu su tarafından derhal emilerek ısıya dönüşürken, 0,5 µ dalga boyu çevresindeki bantta lazer ışınları su içerisinde ilerleyebilmektedirler. 10 µ dalga boyundaki lazer ışın cam tümüyle opak iken bakır çok yansıtıcıdır. Lazer ışınlarının dalga boyu küçüldükçe birim foton enerjisi doğrudan orantılı olarak artmaktadır [113].

### **2.5.3.3.2. Birim Alana Düzenli Güç Yoğunluğu**

Birim alana düzenli güç yoğunluğu  $W/cm^2$  cinsinden ölçülen anlık güçtür. Normal güçte çalıştıran lazer tiplerinden farklı olarak Q-anahtarlamalı sistemlerde anlık güç çok yüksektir. Birim alana düzenli güç yoğunluğu malzemeye molekül düzeyinde etki ederek, molekül bağlarının geçici ya da kalıcı olarak bozulmasına, bu etkiye bağlı olarak malzemede parçalanmaya ve mikro kırıklar oluşmasına yol açar [113].

### **2.5.3.3.3. Madde yüzeyine aktarılan toplam enerji**

Lazer cihazlarında genellikle güç Watt (W) cinsinden ve enerji de joule (J) cinsinden ifade edilir. Bir W bir saniyede üretilen/harcanan joule birimlerinde enerji olarak tanımlanmaktadır. Lazer ışının demeti ile malzeme üzerinde işlem yapmak için lazer cihazının gücünden ziyade, malzemenin birim alanına düzenli güç daha önemlidir. Bu parametre güç yoğunluğu olarak tanımlanmaktadır. Güç yoğunluğunun  $W/cm^2$  birimlerinde ölçülmektedir. Lazer demetinin monokromatikliği ve koherensliği, demetin çok küçük bir alana odaklanabilmesini ve çok büyük bir tepe gücü yoğunluğunun elde edilmesini mümkün kılmaktadır. Elde edilen güç yoğunluğuna göre malzeme üzerinde, kesme, kaynak, delme vb. işlemlerin yapılabilmesi mümkün olmaktadır [114].

## **2.6. Materyallerin Mekanik Özellikleri**

### **2.6.1. Gerilim (Stress)**

Gerilim, bir cisme dışarıdan kuvvet uygulandığında o cismin içinde meydana gelen ektir. İddette ve zıt yöndeki kuvvet olarak tanımlanmaktadır [3, 89, 90]. Dışarıdan uygulanan kuvvet ile cisimde ya hareket ya da deformasyon meydana gelir. Gerilim birim alana uygulanan kuvvettir ( $N/m^2$ ,  $kN/m^2$ ,  $MN/m^2=MPa$ ).

Cisme uygulanan kuvvetin yönüne göre 3 farklı şekilde gerilim meydana gelir;



- Çekme Gerilimi (Tensile Stress): Cisimde, gelen yükün yönünde uzamaya neden olacak deformasyona karşı koyan iç kuvvettir.
- Basma Gerilimi (Compressive Stress): Cismi sıkı tıran veya kısaltan yükün neden olduğu deformasyona karşı koyan kuvvettir.
- Makaslama Gerilimi (Shear Stress): Cismin parçasını diğer parçasının üzerinde kaydıracak yöndeki kuvvetin neden olduğu deformasyona karşı koyan kuvvettir [27].

### 2.6.2. Gerinim ( Strain )

Bir cisme dışarıdan bir kuvvet uygulandı ı zaman cisimde meydana gelen boyutsal değişimdir. Boyutsal değişimin birim boyuta oranı ile ölçülür. Uygulanan kuvvet ile cisimde meydana gelen boyutsal değişim plastik veya elastik karakterde olabilir. Uygulanan kuvvet kaldırıldı ında boyutsal değişim ilk haline dönüyorsa oluşan deformasyon elastiktir, ilk haline dönmüyorsa ve kalıcı deformasyon meydana geliyorsa plastiktir [27].

### 2.6.3. Elastik Modül

Maddenin elastikliğinin bir ölçümüdür. Young's Modulus olarak da isimlendirilir [115]. Bir materyale gerilim ya da baskı kuvveti uygulandı ı zaman materyalin elastiklik sınırlarındaki sertliği demektir. Elastiklikten çok rijiditeyi belirleyen bir özelliktir [115]. Gerilim-ekil değişimi ekseninin doğrusal bölümündeki gerilimin ekil değişimine oranıdır. Aynı kuvvet uygulanan iki farklı materyal arasından elastik modülü yüksek olanda daha fazla deformasyon meydana gelmektedir [80]. Elastiklik modülünün birimi, birim alana uygulanan kuvvet olup  $\text{kg/mm}^2$ 'dir.

### 2.6.4. Oransal Limit

Gerilim-ekil değişiminde, gerilim ile ekil değişiminin doğru orantılı olduğu en yüksek gerilim değeridir [27]

### 2.6.5. Elastik Limit

Elastik limit materyalde kalıcı deformasyon oluşmaksızın etki edebilecek maksimum stres miktarıdır [27,115].

### **2.6.6. Akma Noktası Dayanımı**

Gerilim-gerinim e risinde gerilimdeki artı la orantısız olarak ekil de i iminde hızlı bir artı görülen noktadır. Bu noktadan sonra meydana gelen deformasyon plastik karakterdedir. Plastik deformasyonun ba ladı ı gerilim, akma dayanımı olarak adlandırılır. Oransal limit, elastik limit, ve akma noktası ayrı ayrı tanımlanmı olsa da bu parametreler materyalin kalıcı deformasyona u ramaksızın dayanabildi i gerilimi belirler [27].

### **2.6.7. Poisson Oranı**

Bir materyale gerilme kuvveti uygulandı nda, materyalin uzunlu u artar. Buna aksiyel gerilme denir. Ancak kalınlı ı azalır, buna da lateral gerilme denir. Bir materyalin lateral gerilme miktarının aksiyel gerilme miktarına oranı poisson oranı olarak tanımlanır. Her materyalin kendine özgü poisson oranı vardır ve ‘ ’ simgesi ile ifade edilir[27].

### **2.6.8. Kırılma Dayanımı**

Kırılma dayanımı, kuvvet uygulanan bir cismin kırıldı ı andaki gerilim miktarıdır. Gerilim tipine ba lı olarak, çekme dayanımı, makaslama dayanımı, basma dayanımı olarak isimlendirilir [11, 27].

### **2.6.9. Kırılma Toklu u**

Kırılma doygunlu u kırılğan malzemenin özellikle gerilim altında çatlakların yıkıcı ilerleyi ine gösterdi i dirençtir. Birimi, birim alana gelen gerilim miktarıdır ( MPa m<sup>1/2</sup>) [27].

### **2.6.10. Bükülme Dayanımı**

Bir kiri in iki ucu desteklenerek ortasından kuvvet uygulandı ı zaman, o kiri in gösterdi i mukavemete denir [11].

### **2.6.11. Sertlik (Hardness)**

Materyalin plastik deformasyona ve penetrasyona kar ı gösterdi i dirençtir. Ba ka bir ifade ile sertlik materyalin a ınmaya ve abrazyona direnci olarak tanımlanabilir. Geleneksel olarak Vickers ya da Knoop yöntemiyle ölçülmektedir. Ayrıca Barco, Brinell, Wallace, Rockwell ve Martens yöntemleri de mevcuttur [11].

### **2.6.12. Yorgunluk Dayanımı (Fatigue strength)**

Bir maddenin, kısa süreli küçük ve ardı ık darbelere kar ı gösterdi i dirençtir. Bir kez uygulandı nda kırılmaya neden olmayan bir yükün tekrarlanarak uygulanması sonucu materyalin dayanıklılı ı azalabilir ve ani kırılma neden olabilir. Buna yorgunluk dayanıklılı ı adı verilir [11].

### **2.7. Tam Seramiklerin Dayanıklılığının Saptanması için Uygulanan Mekanik Testler**

Bir seramik materyalinin klinik performansı ile mekanik özellikleri arasında çe itli faktörlere ba lı olan bir ili ki mevcuttur. Kayıp di dokusunun yerini alan restorasyonun ömrünü uzatabilmek için, materyalin özelliklerinin çok iyi anlaşılması gerekir [116].

Dayanıklılık, seramik materyallerinin klinikte uygulama alanlarını ve sınırlamalarını belirleyen önemli bir mekanik özelliktir. Dayanıklılı ı etkileyen faktörler arasında test edilen materyalin yüzeyinde bulunan çatlak ve defektlerin tipi, boyutu ve da ılımı, kırılma tokluğu ve testin yapıldı ı ortam önemli bir yer tutmaktadır [116]. Bu sebeple dayanıklılık, materyalin yapısal bir özelli i olarak de il ko ullara ba lı bir özellik olarak ele alınmalıdır [9, 117]. Kırılgan bir materyalin dayanıklılı ının ölçülmesi sonucu elde edilen de erler ancak materyalin mikro yapısı, üretim ekli, test yöntemi, testin yapıldı ı ortam ve kırılma mekanizması biliniyorsa yorumlanabilmektedir.

#### **2.7.1. Dayanıklılı ı Etkileyen Faktörler**

- Materyalin yüzey çatlaklarının tipi, boyutu ve da ılımı
- Test ortamı
- Test metodu

##### **2.7.1.1. Materyalin Yüzey Çatlaklarının Tipi, Boyutu Ve Da ılımı**

Bir seramik restorasyondaki defektler materyalin içyapısından da kaynaklanabilmekte ancak ço unlukla protezin yapım a masında (laboratuvar i lemleri ve hekimin klinik uygulamaları) meydana gelmektedir [117]. Kitlenin içindeki defektler çevresindeki materyal tarafından korunabilirken, yüzey defektleri streslerin toplandı ı bölgeler olarak rol oynamaktadır. Seramik kitlesini freze yöntemi ile ekillendirme, a ndırma ve kumlama i lemleri, materyalin dayanıklılık de erlerini etkileyen dı yüzey çatlaklarını olu turmaktadır. Yüzey çatlaklarının boyutu, sayısı ve da ılımı materyalin dayanıklılık de erlerini belirlemektedir. Derin ve keskin defektlerin etrafında stres birikimi fazla

olmakta ve buralarda kırılma sebepleri olan çatlaklar ilerlemektedir. Test örneklerine uygulanan indirgenme hızlarında, indirgenmenin yönü de kırılmada etkili geniş çatlakların gerilim eksenine göre yönünü belirleyerek dayanıklılık değerini etkilemektedir. Diğer yandan bazı çalınmalarda, yüzey izlenmelerinin, bazı seramiklerde dayanıklılığı artırıcı bir yüzey tabakası oluşturduğunu bildirilmiştir [9].

### **2.7.1.2. Test Ortamı**

Çevresel etkilere karşı hassas olan seramiklerin dayanıklılığı, ortamda su varlığında zamanla azalmaktadır. Su, çatlakların başlangıcında kimyasal etkisiyle büyümeyen bir çatlakın yavaş ilerlemesine sebep olmaktadır. Böyle bir reaktif ortamda bulunan seramiğin dayanıklılık değeri zamana bağlı olarak değişmektedir [9, 117].

### **2.7.1.3. Test Metodu**

Dental seramiklerin mekanik özelliklerinin test edilmesinde gerilim dayanımının ölçülmesi anlamlıdır. Çünkü seramikler yapıda meydana gelen bir çatlakın etrafındaki gerilim stresleri karşısında deforme olmaktadır. Bu sebeple gerilim stresleri dental restorasyonların başarısızlık riskini değerlendirmek için basma streslerinden daha anlamlıdır [116]. Test örneğinin kırılmasına sebep olan en yüksek stres değeri, farklı test metodlarında önemli farklılıklar göstermektedir. Bunun sebebi, örneğin gerilim stresleri altındaki etkin alan veya hacmin farklı olmasıdır. Bu nedenle test metodu dikkate alınmalıdır [60].

Seramiklerin bükülme dayanıklılıklarını belirlemede 2 farklı metod kullanılmaktadır [60].

#### **1. Tek eksenli bükülme testleri**

- a.** 3 nokta yükleme ( three point bending)
- b.** 4 nokta yükleme ( four point bending)

#### **2. İki eksenli bükülme testleri**

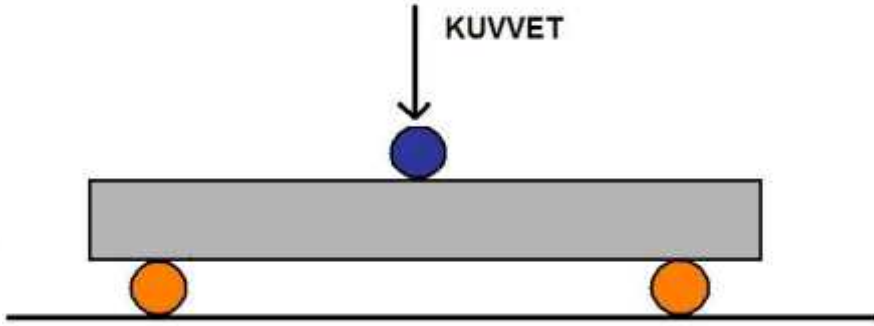
- a.** Ring on ring – halka üzerinde halka
- b.** Ball on ring – halka üzerinde top
- c.** Piston on three ball – üç top üzerinde piston [132].

### **2.7.1.3.1. Tek Eksenli Bükülme Testleri**

Üç nokta ve dört nokta bükülme testlerini içerir. Uluslararası Standartlar Organizasyonu ( ISO 6872) ve Amerikan Diş hekimleri Birliği (ADA) üç nokta bükülme testinin dental

seramiklerin dayanıklılıklarının de erlendirilmesi için uygun ve güvenilir bir yöntem oldu unu belirtmişlerdir [118, 119]. Bu yöntem ile elde edilen de erler kolay bir ekilde kar ıla tırılabilir. Fakat test edilecek örneklerde meydana gelen yüzeysel çukurlar, çatlaklar ve defektler elde edilen sonuçları büyük ölçüde etkilemektedir [119].

Üç nokta bükülme testinde, dikdörtgen ekindeki örnek iki silindirik destek üzerinde yerle tirilerek desteklenmekte ve orta noktadan yük uygulanmaktadır.



**ekil 2.2.** Üç Nokta Yükleme ematik Resmi

Dört nokta bükülme testinde ise örnek aynı ekilde iki deste in üzerine yerle tirilmektedir. Yük uygulanan iki nokta, her bir destekten aralarındaki mesafenin dörtte biri kadar uzakta konumlandırılmaktadır [16].

### **2.7.1.3.2. iki eksenli bükülme testleri**

Bu testlerde, disk ekilli örnek bir halka veya daire olu turacak ekilde duran toplar ile alttan desteklenmektedir. Alttaki halka veya toplara merkezi olarak konumlandırılmış bir piston ile yukarıdan yükleme yapılmaktadır [118].

Seramiklerin bükülme dayanıklılı mını belirlemek için ISO 6872 standartına göre iki eksenli bükülme testlerinden üç top üzerinde piston testi uygulanmaktadır. Üç top üzerinde piston bükülme testi, test düzene inde,  $3,2 \pm 0,5$  mm çapındaki çelik toplar 10-12 mm çapında bir daire etrafında ve birbirlerine merkezden  $120^\circ$  açıyla yerle tirilmektedir. Bu destek toplar üzerine örnek merkezi olarak konumlandırılmaktadır. 1,2-1,6 mm çapındaki düz uçlu silindir piston ile örne in merkezine kuvvet uygulanmaktadır [11].

## **2.8. Tarayıcı Elektron Mikroskopu (SEM) Analizi**

Görüntü iletimini sağlayan ı k yollarını merceklerle de i tirerek daha küçük ayrıntıların görülmesini sağlayan aygıtlar geli tirilmi tir. Ayrım gücü, odak derinli i, görüntü ve analizi birle tirme özelli inden dolayı tarayıcı elektron mikroskobu (Scanning Electron Microscope-SEM) ara tırmalarda kullanılmaktadır [134].

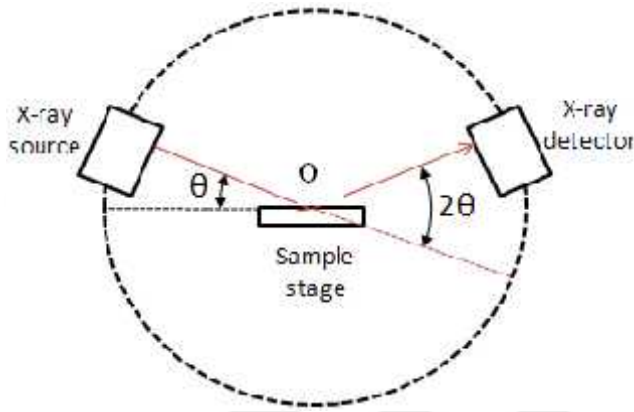
SEM cihazının kullanımı esnasında, örnek yüzeyi primer bir elektron demeti ile taranır. Tarama i leminden önce örnekler belirli bir prosedüre göre hazırlanır. Örnekler kakodilat buffer solusyonunda %2,5 glutraldehit içinde sabitlenir. Daha sonra kontrasyonu gittikçe artırılan etanol içinde dehidratasyona tabi tutulur ve kimyasal kurutma yapılır. Alüminyum kalıplara oturtulan örnekler altın püskürtme aletiyle ince bir altın tabakası ile kaplanır. Tarama i lemi sırasında prmer elektron demeti örnek yüzeyindeki elektronları uzakla tırmak için örnekle etkile ime girerler. Bunların arasında görüntü olu turmak için sıklıkla kullanılan sekonder elektronlar, kendilerini olu turan elemente ba lı enerji seviyelerine sahip saçılan elektronlar ve yine element hakkında bilgi içeren X-ı nları vardır. Sekonder elektronlarla görüntü elde edilmesinde sekonder elektron dedektörüne ula an elektron sayısı ne kadar fazla ise o bölgenin görüntüsü o kadar parlak olur. Daha az elektronun dedektöre ula tı ı bölgelerde görüntü karanlıktır. Bu ekilde örnek topografisi hakkında bilgi veren gri tonlu görüntü elde edilir [136].

## **2.9. X-Ray Difraksiyon (XRD) Analizi**

Kristal yapılı materyaller atomik düzeyde incelendi inde, atomların belirli bir dizili le bir araya gelerek üç boyutlu geometrik bir yapı olu turdu u görülmektedir. Bu geometrik yapıya “birim hücre (unit cell)”adı verilmekte ve birim hücre sürekli tekrarlayarak kristal yapılı materyalin kitlesini olu turmaktadır. Birim hücrenin geometrik sekline göre; kübik, tetragonal, heksagonal, ortorombik, rombohedral, monoklinik ve triklinik olmak üzere yedi farklı kristal sistem mevcuttur [123].

X-ray difraksiyon (XRD) tekni i, X ı nlarını kullanarak seramik ve metal gibi kristal yapılı materyallerin moleküllerinin geometri ve eklini belirlemek için kullanılmaktadır. Böylece materyalin kristal yapısı, fiziksel ve kimyasal etkilerin kristal yapı üzerindeki etkisi ve kristal boyutları tespit edilmektedir [123]. XRD analizi bu temel kullanım alanının yanı sıra; kimyasal analizlerde miktar ve kalitenin belirlenmesi, fiziksel etkilerin materyalin yapısında olu turdu u stres ve yeni materyal geli tirilmesinde kullanılmaktadır [124].

Yüksek enerji ve dü ük dalga boyuna sahip X ışınları kristal yapıda bir materyal üzerine gönderildi inde, ışının yayılma do rultusunda bulunan atom veya iyonlara ait elektronlar tarafından kırılarak farklı yönlerde da ıtılmaktadır. Difraktometre, materyalde kırınımın hangi açılarda en fazla oldu unu belirleyerek kristal yapının geometrisi ve boyutunun anla ılmasını sa lamaktadır. nce taneciklerden olu mu polikristalin materyaller için en sık kullanılan difraksiyon tekni i monokromatik X radyasyonudur [124].



**ekil 2.3.** X-ray difraktometre cihazının tematik resmi [124].

Bir difraktometrenin çalı ma prensibini tematik olarak açıklayan ekil 2'de, örnek O eksenini etrafında dönebilen düz bir yüzey üzerine yerleştirilmiştir. X-ray kayna ından monokromatik X ışını gönderilmekte ve örnekten yayılan ışınların yolu u X-ray detektör tarafından okunmaktadır. X-ray detektör, O merkezi etrafında hareket edecek şekilde yerleştirilmiştir ve örneğin rotasyonu ile beraber 2θ açısını koruyacak şekilde hareket etmektedir. Sabit bir hızla hareket eden alıcı θ açısı ile örnek yüzeyine gelip 2θ ile aynı X ışınlarının yolu u kaydetmektedir. 2θ açısına "difraksiyon açısı" adı verilmektedir [123].

Her bir madde kendine özgü difraksiyon ekli göstermektedir. Analizi yapılan örnek tek bir maddeden oluşmakta ise o maddeye ait, farklı maddelerin karışımından oluşuyorsa bile enlerinden birine ait difraksiyon ekli elde edilmektedir. Bu yöntem ile içeriği bilinmeyen bir örneğin tanımlanması yani nitelik analizi hem de bir maddenin bile enlerinin miktar analizlerini yapmak mümkündür [124].

### 3. GEREÇ VE YÖNTEM

Bu çalışma Cumhuriyet Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Protetik Diş Tedavisi A.D. Laboratuvarı, Diş Hastalıkları ve Tedavisi A.D. Laboratuvarı ve Erciyes Üniversitesi Teknoloji Araştırma ve Uygulama Merkezinde (TAUM) in-vitro ortamlarda gerçekleştirilmiştir.

#### 3.1. Örneklerin Hazırlanması

Zirkonyum oksit esaslı alt yapı materyali üzerine uygulanan yüzey işlemlerinin bükülme dayanıklılığına etkisinin incelendiği bu çalışmada yarı sinterize zirkonyum oksit esaslı bloklar (Noritake Dental Inc., Japan.) (ekil 3.1) kullanıldı. ISO 6872 spesifikasyonunda belirtildiği şekilde sinterizasyon sonrası büzülme miktarı da hesaplanarak çapı 15 mm ve kalınlığı 1,3 mm olacak şekilde zirkonyum oksit esaslı diskler elde etmek için bilgisayar ortamında çizim yapılarak programlandı. Program CAD ünitesine (Dental Wings, Kanada) yüklendi (ekil 3.2.a). Daha sonra yarı sinterize zirkonyum oksit blok CAM ünitesine (Yenadent D40, İstanbul, Türkiye) yerleştirildi (ekil 3.3) ve çalışmada kullanılacak disk şeklindeki örneklerin kazınması yapıldı (ekil 3.4). Elde edilen disklerden bir kısmına sinterize edildikten sonra yüzey işlemi uygulandı. Geri kalan disklere yüzey işlemi uygulanıp sinterize edildi. Sinterizasyon işlemi, sinterizasyon fırınında (Protherm Furnaces, İstanbul, Türkiye) oda sıcaklığından 1100 °C'ye 2 saatte, 1100 °C'den 1375 °C'ye 1 saatte geldi. 1375 °C'de 2 saat bekletildi. 1375 °C'den oda sıcaklığına 3 saatte gelerek işlem tamamlandı (Çizelge 3.1). Hazırlanan örnekler (ekil 3.3- 3.6) X-ray diffraktometre (XRD) ile faz analizi ve mekanik testler yapıldı.





ekil 3.1.Yarı sinterize Noritake Alliance disk



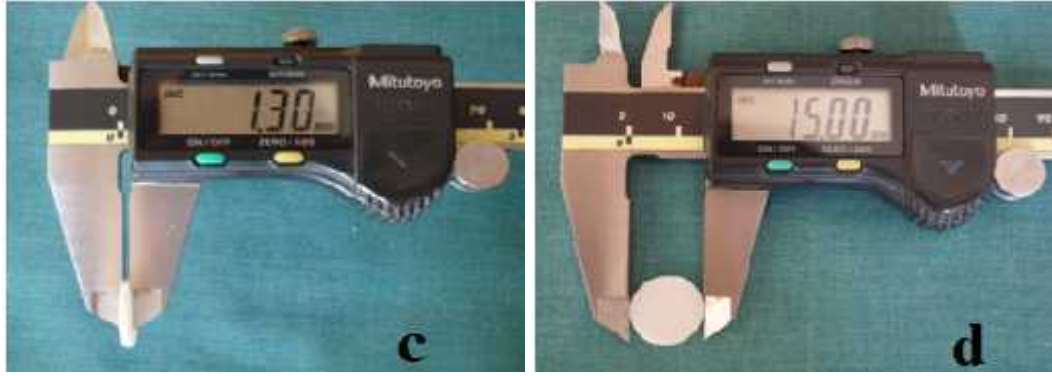
ekil 3.2. a. CAD ünitesi b. CAM ünitesi



**ekil 3.3.** CAM ünitesine yerleştirilmiş yarı sinterize zirkonyum oksit disk



**ekil 3.4.** Frezleme işlemi yapılmış yarı sinterize zirkonyum oksit disk



**ekil 3.5. a.**Yarı sinterize zirkonyum oksit diskten elde edilen örnekler, **b.**Yarı sinterize ve sinterize edilmi zirkonyum oksit örnek **c.** Sinterizasyon sonrası örne in kalınlı ı **d.**Sinterizasyon sonrası örne in çapı



**ekil 3.6 a.** Sinterizasyon fırını

**b.**Sinterize edilen örnekler

**Çizelge 3.1.** Firmanın önerdiği sinterizasyon programı

<b>Geçen Süre</b>	<b>Fırının Sıcaklığı</b>
2 Saat	23-1100 °C
1 Saat	1100-1375 °C
2 Saat	1375-1375 °C
3 Saat	1375-23 °C

### **3.2. Test Gruplarına Yüzey İşlemlerinin Uygulanması**

CAD/CAM sistemi ile yarı sinterize Y-TZP bloklardan 150 tane disk şeklinde çapı 15mm ve kalınlığı 1,3 mm olan örnekler elde edildi. 140 tane örneğin yarısına sinterizasyon öncesi ve diğer yarısına da sinterizasyon sonrası 7 farklı yüzey işlemi uygulandı. Geriye kalan 10 tane örneğe ise sinterizasyon öncesi ve sonrası herhangi bir yüzey işlemi uygulanmadı (Çizelge 3.2).

**Çizelge 3.2.** Uygulanan yüzey işlemleri ve örnek sayıları (n)

<b>Gruplar</b>	<b>Sinterizasyon öncesi örnek sayıları (n)</b>	<b>Sinterizasyon sonrası örnek sayıları (n)</b>
<b>Kontrol</b>	10	
<b>Kumlama</b>	10	10
<b>Er-YAG Lazer</b>	10	10
<b>Nd-YAG Lazer</b>	10	10
<b>Er-YAG+Kumlama</b>	10	10
<b>Nd-YAG + Kumlama</b>	10	10
<b>İnce grenli frez ile aşındırma (50µm)</b>	10	10
<b>Kalın grenli frez ile aşındırma (200µm)</b>	10	10

#### **3.2.1. Kontrol Grubu:**

Sinterizasyon öncesi ve sonrası örneklerle herhangi bir yüzey işlemi uygulanmadı.

### 3.2.2. Kuşlama Uygulanan Grup:

Sinterizasyon öncesi ve sonrası örneklere kalem uçlu kuşlama cihazıyla (Blastmate II; Ney, Yucaipa, CA), 110 µm Al<sub>2</sub>O<sub>3</sub> partikülleri uygulandı. Bu işlem 0,5 MPa basınç altında, örnek yüzeyine 10 mm uzakta olacak şekilde 15 sn süreyle uygulandı. Sinterizasyon öncesi kuşlama işlemi uygulanan örnekler işlemden sonra sinterizasyon fırınında sinterlendi ( ekil 3.7).



**ekil 3.7.** Kuşlama işleminin uygulanması

### 3.2.3. Er:YAG Lazer Uygulanan Grup :

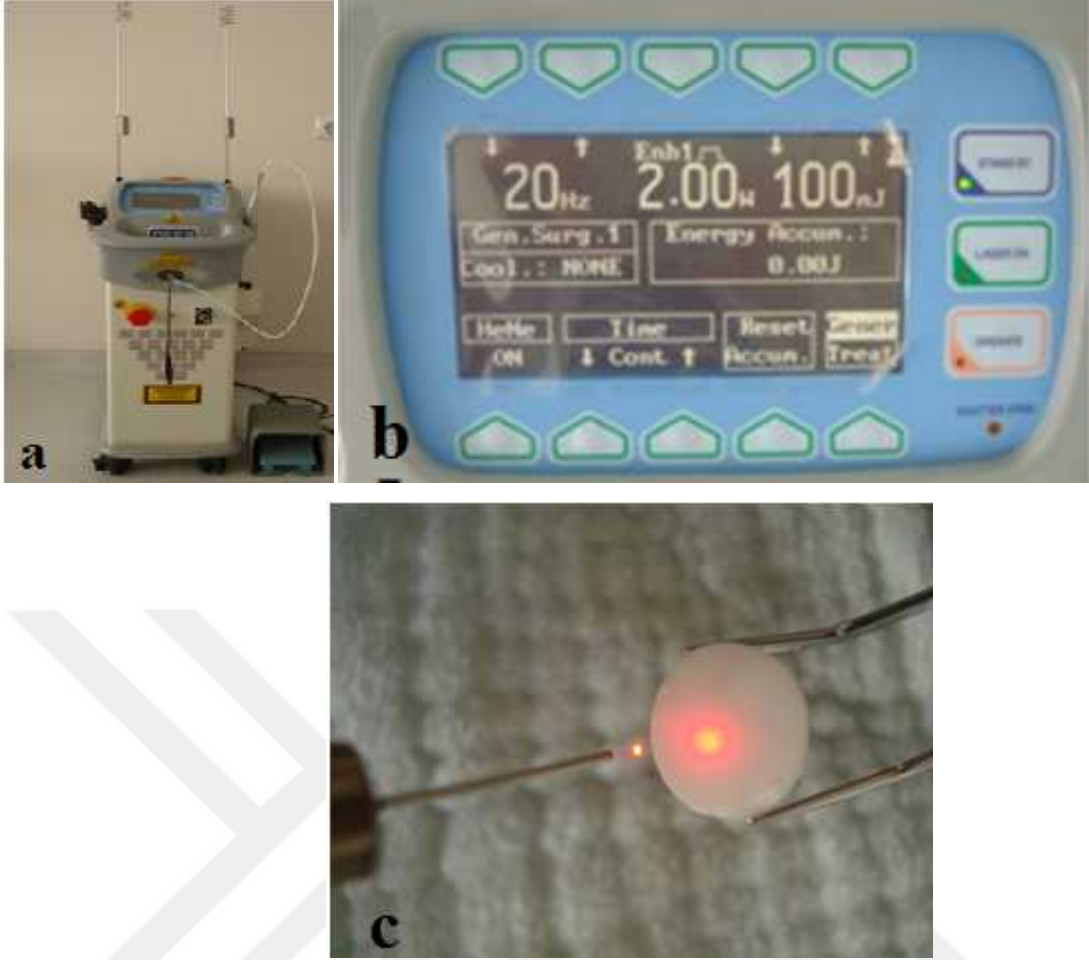
Sinterizasyon öncesi ve sonrası örneklere 150 mJ, 1,5 W, 10 Hz enerji ile 10 mm yukarıdan 20 sn olacak şekilde Er:YAG lazer (Smart 2940D DekaLaser, Florence, talya) uygulandı. Sinterizasyon öncesi Er:YAG lazer uygulanan örnekler işlemden sonra sinterizasyon fırınında sinterlendi ( ekil 3.8.a,b,c).



**ekil 3.8.a.** Er:YAG lazer, **b.** Er:YAG lazer uygulanan parametre, **c.** Örneklere ER:YAG lazer uygulanması

#### **3.2.4. Nd:YAG Lazer Uygulanan Grup:**

Sinterizasyon öncesi ve sonrası örneklere 100 mJ, 1 W, 10 Hz enerji ile 10 mm yukarıdan 20 sn olacak şekilde Nd:YAG lazer (Smarty A10 DekaLaser, Florence, talya) uygulandı. Sinterizasyon öncesi Nd:YAG lazer uygulanan örnekler i lemden sonra sinterizasyon fırınında sinterlendi ( ekil 3.9.a,b,c).



**ekil 3.9. a.** Nd:YAG lazer, **b.** Nd:YAG lazer uygulanan parametre, **c.** Örnekler Er:YAG lazer uygulaması

### 3.2.5. Er:YAG Lazer Ve Kumlama Uygulanan Grup :

Sinterizasyon öncesi ve sonrası örnekler 150 mJ, 1,5 W, 10 Hz enerji ile 10 mm yukarıdan 20 sn olacak şekilde Er:YAG lazer (Smart 2940D DekaLaser, Floransa, talya) uygulandı ( ekil 3.8.c). Er:YAG lazer uygulanan her bir örneğe kalem uçlu kumlama cihazıyla (Blastmate II; Ney, Yucaipa, CA), 110  $\mu\text{m}$   $\text{Al}_2\text{O}_3$  partikülleri ile 0,5 MPa basınç altında, örnek yüzeyine 10 mm uzakta olacak şekilde 15 sn kumlama işlemi uygulandı. Sinterizasyon öncesi Er:YAG lazer ve kumlama işlemi uygulanan örnekler işlemden sonra sinterizasyon fırınında sinterlendi.

### 3.2.6. Nd:YAG Lazer Ve Kumlama Uygulanan Grup :

Sinterizasyon öncesi ve sonrası örnekler, 100 mJ, 1 W, 10 Hz enerji ile 10 mm yukarıdan 20 sn olacak şekilde Nd:YAG lazer (Smarty A10 DekaLaser, Floransa, talya) uygulandı ( ekil 3.9.c). Nd:YAG lazer uygulanan her bir örneğe kalem uçlu

kumlama cihazıyla (Blastmate II; Ney, Yucaipa, CA), 110  $\mu\text{m}$   $\text{Al}_2\text{O}_3$  partikülleri ile 0,5 MPa basınç altında, örnek yüzeyine 10 mm uzakta olacak şekilde 15 sn kumlama işlemi uygulandı. Sinterize öncesi Nd:YAG lazer ve kumlama işlemi uygulanan örnekler işlemden sonra sinterizasyon fırınında sinterlendi.

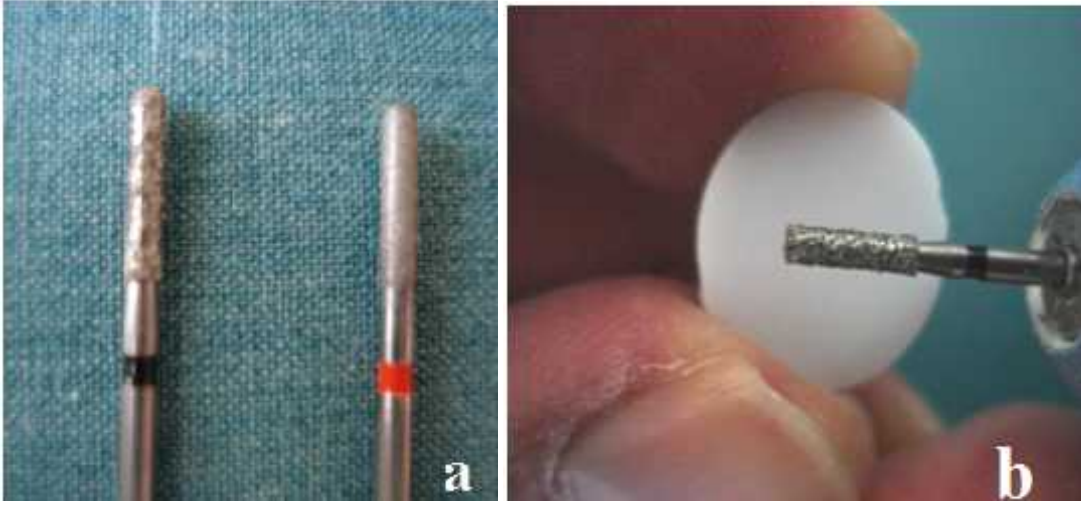
### **3.2.7. İnce Grenli Frez ile A İndirme Grubu:**

Sinterizasyon öncesi ve sonrası örnekler ince grenli frez ile a indirme işlemi uygulandı. Örneklerin a indirilmesi için gren boyutu 50  $\mu\text{m}$  olan elmas frezler (Meisinger, Hansemannstr, Neuss, Almanya) tercih edildi. İnce grenli frez, laboratuvar piyasasına (K-Control; Kavo, Warthausen, Almanya) takıldı. Motorun dönme hızı 20000  $\text{min}^{-1}$  olarak ayarlandı. Örnekler, ortalama 100 g olarak kabul edilen parmak basıncı ile örnek yüzeyinden 0,1 mm materyal kaldırılarak a indirildi. A indirme esnasında örneklerin farklı bölgelerinde dijital kumpas (Alpha-tools, Mannheim, Almanya) ile kalınlıkları ölçüldü. Örneklerin kalınlığı 1,3mm'den 1.2 mm ( $\pm 0,01$  mm) olacak şekilde a indirildi (ekil 3.10.a,b,c). Standardizasyon sağlamak amacıyla her bir örnek için farklı bir ince grenli frez kullanıldı. Sinterizasyon öncesi a indirme işlemi uygulanan örnekler işlemden sonra sinterizasyon fırınında sinterlendi.

### **3.2.8. Kalın Grenli Frez ile A İndirme Grubu:**

Sinterizasyon öncesi ve sonrası örnekler kalın grenli frez ile a indirme işlemi uygulandı. Örneklerin a indirilmesi için gren boyutu 200  $\mu\text{m}$  olan elmas frezler (Meisinger, Hansemannstr, Neuss, Almanya) tercih edildi. Kalın grenli frez, laboratuvar piyasasına (K-Control; Kavo, Warthausen, Almanya) takıldı. Motorun dönme hızı 20000  $\text{min}^{-1}$  olarak ayarlandı. Örnekler, ortalama 100 g olarak kabul edilen parmak basıncı ile örnek yüzeyinden 0,1 mm materyal kaldırılarak a indirildi. A indirme esnasında örneklerin farklı bölgelerinde dijital kumpas (Alpha-tools, Mannheim, Almanya) ile kalınlıkları ölçüldü. Örneklerin kalınlığı 1,3mm'den 1.2 mm ( $\pm 0,01$  mm) olacak şekilde a indirildi (ekil 3.10.a,b,c). Standardizasyon sağlamak amacıyla her bir örnek için farklı bir kalın grenli frez kullanıldı. Sinterizasyon öncesi a indirme işlemi uygulanan örnekler işlemden sonra sinterizasyon fırınında sinterlendi.





**ekil 3.10.a.** A ındırmada kullanılan frezler **b.** A ındırma i lemi



**c.** A ındırma sonrası örnek kalınlı 1

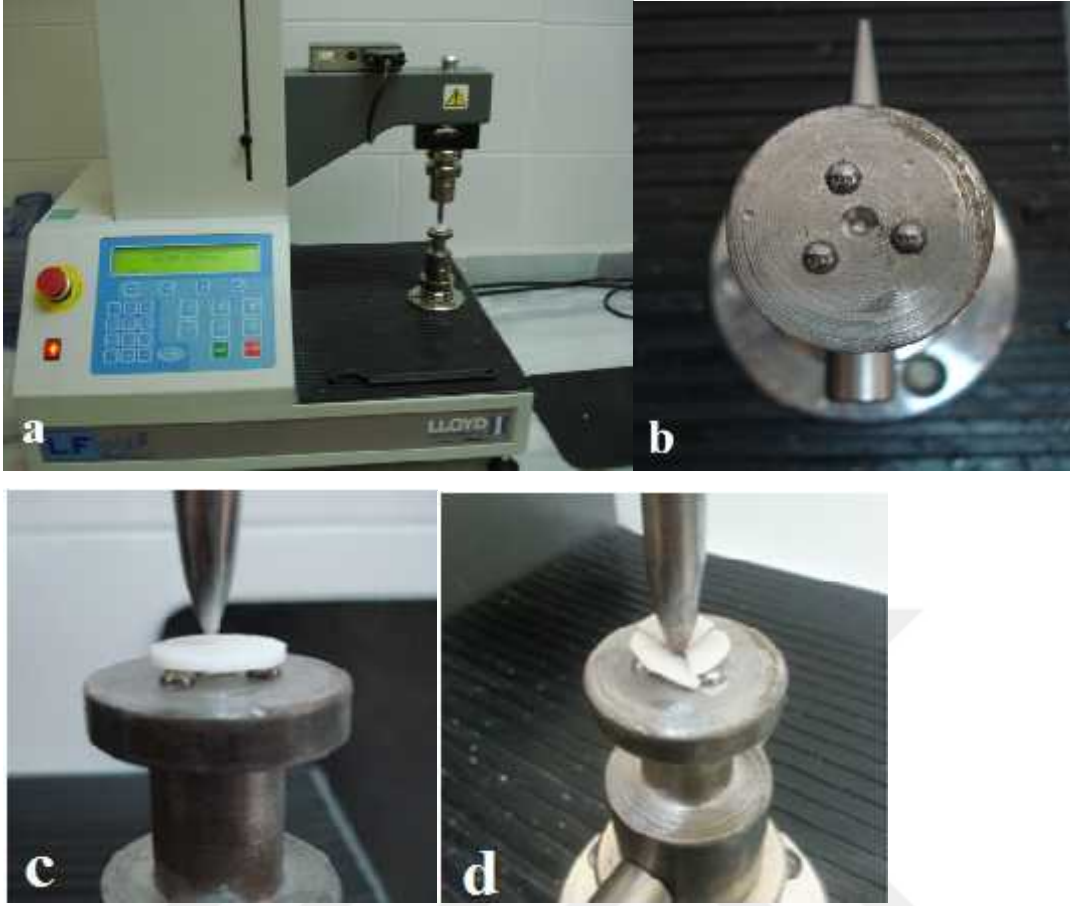
Örneklere yüzey i lemleri uygulandıktan ve sinterize edildikten sonra ultrasonik banyoda (Euronda; ErosonicEnergy, talya) 3 dakika süreyle temizlendi ( ekil 3.11.a,b)



**ekil 3.11: a.** Ultrasonic banyo cihazı, **b.** Örneklerin ultrasonic banyo cihazında temizlenmesi

### 3.3 ki Eksenli Bükülme Dayanıklılık Testi

ki eksenli bükülme dayanıklılığı testi, ISO 6872 standardına uygun olarak, Cumhuriyet Üniversitesi Di Hekimliği Fakültesi Protetik Di Tedavisi Araştırma Laboratuvarı'nda, Universal test cihazında (Lloyd instruments, LF Plus Segensworth, Fareham, İngiltere) ( ekil 3.12.a) yapıldı. Örnekleri desteklemek için, 3 adet 3,2 mm çapında paslanmaz çelik top 10 mm çapında bir dairenin üzerine yerleştirildi ( ekil 3.12.b). Toplar, dairenin merkezine göre 120 derece açı ile konumlandırıldı. Örnek, merkezi piston ile aynı eksen üzerinde olacak şekilde topların üzerine yerleştirildi ( ekil 3.12.c). Örneklerin i leme tabii tutulan yüzeylerine 1,4 mm çapındaki silindirik ekleme basma ucu ile gerilim uygulandı. Cihazın yükleme hızı dakikada 0,5 mm olarak ayarlandı. Herbir örneğin kırıldığı andaki kuvvet kaydedildi ( ekil 3.12.d).



**ekil 3.12. a.** Universal test cihazı **b.** Paslanmaz çelik topların konumlandırılması **c.** Örneklerin test cihazına yerleştirilmesi **d.** Örneklerin kırılması

Üç top üzerinde piston testine göre bükülme dayanıklılığı  $\sigma$  a a ıdaki denklem kullanılarak hesaplandı [42].

$$S = - 0,2387 P(X- Y)/d^2$$

S: Merkezdeki en yüksek gerilim stresi (MPa)

P: Kırılma kuvveti (N)

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

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

$\nu$ : Poisson oranı = 0,25

$r_1$ : Destek topların üzerinde konumlandırılan dairenin yarıçapı (mm)

$r_2$ : Kuvvet uygulanan alanın yarıçapı (mm)

$r_3$ : Örneğin yarıçapı (mm)

d: Kırık merkezinde örneğin kalınlığı (mm)

### 3.4. ki Eksenli Bükülme Dayanıklılık Testi statistiksel Analizi

Çalı mamızın verileri SPSS (ver: 14.0) programına yüklendi. Verilerin de erlendirilmesinde, parametrik test varsayımları yerine getirildi inden Varyans Analizi, Tukey testi ve e ler arası farkın önemlilik testi kullanıldı. Yanılma düzeyi  $p=0,05$  olarak alındı.

### 3.5. Taramalı Elektron Mikroskop (SEM) Analizi

SEM analizi, taramalı elektron mikroskobu (LeO 440-7060, ngiltere) ile Erciyes Üniversitesi Teknoloji Ara tırma Uygulama Merkezinde (TAUM) yapıldı ( ekil 3.13).



**ekil 3.13.** SEM Cihazı

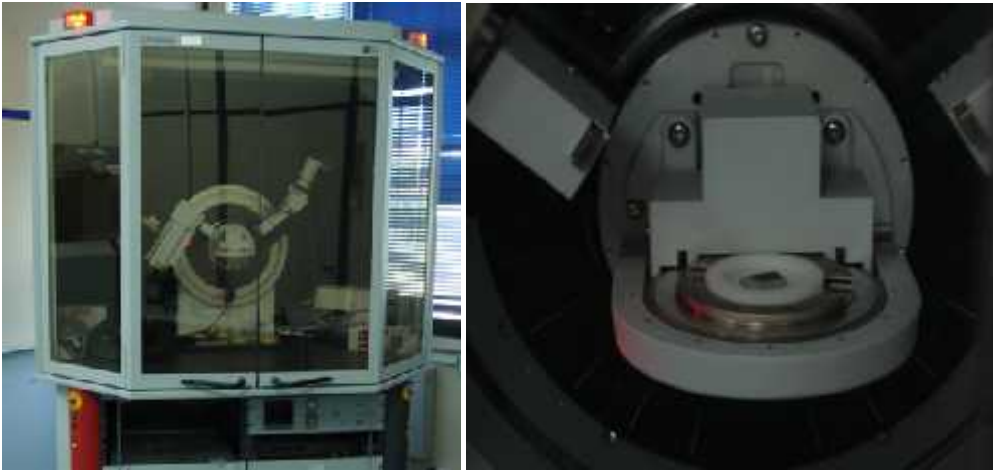
SEM analizinden önce, örnekler kurutulup alüminyum blok üzerine sabitlendi. Örneklerin yüzeyi altın kaplama cihazında (PolaronCoatingSysyems, Polaron Instruments Inc.,Hatfield, ABD) ( ekil 3.14.a) 200 A° kalınlı nda altın ile kaplandı ( ekil 3.14.b). Örneklerin yüzey görüntüleri 1000 katı büyütüldü. Bazı örneklerden 3000 katı büyütmede de görüntü alındı.



**ekil 3.14. a.**Altın kaplama cihazı, **b.** Altınla kaplanmış örnekler

### 3.6. X-ray Difraktometre (XRD) Analizi

Örneklerin kristal yapı analizleri, monokromatik  $\text{CuK}$  ışını kullanan X-ray diffraktometre cihazı (Bruker AXS D8 Advance, İngiltere) ile yapıldı ( ekil 3.15.a). Analizi yapılacak örnek cihaza yerleştirildi ( ekil 3.15.b). Örnek yüzeyinde,  $0,01^\circ$  adım aralığıyla,  $20^\circ$ - $40^\circ$   $2\theta$  açıları arasında tarama işlemi yapıldı. X-ray difraksiyonu sonucu bulunan yoğunluk değerleri kaydedildi. Örneklerin her birinde, daha yoğun olan bölgelerde gözlenen en yüksek değer ve bu değerlerin gözlemlendiği  $2\theta$  açıları kaydedildi.



**ekil 3.15.a.** XRD cihazı

**b.** Örneklerin yerleştirildiği kısım

Yüzey işlemi uygulanmış örneklerin yüzeyindeki faz değişimi monoklinik zirkonyum oksit tetragonal faza oranla göreceli miktarı ( $X_M$ ) Garvie ve Nicholson'ın belirttiği denkleme göre hesaplandı [123].

$$\mathbf{X}_M = \frac{\mathbf{I}_{M(111)} + \mathbf{I}_{M(11\bar{1})}}{\mathbf{I}_{M(111)} + \mathbf{I}_{M(11\bar{1})} + \mathbf{I}_T}$$

I: Faz yo unlu unun en yüksek de eri

M(111) : Monoklinik faza ait (111) kristal geometrisi gösteren düzlem

M(11 $\bar{1}$ ) : Monoklinik faza ait (111-) kristal geometrisi gösteren düzlem

T: Tetragonal faz



## 4. BULGULAR

### 4.1. ki Eksenli Bükülme Dayanıklılık Testi

Test gruplarına uygulanan iki eksenli bükülme dayanıklılık testi sonucunda elde edilen verilerin ortalama ve standart sapma değerleri (Çizelge 4.1-4.2)'de, grafikler ise (Çizelge 4.1-4.2)'de gösterilmiştir.

**Çizelge 4.1.** Tüm gruplar için ortalama bükülme dayanıklılık değerleri (MPa)

Gruplar	Sinterizasyon Öncesi $\bar{X} \pm Ss$ (MPa)	Sinterizasyon Sonrası $\bar{X} \pm Ss$ (MPa)	n
Kontrol	1171,72 $\pm$ 34,34 <sup>a</sup>	1171,72 $\pm$ 34,34	10
Kumlama	1243,15 $\pm$ 29,14	1287,41 $\pm$ 26,59	10
Er-YAG Lazer	1000,45 $\pm$ 46,99 <sup>b</sup>	1115,78 $\pm$ 22,91 <sup>d</sup>	10
Nd-YAG Lazer	1033,27 $\pm$ 53,15 <sup>b</sup>	1101,31 $\pm$ 16,21 <sup>d</sup>	10
Er-YAG Lazer + Kumlama	1102,82 $\pm$ 36,38	1229,43 $\pm$ 29,22 <sup>e</sup>	10
Nd-YAG Lazer + Kumlama	1187,39 $\pm$ 30,60 <sup>a</sup>	1232,15 $\pm$ 23,61 <sup>e</sup>	10
ince Grenli Frez ile A indirme	937,11 $\pm$ 42,76 <sup>c</sup>	976,23 $\pm$ 32,52 <sup>f</sup>	10
Kalın Grenli Frez ile A indirme	927,36 $\pm$ 27,18 <sup>c</sup>	952,13 $\pm$ 32,46 <sup>f</sup>	10
	F= 95,23 P= 0,001 P< 0,05	F= 181,91 P= 0,001 P< 0,05	

\*Dikey sütunlarda aynı küçük harfle izlenen ortalamalar arasındaki fark Tukey testine göre istatistiksel olarak önemsiz olup (P>0,05), diğer tüm gruplar arası farklılık istatistiksel olarak önemlidir (P< 0,05).

Sinterizasyon öncesi gruplara ait bükülme dayanıklılık değerleri karşılaştırıldığında gruplar arası farklılık önemli bulunmuştur (P< 0,05).

Gruplara ait sinterizasyon öncesi bükülme dayanıklılık testi sonucunda tüm gruplara ait veriler değerlendirildi ve elde edilen veriler arasındaki farklılıklar iki erli olarak karşılaştırıldığında, *kontrol grubu* ile kumlama, Er:YAG, Nd:YAG, Er:YAG +

kumlama, ince grenli frez ile a indırma ve kalın grenli frez ile a indırma grupları arasındaki farklılık istatistiksel olarak önemli bulunurken ( $p < 0,05$ ), kontrol ile Nd:YAG+ kumlama grubu arasında farklılık istatistiksel olarak önemsiz bulunmu tur ( $p > 0,05$ ).

*Kumlama grubu* ile di er bütün gruplar arasındaki farklılık istatistiksel olarak önemli bulunmu tur ( $p < 0,05$ ).

*Er:YAG grubu* ile Er:YAG+kumlama, Nd:YAG+kumlama, ince grenli frez ile a indırma ve kalın grenli frez ile a indırma grupları arasındaki farklılık istatistiksel olarak önemli bulunurken ( $p < 0,05$ ), Er:YAG ile Nd:YAG grubu arasındaki farklılık istatistiksel olarak önemsiz bulunmu tur ( $p > 0,05$ ).

*Nd:YAG grubu* ile Er:YAG+kumlama, Nd:YAG+kumlama, ince grenli frez ile a indırma ve kalın grenli frez ile a indırma grupları arasındaki farklılık istatistiksel olarak önemli bulunurken ( $p < 0,05$ ), di er gruplar arası farklılık istatistiksel olarak önemsiz bulunmu tur ( $p > 0,05$ ).

*Er:YAG+kumlama grubu* ile Nd:YAG+kumlama, ince grenli frez ile a indırma ve kalın grenli frez ile a indırma grupları arasındaki farklılık istatistiksel olarak önemli bulunurken ( $p < 0,05$ ), di er gruplar arası farklılık istatistiksel olarak önemsiz bulunmu tur ( $p > 0,05$ ).

*Nd:YAG+kumlama grubu* ile ince grenli frez ile a indırma ve kalın grenli frez ile a indırma grupları arasındaki farklılık istatistiksel olarak önemli bulunurken ( $p < 0,05$ ), di er gruplar arası farklılık istatistiksel olarak önemsiz bulunmu tur ( $p > 0,05$ ).

ince grenli frez ile a indırma ile kalın grenli frez ile a indırma arasındaki farklılık istatistiksel olarak önemsiz bulunurken ( $p > 0,05$ ), di er gruplar arasındaki farklılık önemli bulunmu tur ( $p < 0,05$ ).

Gruplara ait sinterizasyon sonrası bükülme dayanıklılık testi sonucunda tüm gruplara ait veriler de erlendirildi ve elde edilen veriler arasındaki farklılıklar iki erli olarak kar ıla tırıldı nda *kontrol grubu* ile di er bütün gruplar arasındaki farklılık istatistiksel olarak önemli bulunmu tur ( $p < 0,05$ ).

Kumlama grubu ile di er bütün gruplar arasındaki farklılık istatistiksel olarak önemli bulunmu tur ( $p < 0,05$ ).

*Er:YAG grubu* ile Er:YAG+kumlama, Nd:YAG+kumlama, ince grenli frez ile a indırma ve kalın grenli frez ile a indırma grupları arasındaki farklılık istatistiksel olarak önemli bulunurken ( $p < 0,05$ ), Er:YAG ile Nd:YAG grubu arasındaki farklılık istatistiksel olarak önemsiz bulunmu tur ( $p > 0,05$ ).

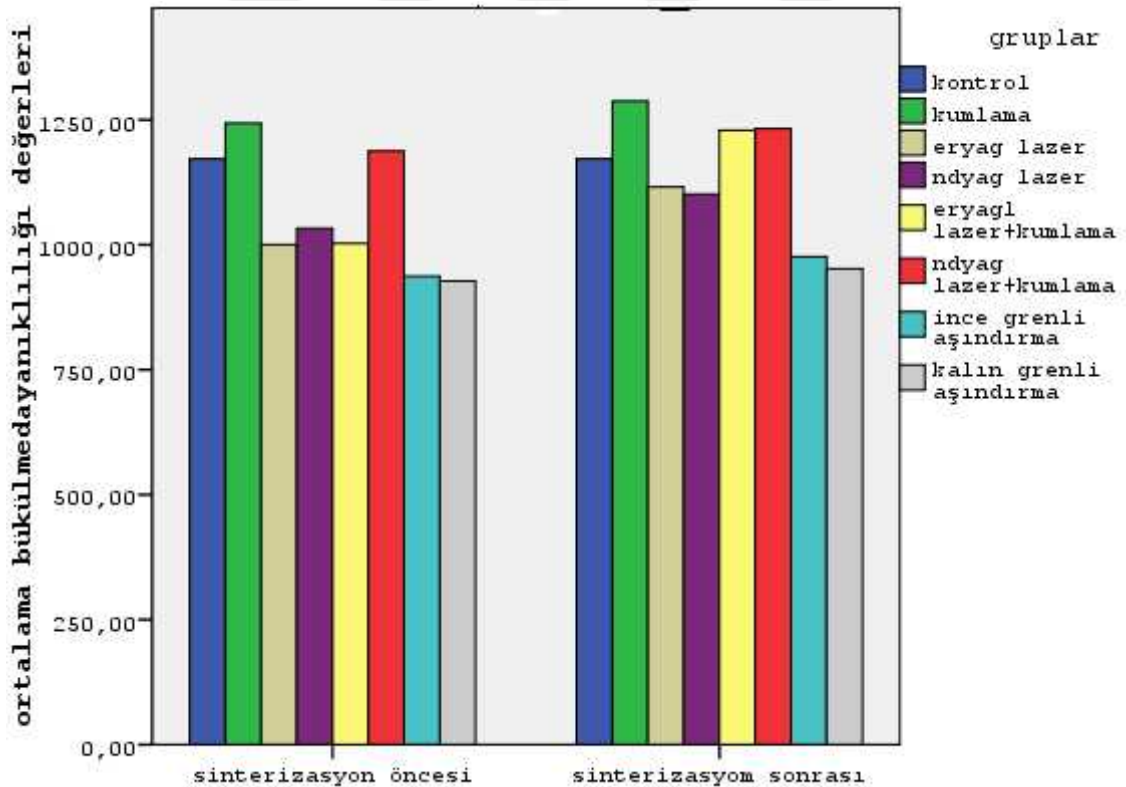


*Nd:YAG grubu* ile *Er:YAG+kumlama*, *Nd:YAG+kumlama*, ince grenli frez ile a indırma ve kalın grenli frez ile a indırma grupları arasındaki farklılık istatistiksel olarak önemli bulunurken ( $p<0,05$ ), di er gruplar arasındaki farklılık istatistiksel olarak önemsiz bulunmu tur ( $p>0,05$ )

*Er:YAG+kumlama grubu* ile ince grenli frez ile a indırma ve kalın grenli frez ile a indırma grupları arasındaki farklılık istatistiksel olarak önemli bulunurken ( $p<0,05$ ), *Er:YAG+kumlama grubu* ile *Nd-YAG+kumlama grubu* arasındaki farklılık istatistiksel olarak önemsiz bulunmu tur ( $p>0,05$ ).

*Nd:YAG+kumlama grubu* ile ince grenli frez ile a indırma ve kalın grenli frez ile a indırma grupları arasındaki farklılık istatistiksel olarak önemli bulunurken ( $p<0,05$ ), di er gruplar arasındaki farklılık istatistiksel olarak önemsiz bulunmu tur ( $p>0,05$ )

*nce grenli frez ile a indırma* ile *kalın grenli frez ile a indırma* arasındaki farklılık istatistiksel olarak önemsiz bulunurken ( $p>0,05$ ), di er gruplar arası farklılık önemli bulunmu tur ( $p<0,05$ ).



**ekil 4.1.** Sinterizasyon öncesi ve sonrası gruplara ait ortalama bükülme dayanıklılığının dağılımı (MPa)

Herbir gruba ait sinterizasyon öncesi ve sonrası de erler kar ıla tırılıp çizelge 4.2 de gösterildi.

**Çizelge 4.2.** Her bir gruba ait sinterizasyon öncesi ve sonrası bükülme dayanıklılık de erleri (MPa)

Gruplar	Sinterizasyon Öncesi $X \pm Ss$ (MPa)	Sinterizasyon Sonrası $X \pm Ss$ (MPa)	Sonuç
Kontrol	1171,72 $\pm$ 34,34	1171,72 $\pm$ 34,34	
Kumlama	1243,15 $\pm$ 29,14	1287,41 $\pm$ 26,59	t= 5,16 P= 0,001 *
Er-YAG Lazer	1000,45 $\pm$ 46,99	1115,78 $\pm$ 22,91	t= 7,15 P= 0,001 *
Nd-YAG Lazer	1033,27 $\pm$ 53,15	1101,31 $\pm$ 16,21	t= 3,90 P= 0,004 *
Er-YAG Lazer + Kumlama	1102,82 $\pm$ 36,38	1229,43 $\pm$ 29,22	t= 12,82 P= 0,001 *
Nd-YAG Lazer + Kumlama	1187,39 $\pm$ 30,60	1232,15 $\pm$ 23,61	t= 4,91 P= 0,001 *
nce Grenli A ındırma	937,11 $\pm$ 42,76	976,23 $\pm$ 32,52	t= 1,70 P= 0,122
Kalın Grenli A ındırma	927,36 $\pm$ 27,18	952,13 $\pm$ 32,46	t= 1,79 P= 0,106

\* Grupların sinterizasyon öncesi ve sonrası ortalama de erleri kar ıla tırıldı nda farklılık istatistiksel olarak önemlidir (p<0,05)

Sinterizasyon öncesi kumlama grubu ile sinterizasyon sonrası kumlama grubu arasındaki farklılık istatistiksel olarak önemli bulunmu tur (p<0,05).

Sinterizasyon öncesi Er:YAG grubu ile sinterizasyon sonrası Er:YAG grubu arasındaki farklılık istatistiksel olarak önemli bulunmu tur (p<0,05).

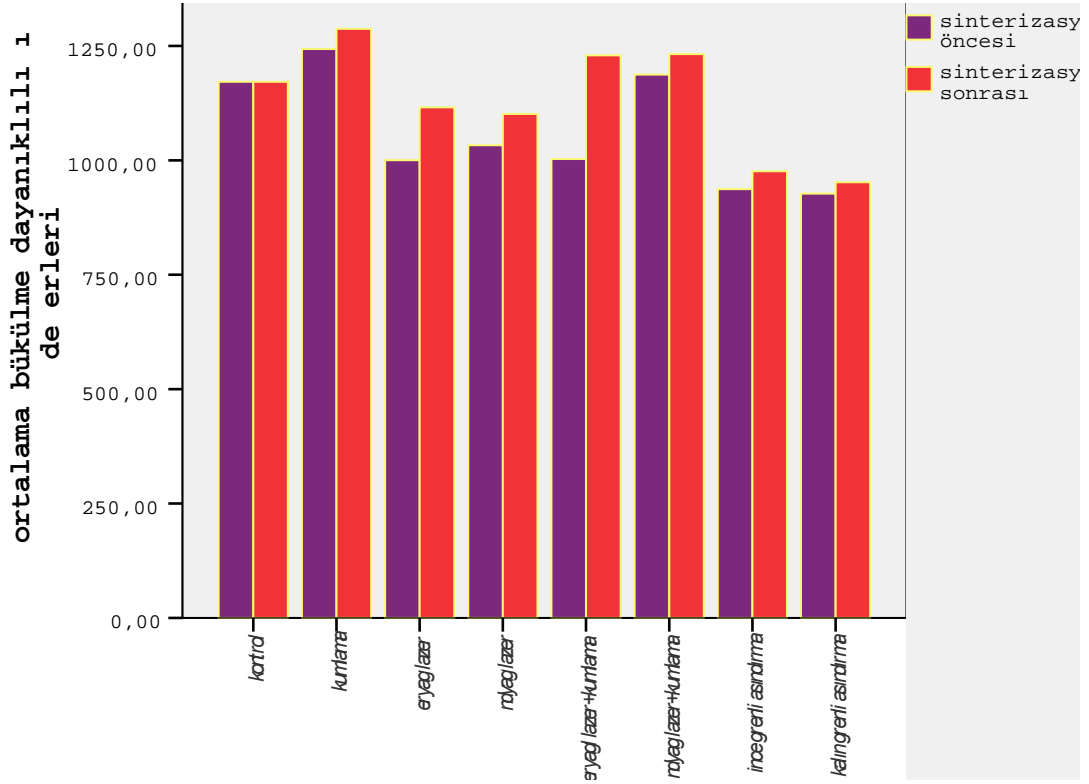
Sinterizasyon öncesi Nd:YAG grubu ile sinterizasyon sonrası Nd:YAG grubu arasındaki farklılık istatistiksel olarak önemli bulunmu tur (p<0,05).

Sinterizasyon öncesi Er:YAG+ kumlama grubu ile sinterizasyon sonrası Er:YAG + kumlama grubu arasındaki farklılık istatistiksel olarak önemli bulunmu tur (p<0,05).

Sinterizasyon öncesi Nd:YAG+ kumlama grubu ile sinterizasyon sonrası Nd:YAG + kumlama grubu arasındaki farklılık istatistiksel olarak önemli bulunmu tur (p<0,05).

Sinterizasyon öncesi ince grenli frez ile a ındırma grubu ile sinterizasyon sonrası ince grenli frez ile a ındırma grubu arasındaki farklılık istatistiksel olarak önemsiz bulunmu tur ( $p>0,05$ ).

Sinterizasyon öncesi kalın grenli frez ile a ındırma grubu ile sinterizasyon sonrası kalın grenli frez ile a ındırma grubu arasındaki farklılık istatistiksel olarak önemsiz bulunmu tur ( $p>0,05$ ).



**ekil 4.2.** Her bir gruba ait sinterizasyon öncesi ve sonrası bükülme dayanıklılı ı ortalama de erleri (MPa)

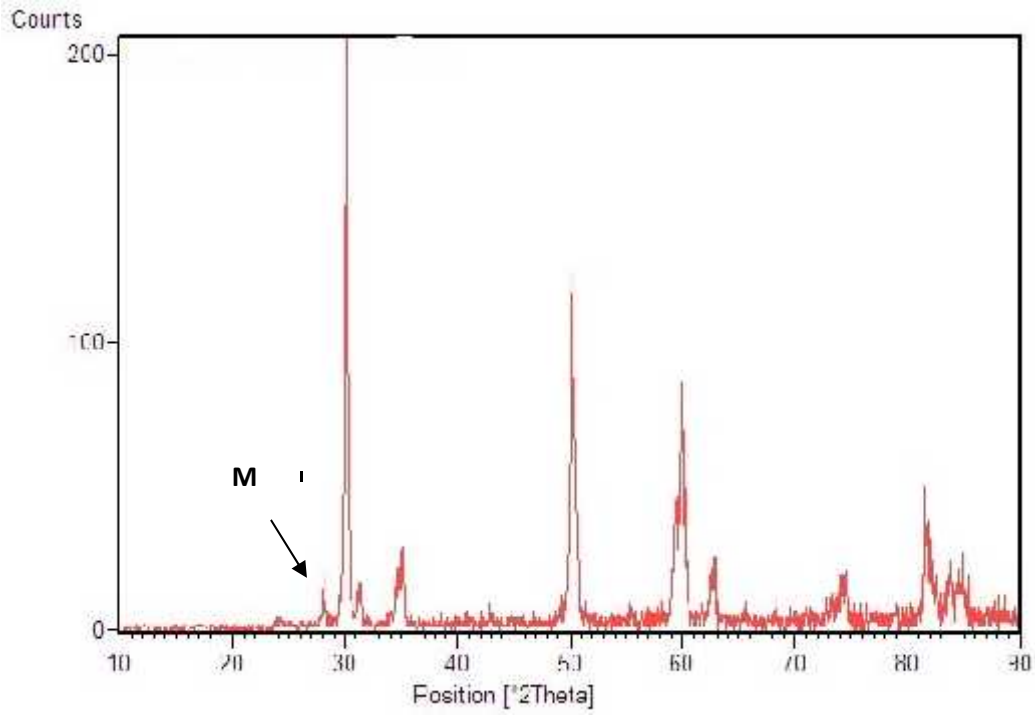
#### 4.2. X-Ray Difraktometre Analizi

Sinterizasyon öncesi yüzey i lemi uygulanan, sinterizasyon öncesi yüzey i lemi uygulandıktan sonra sinterlenen ve sinterizasyon sonrası yüzey i lemi uygulanan örneklerden rastgele seçilen birer örne in X-ray difraktometre analizleri sonucu, yapılarındaki zirkonyum oksitin niteli i tespit edilmi tir. Yüzey i lemi uygulanan veya yüzey i lemi uygulanmayan (kontrol) örneklerde farklı miktarlarda tetragonal ve monoklinik zirkonyum oksit içerdi i tespit edilmi tir. Monoklinik fazın tetragonal faza göre oranı tabloda gösterilmi tir (%)(Çizelge 4.3).

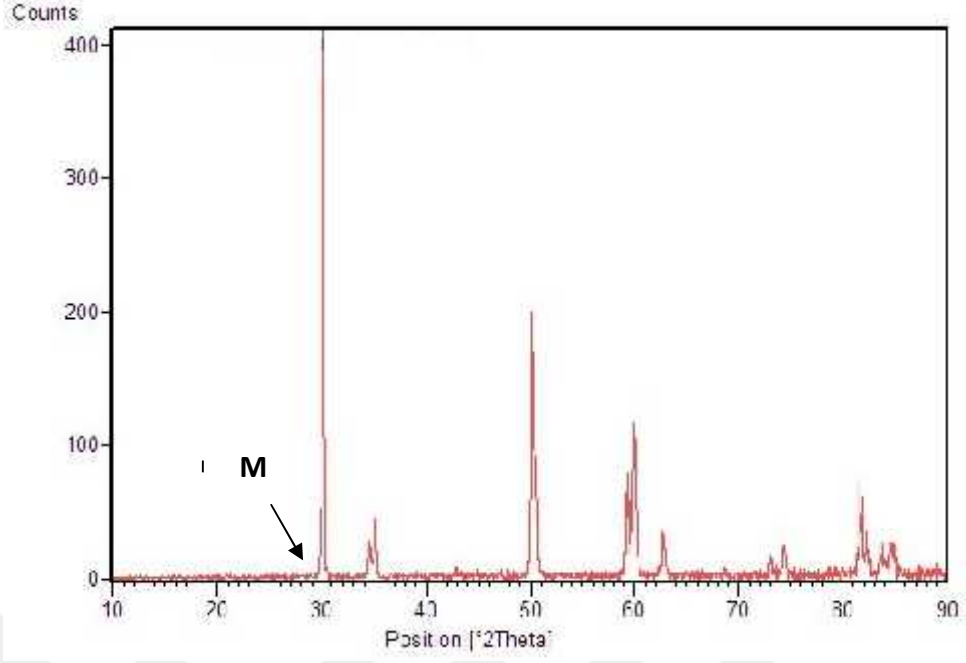
**Çizelge 4.3:** Monoklinik fazın tetragonal faza göre oranı (%)

Gruplar	Sinterizasyon öncesi yüzey i lemi uygulanan	Yüzey i lemi uygulanıp sinterlenen	Sinterizasyon sonrası yüzey i lemi uygulanan
Kontrol	4,57	1,46	
Kumlama	31	2,02	13,4
Eryag	8,9	1,94	3,46
Ndyag	4,76	1,82	2,13
Eryag+Kumlama	28,2	1,99	11
Ndyag+Kumlama	25,4	1,71	10,76
nce Grenli A ındırma	7,18	1,62	6,62
Kalın Grenli A ındırma	7,95	1,73	8,86

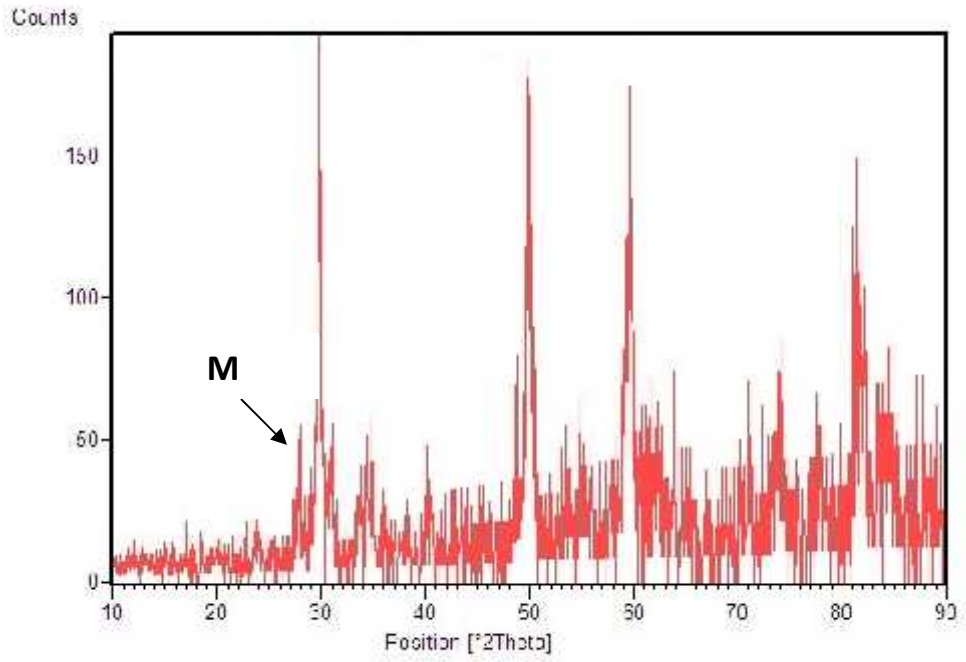
Analiz sonucunda gruplara ait bazı örneklerin X-ray difraksiyon grafikleri ekil 4.3-4.25' de gösterilmi tir.



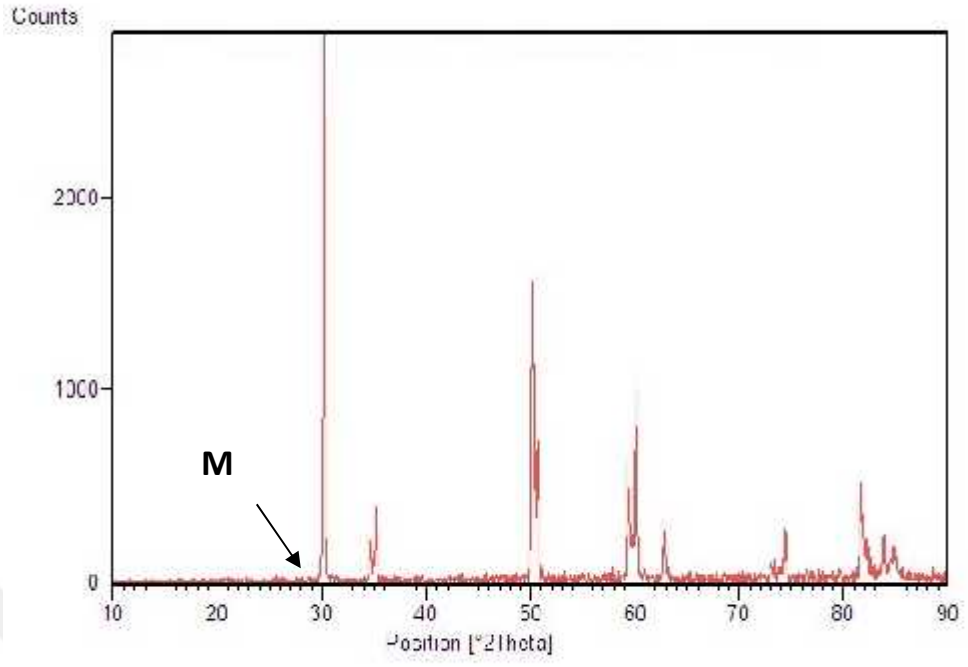
**ekil 4.3.** Sinterizasyon öncesi yüzey i lemi uygulanmayan bir örne in X-ray difraksiyon grafi i.



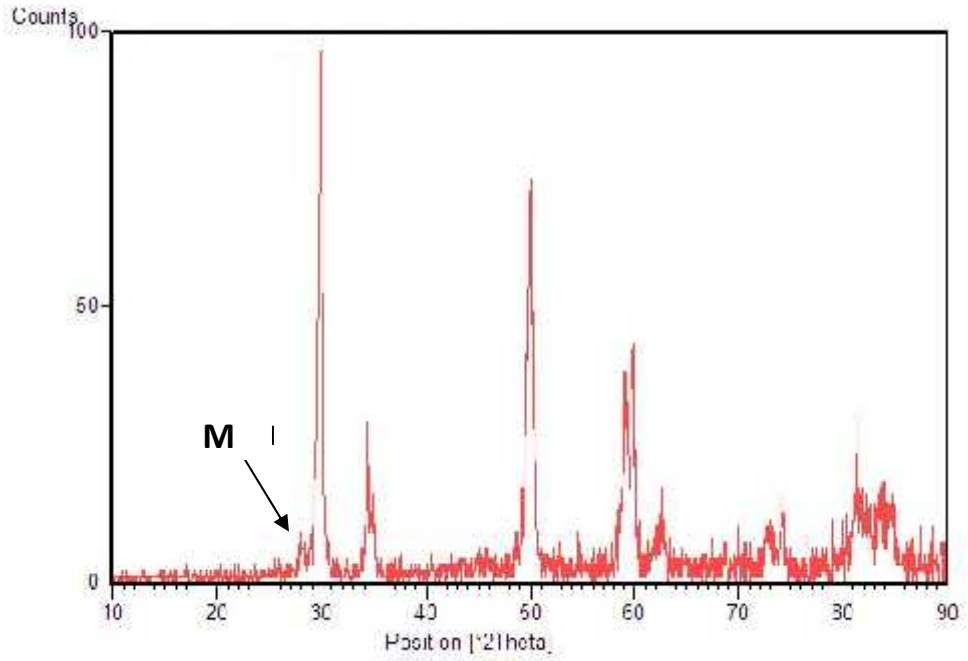
**ekil 4.4.** Sinterizasyon sonrası yüzey i lemi uygulanmayan (kontrol grubu) bir örne in X-ray difraksiyon grafi i.



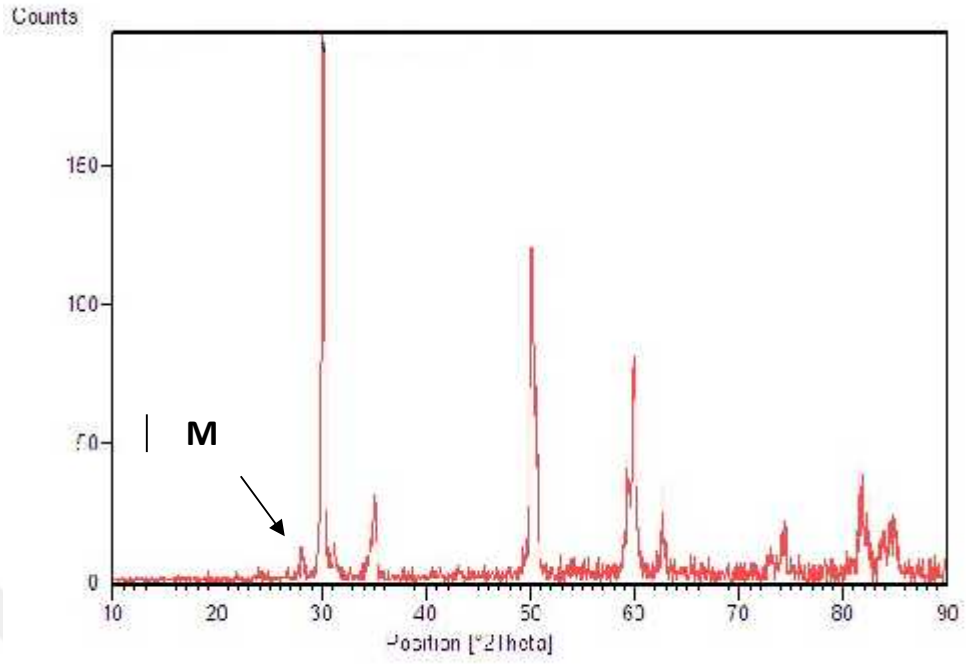
**ekil 4.5.** Sinterizasyon öncesi kumlama i lemi uygulanan bir örne in X-ray difraksiyon grafi i.



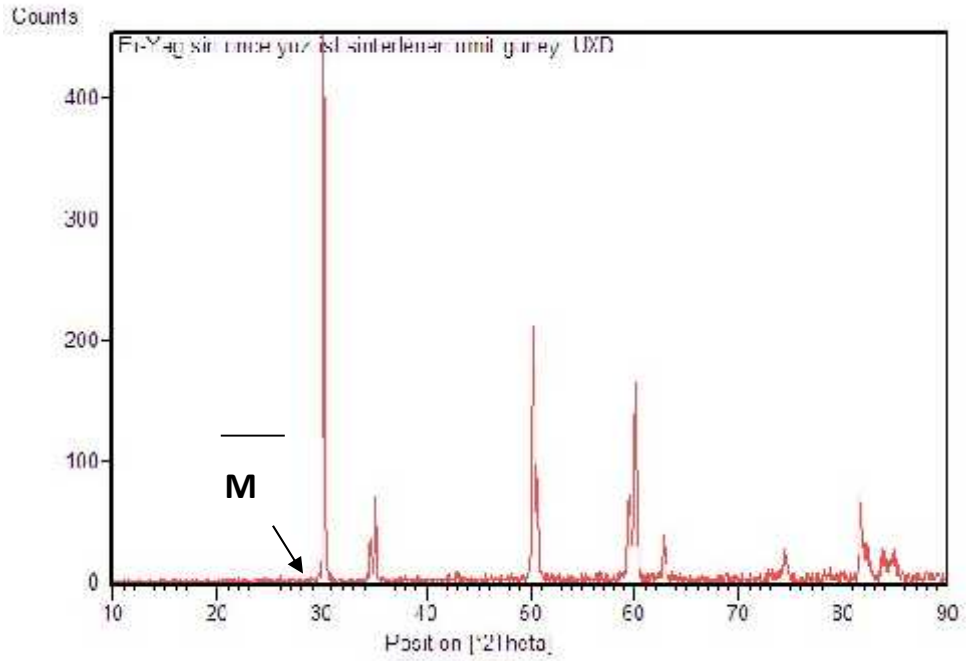
**ekil 4.6.** Sinterizasyon öncesi kumlama işlemi uygulanıp sinterlenen bir örneğin X-ray difraksiyon grafiği.



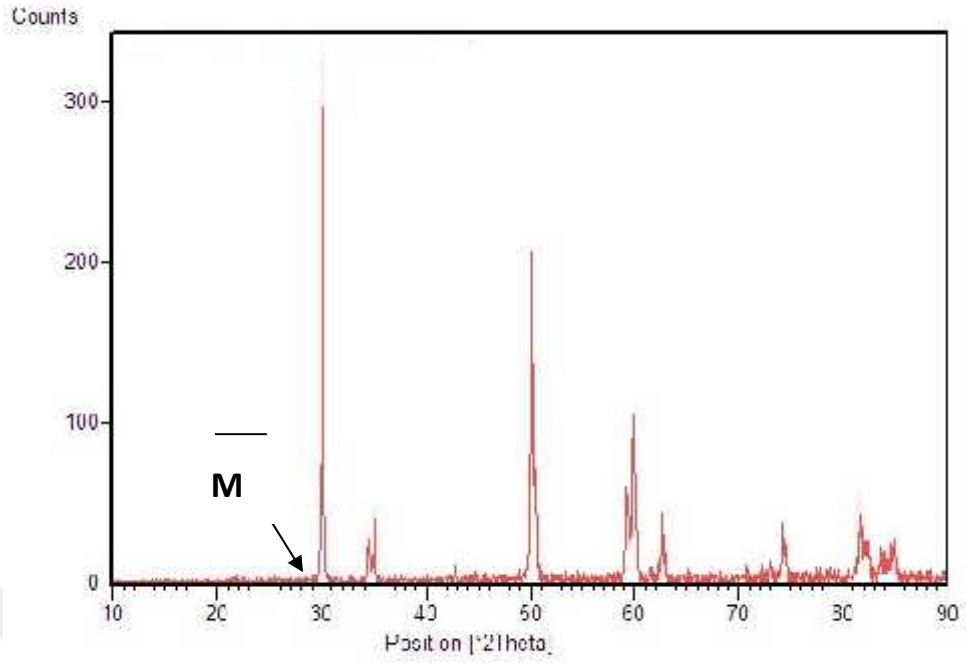
**ekil 4.7.** Sinterizasyon sonrası kumlama işlemi uygulanan bir örneğin X-ray difraksiyon grafiği.



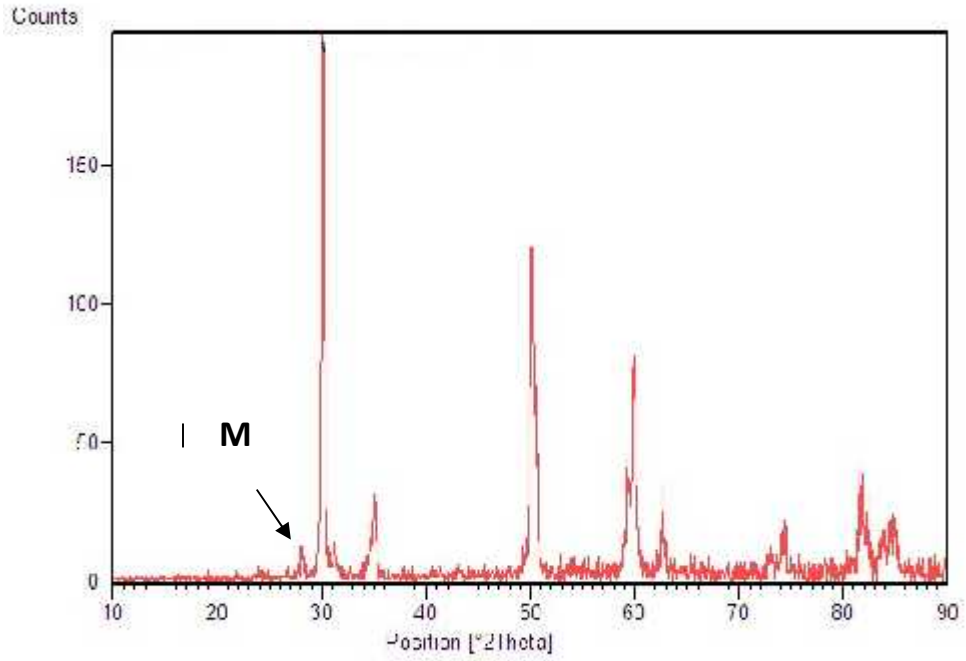
**ekil 4.8.** Sinterizasyon öncesi Er:YAG lazer uygulanan bir örne in X-ray difraksiyon grafi i.



**ekil 4.9.** Sinterizasyon öncesi Er:YAG lazer uygulanıp sinterlenen bir örne in X-ray difraksiyon grafi i.

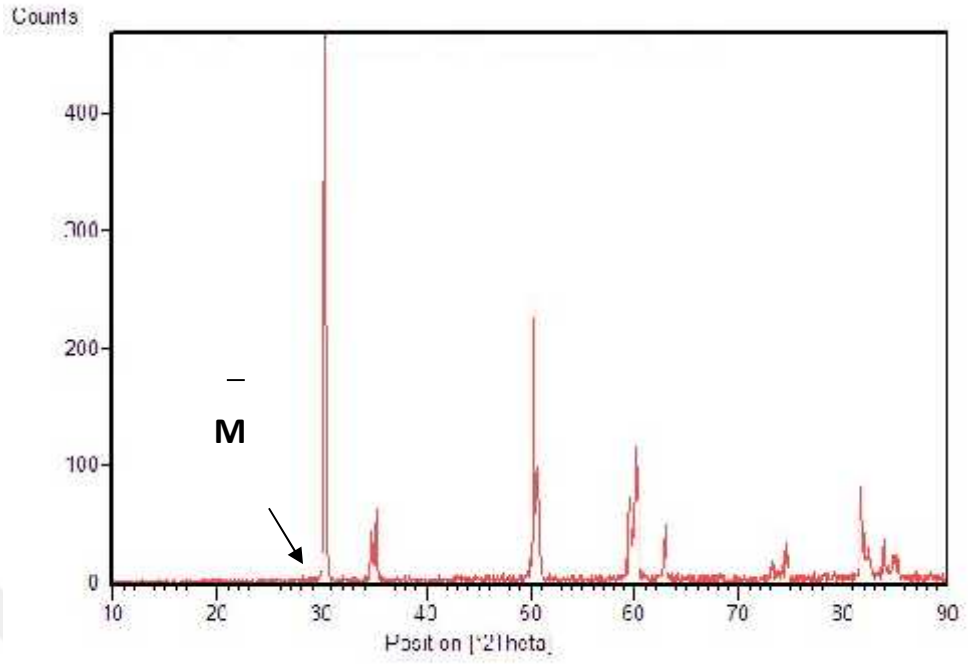


**ekil 4.10.** Sinterizasyon sonrası Er:YAG lazer uygulanan bir örneğin X-ray difraksiyon grafiği.

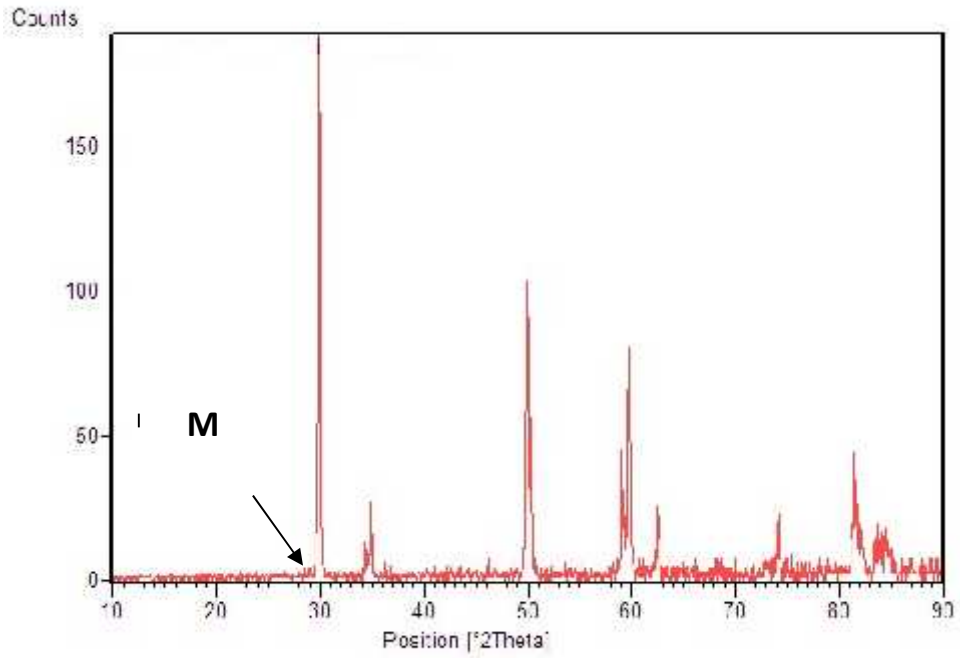


**ekil 4.11.** Sinterizasyon öncesi Nd:YAG lazer uygulanan bir örneğin X-ray difraksiyon grafiği.

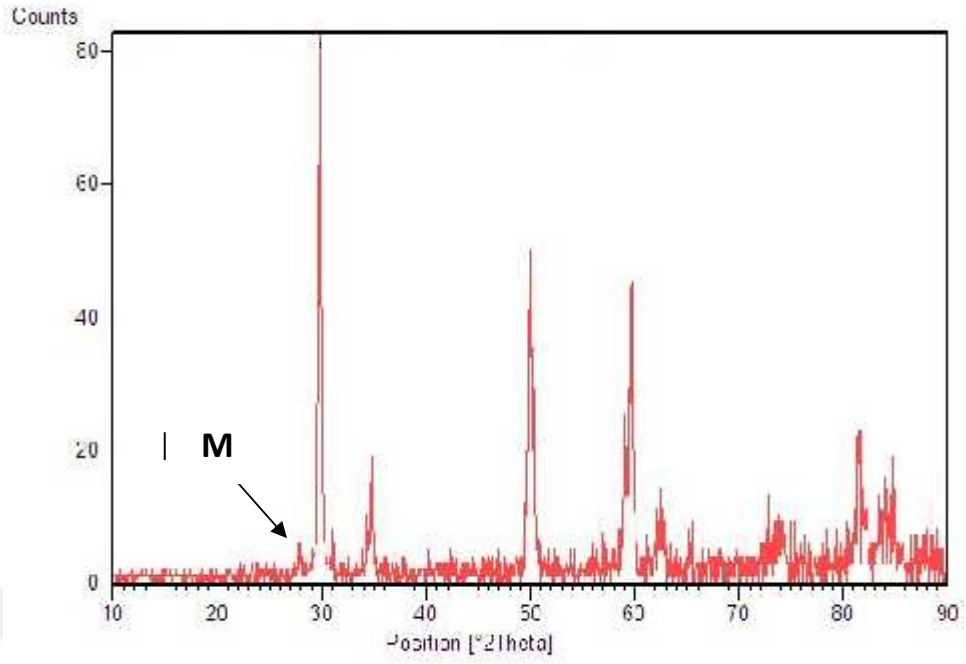




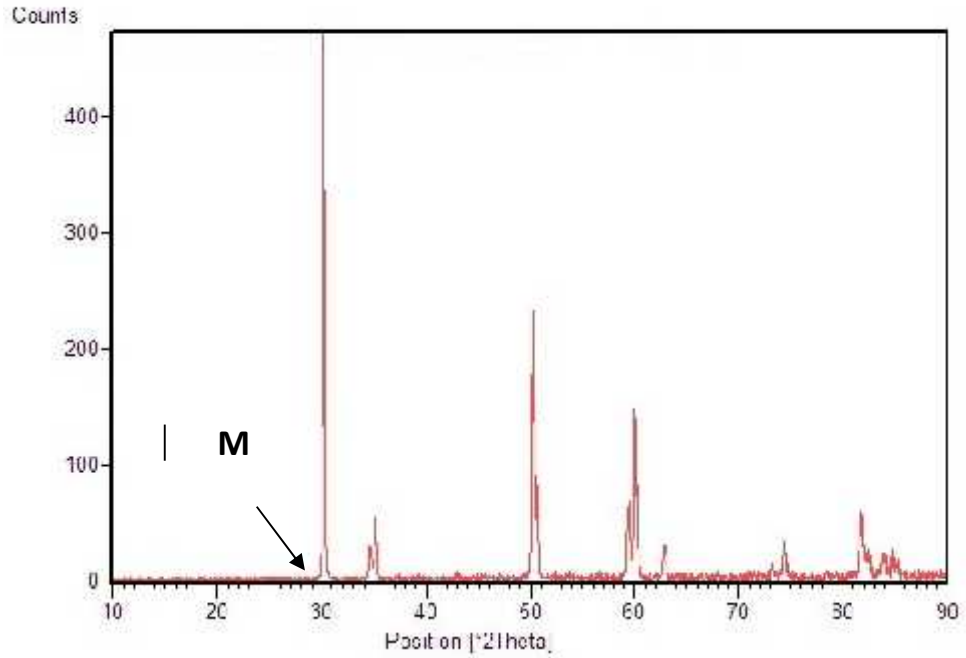
**ekil 4.12.** Sinterizasyon öncesi Nd:YAG lazer uygulanıp sinterlenen bir örne in X-ray difraksiyon grafi i.



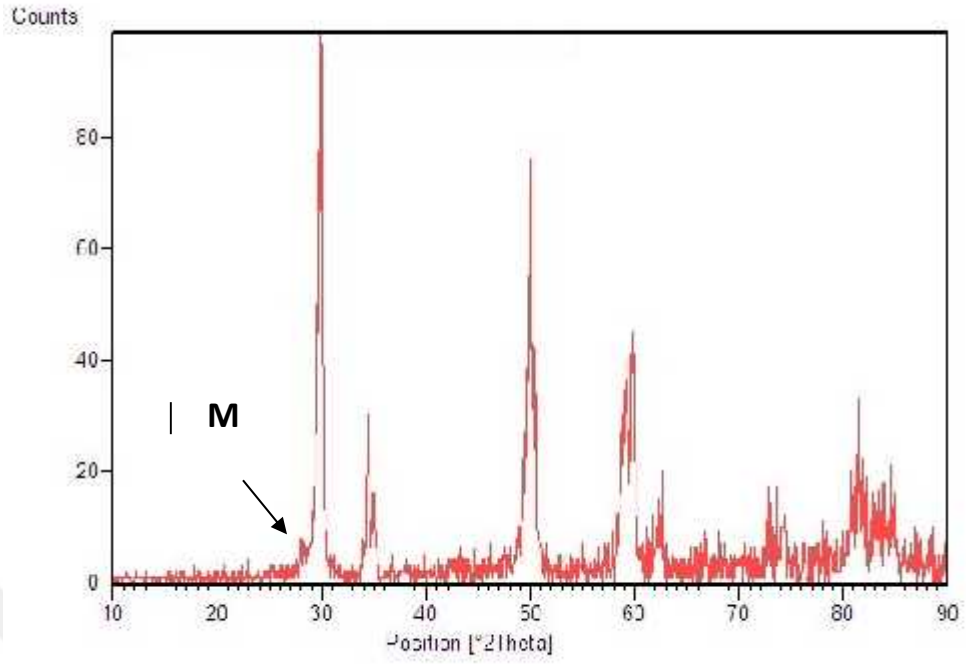
**ekil 4.13.** Sinterizasyon sonrası Nd:YAG lazer uygulanan bir örne in X-ray difraksiyon grafi i.



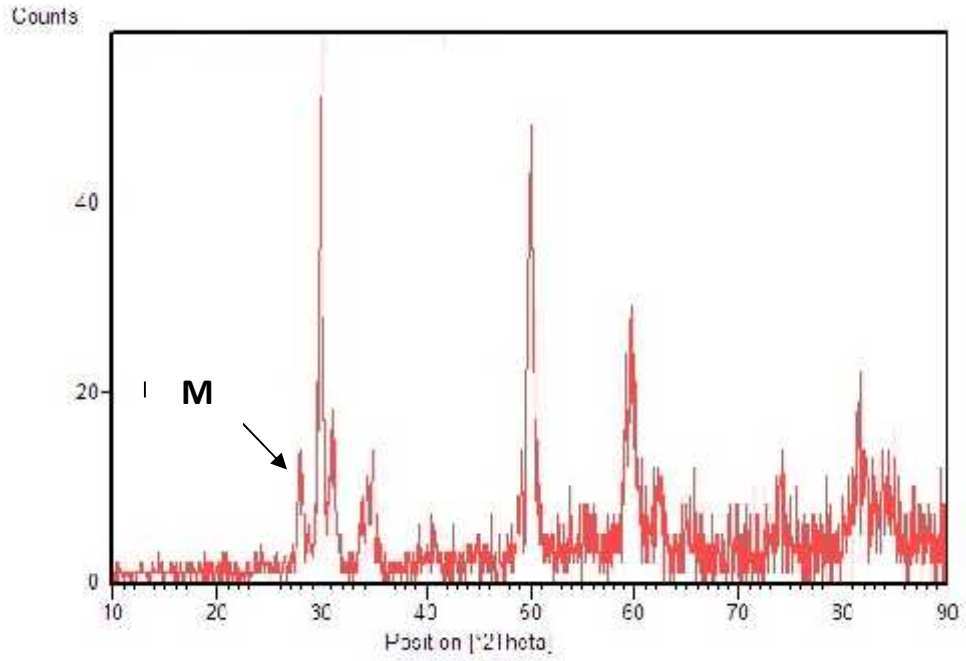
**ekil 4.14.** Sinterizasyon öncesi Er:YAG lazer+Kumlama uygulanan bir örne in X-ray difraksiyon grafi i.



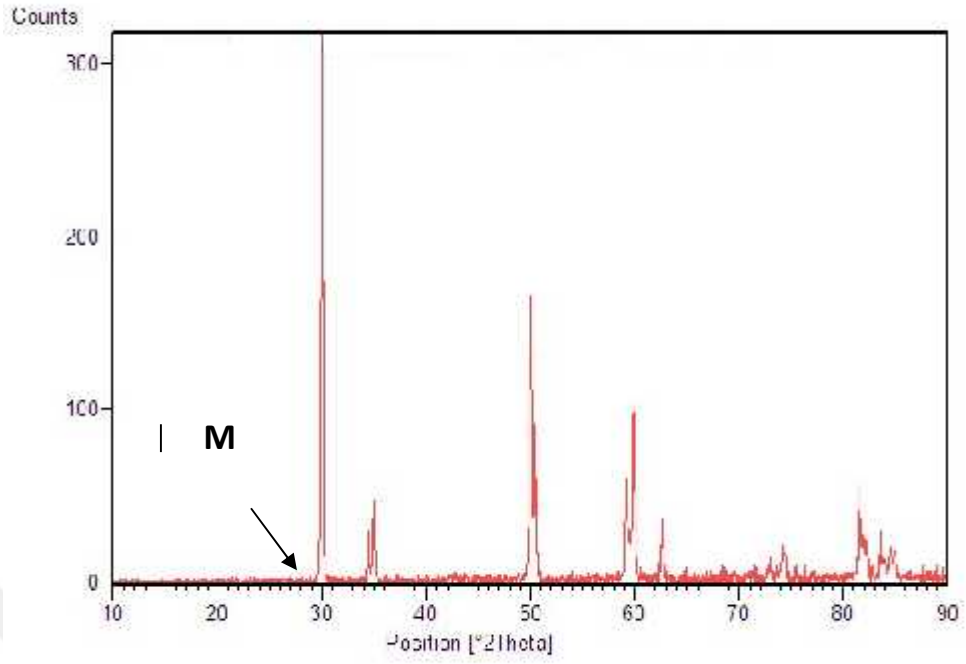
**ekil 4.15.** Sinterizasyon öncesi Er:YAG lazer+Kumlama uygulanıp sinterlenen bir örne in X-ray difraksiyon grafi i.



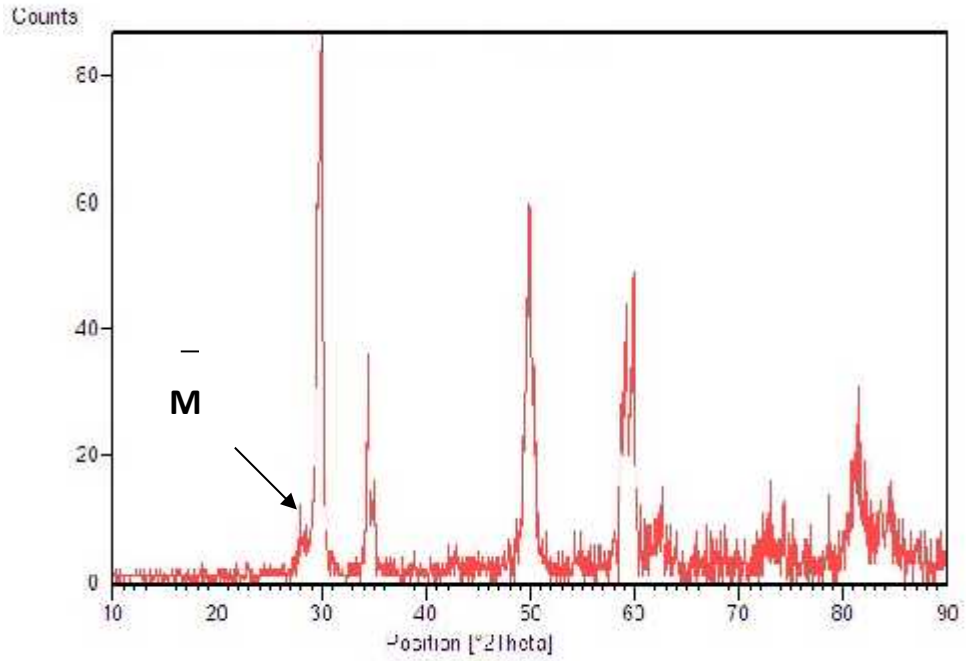
**ekil 4.16.** Sinterizasyon sonrası Er:YAG lazer+Kumlama uygulanan bir örne in X-ray difraksiyon grafi i.



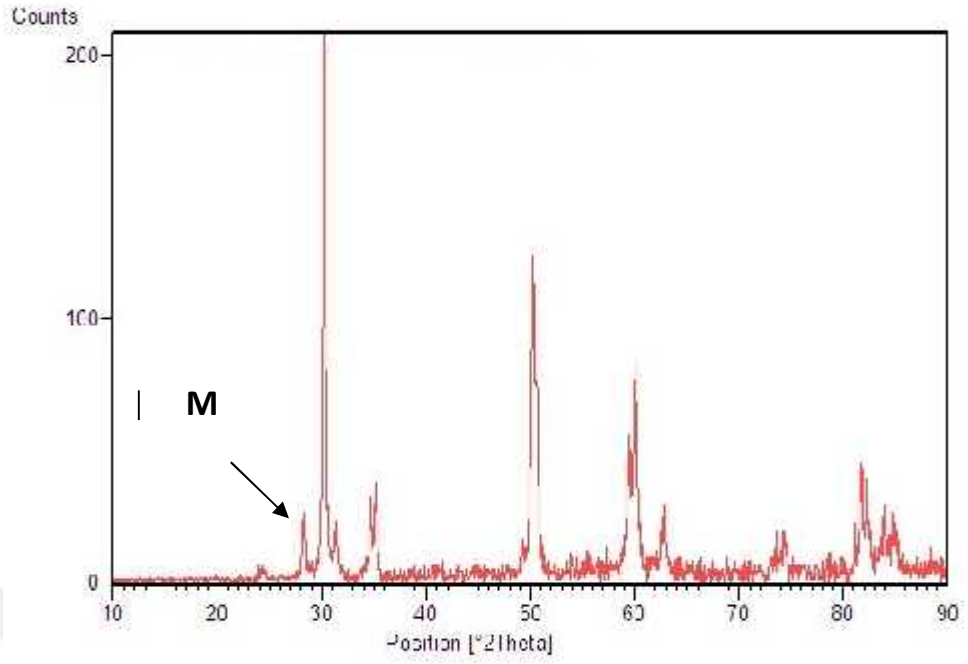
**ekil 4.17.** Sinterizasyon öncesi Nd:YAG lazer+Kumlama uygulanan bir örne in X-ray difraksiyon grafi i.



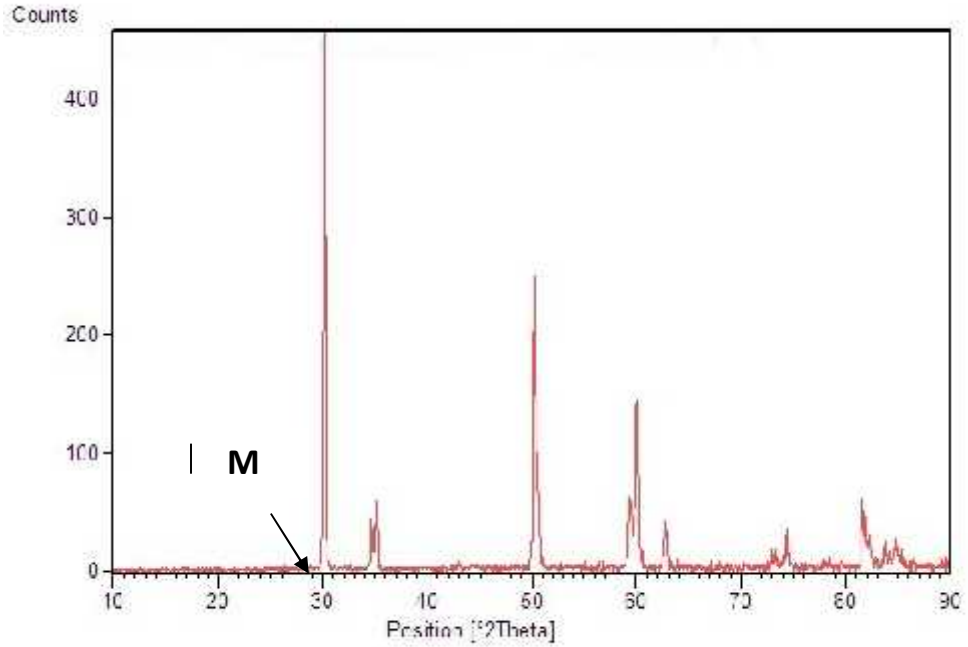
**ekil 4.18.** Sinterizasyon öncesi Nd:YAG lazer+Kumlama uygulanıp sinterlenen bir örne in X-ray difraksiyon grafi i.



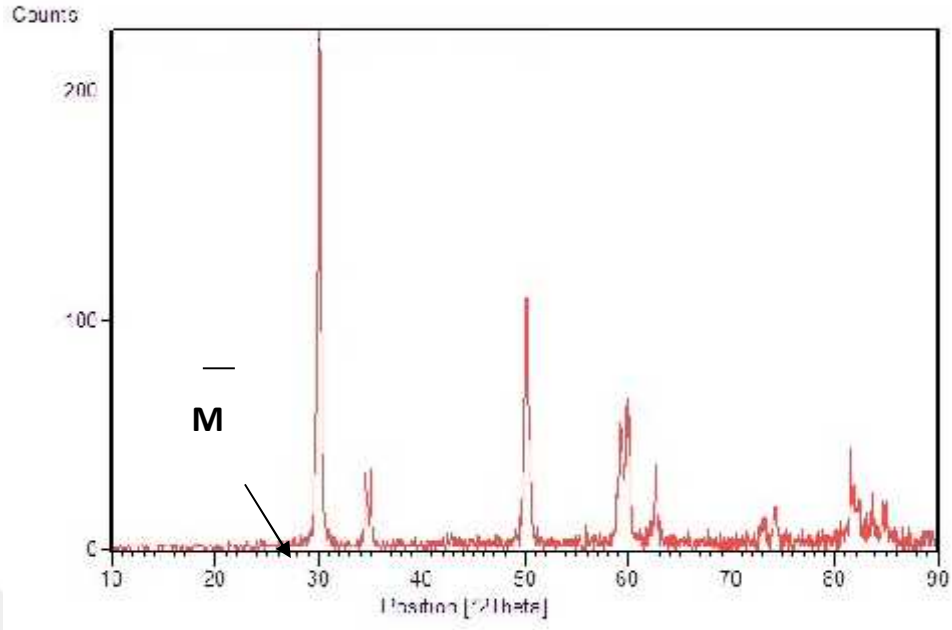
**ekil 4.19.** Sinterizasyon sonrası Nd:YAG lazer+Kumlama uygulanan bir örne in X-ray difraksiyon grafi i.



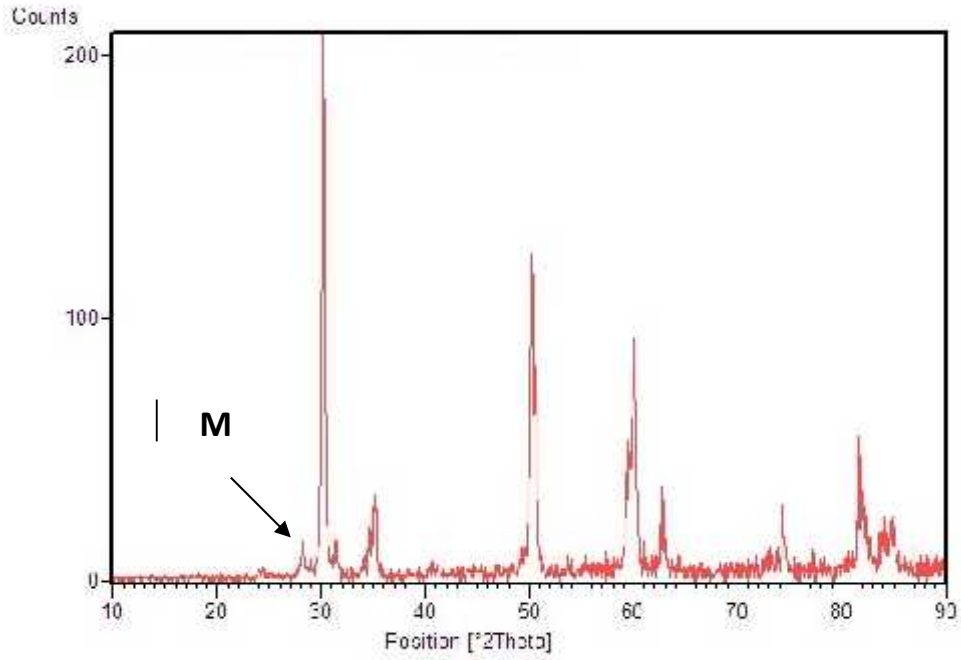
**ekil 4.20.** Sinterizasyon öncesi ince grenli frez ile a ındırma uygulanan bir örne in X-ray difraksiyon grafi i.



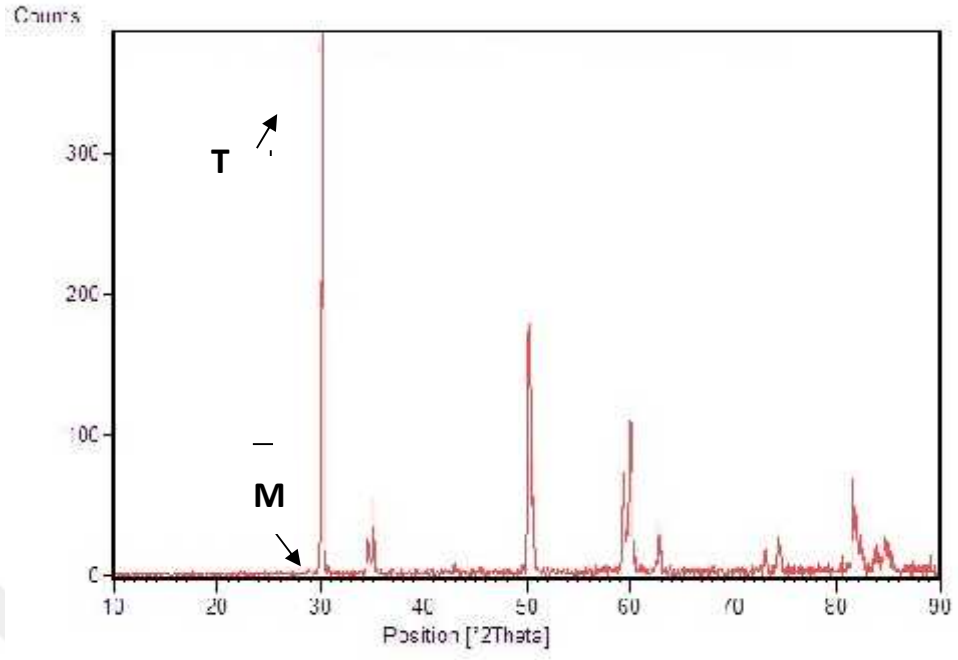
**ekil 4.21.** Sinterizasyon öncesi ince grenli frez ile a ındırma uygulanıp sinterlenen bir örne in X-ray difraksiyon grafi i.



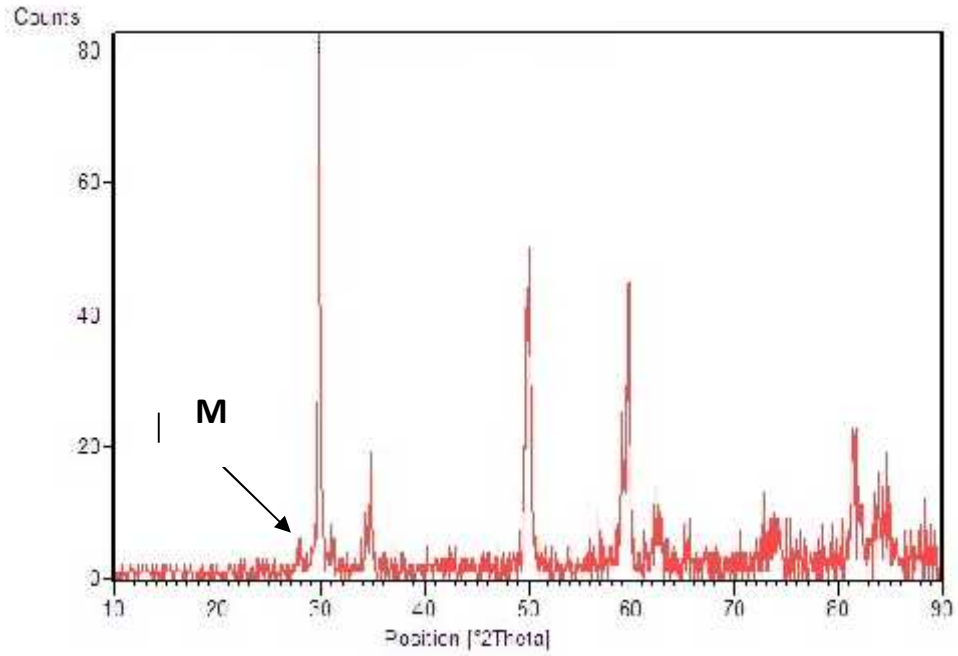
**ekil 4.22.** Sinterizasyon sonrası ince grenli frez ile a ındırma uygulanan bir örne in X-ray difraksiyon grafi i.



**ekil 4.23.** Sinterizasyon öncesi kalın grenli frez ile a ındırma uygulanan bir örne in X-ray difraksiyon grafi i.

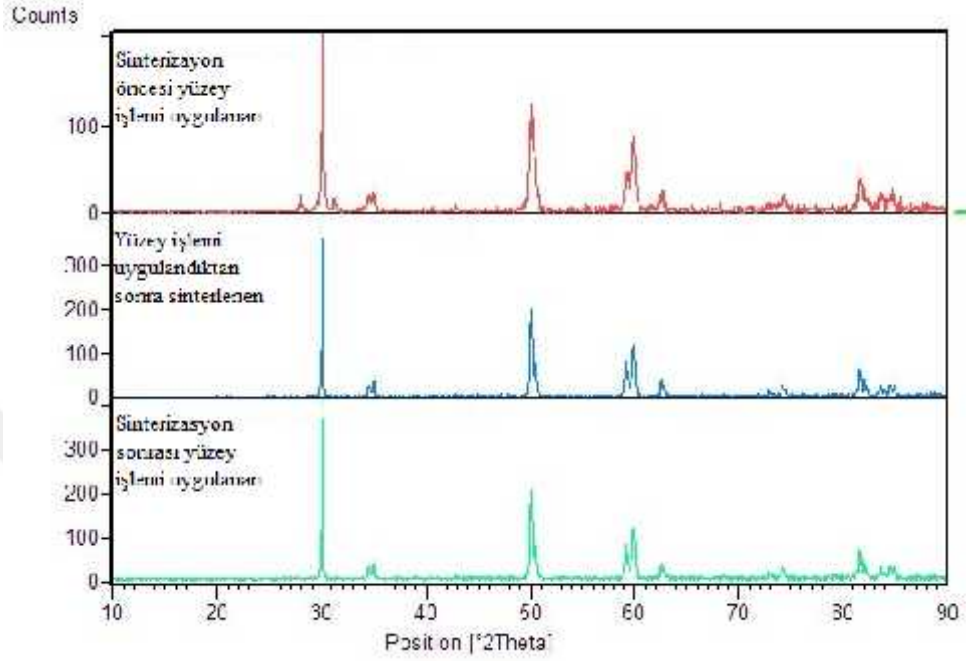


**ekil 4.24.** Sinterizasyon öncesi kalın grenli frez ile a ındırma uygulanıp sinterlenen bir örne in X-ray difraksiyon grafi i.

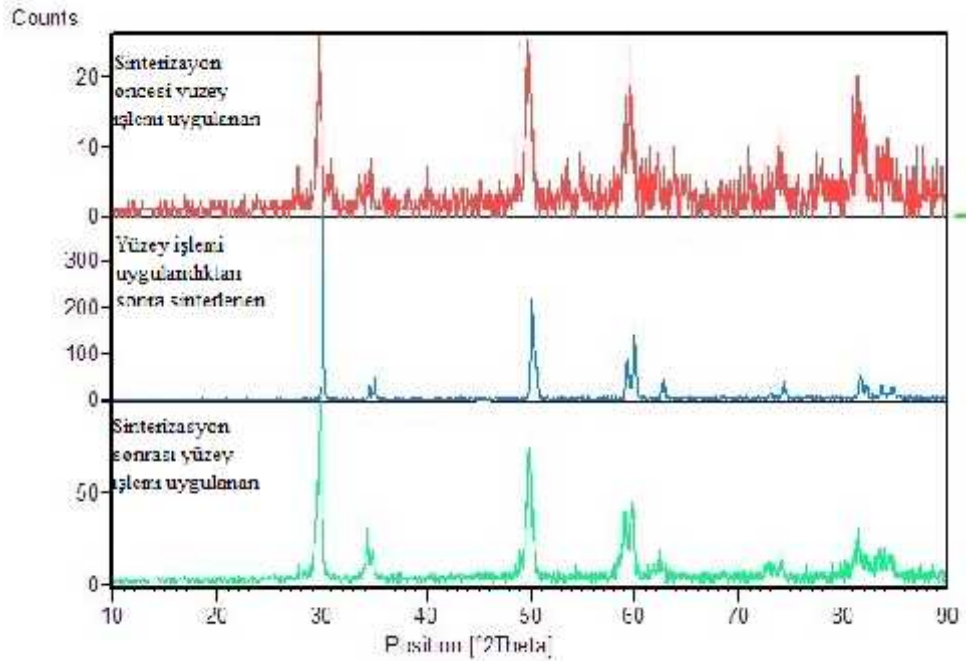


**ekil 4.25.** Sinterizasyon sonrası kalın grenli frez ile a ındırma uygulanan bir örne in X-ray difraksiyon grafi i.

Her bir gruba ait sinterizasyon öncesi yüzey işlemi uygulanan, sinterizasyon öncesi yüzey işlemi uygulanıp sinterlenen ve sinterizasyon sonrası yüzey işlemi uygulanan örneklerin X-ray difraksiyon grafiği ekil 4.26-4.33’de gösterilmiştir.

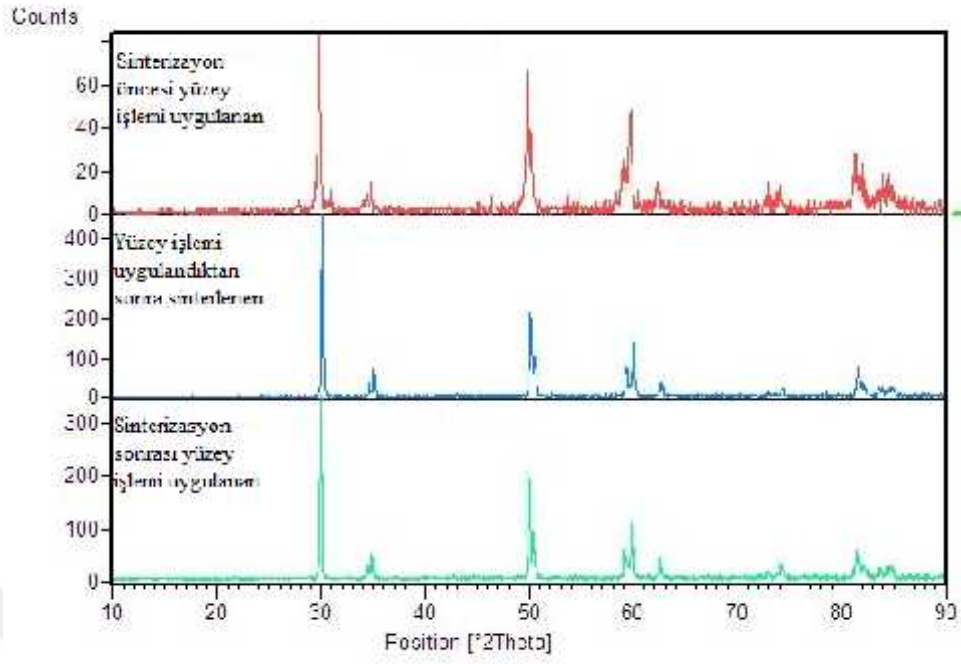


ekil 4.26. Kontrol grubuna ait bir örneğin X-ray difraksiyon grafiği.

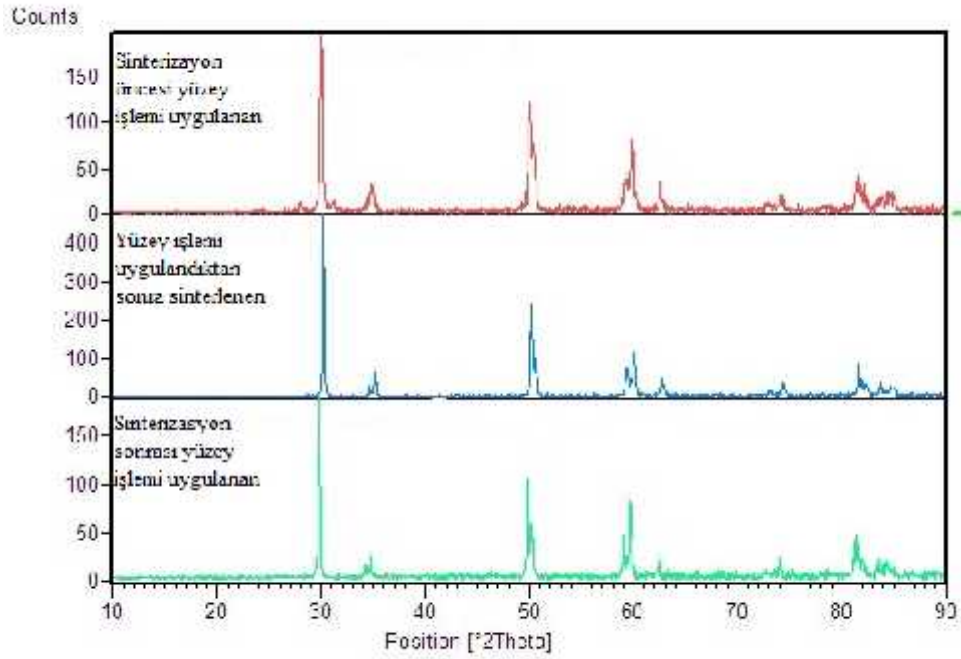


ekil 4.27. Kumlama grubuna ait bir örneğin X-ray difraksiyon grafiği.

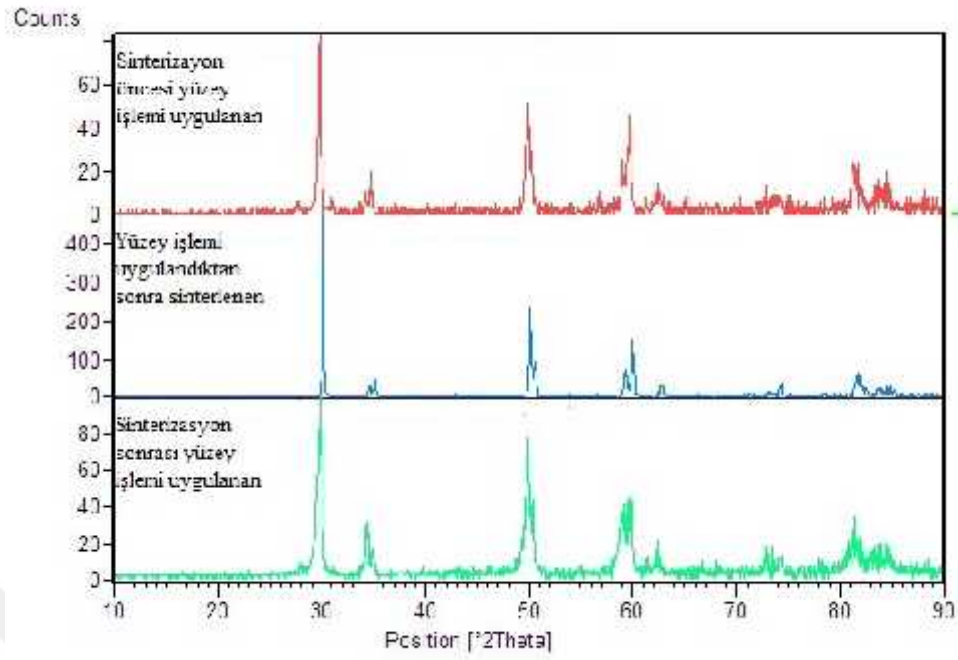




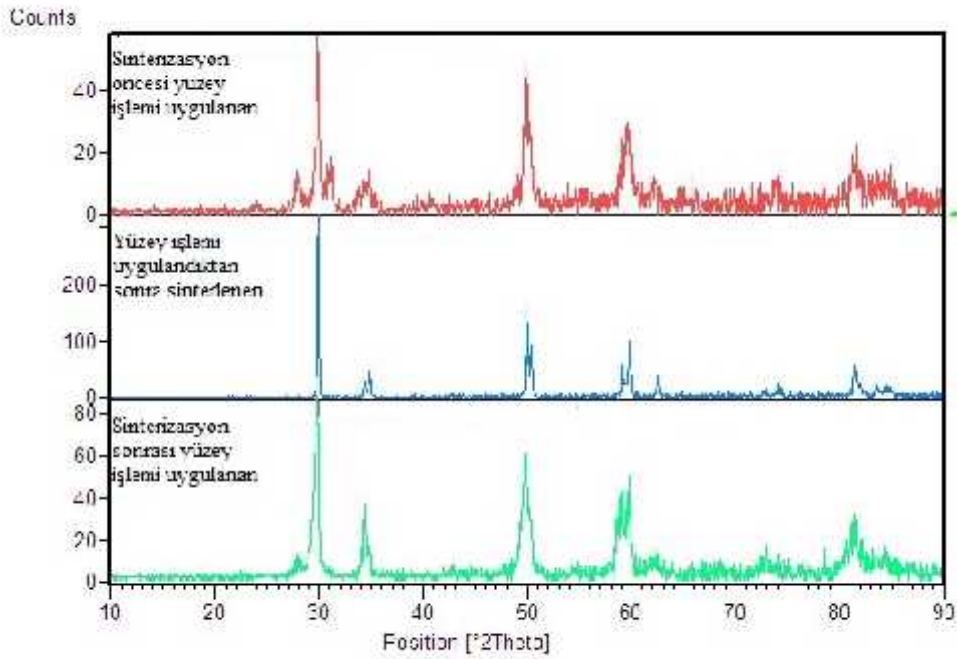
ekil 4.28. Er:YAG grubuna ait bir örne in X-ray difraksiyon grafi i.



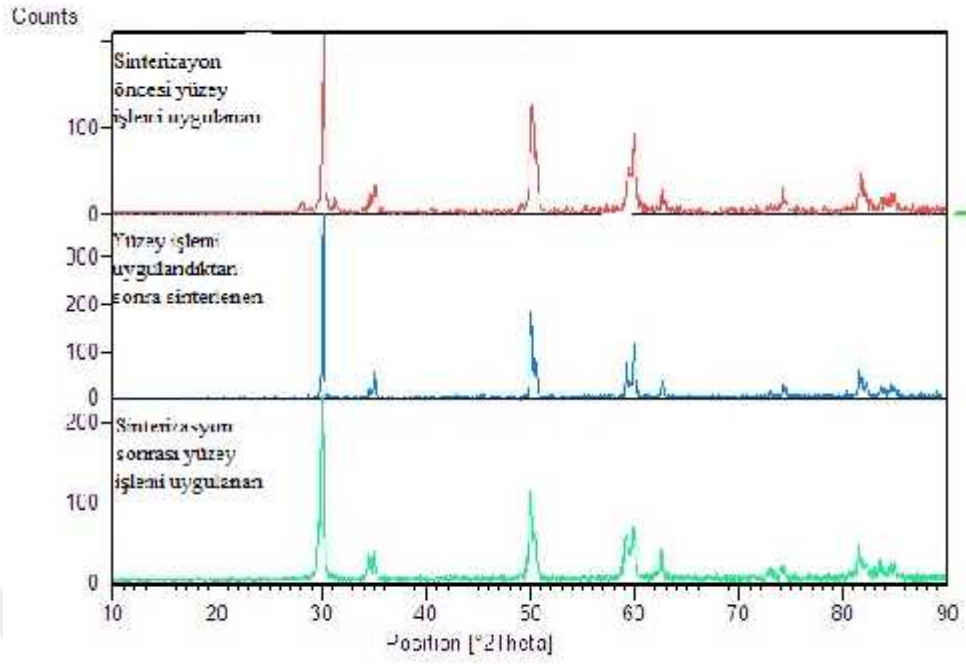
ekil 4.29. Nd:YAG grubuna ait bir örne in X-ray difraksiyon grafi i.



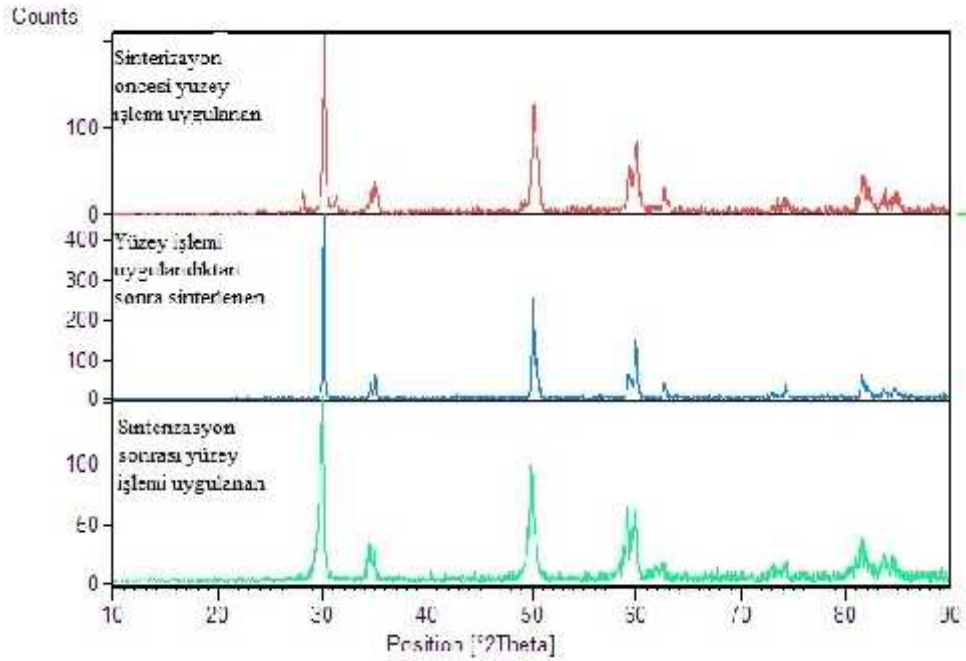
ekil 4.30. Er:YAG+kumlama grubuna ait bir örneğin X-ray difraksiyon grafiği.



ekil 4.31. Nd:YAG+kumlama grubuna ait bir örneğin X-ray difraksiyon grafiği.



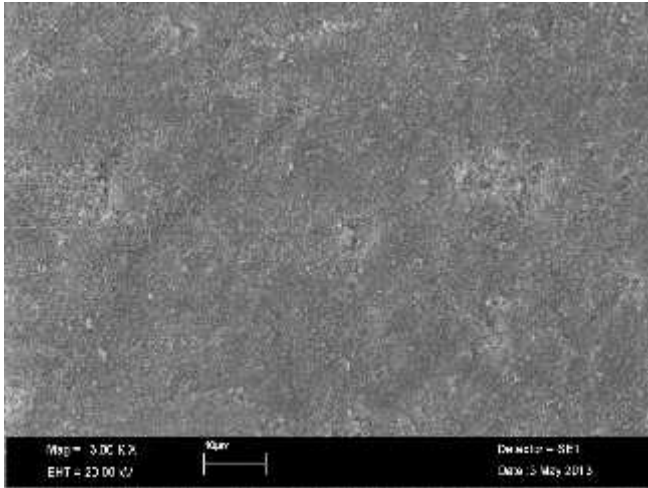
**ekil 4.32.** ince grenli frez ile a indirma grubuna ait bir örne in X-ray difraksiyon grafi i.



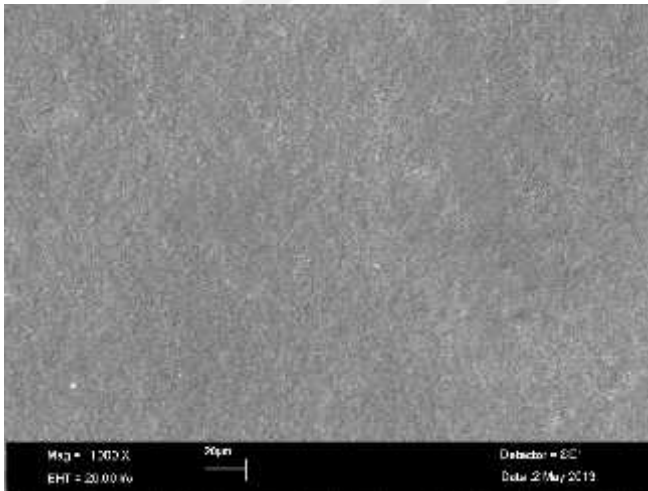
**ekil 4.33.** Kalın grenli frez ile a indirma grubuna ait bir örne in X-ray difraksiyon grafi i.

### 4.3. Taramalı Elektron Mikroskop (SEM) Analizi

Sinterizasyon öncesi yüzey i lemi uygulanan, sinterizasyon öncesi yüzey i lemi uygulandıktan sonra sinterlenen ve sinterizasyon sonrası yüzey i lemi uygulanan örneklerin yüzey topografisi X1000 büyütmede de erlendirildi. Çalı mada elde edilen SEM foto rafları ekil 4.34–4.56’da verilmi tir.

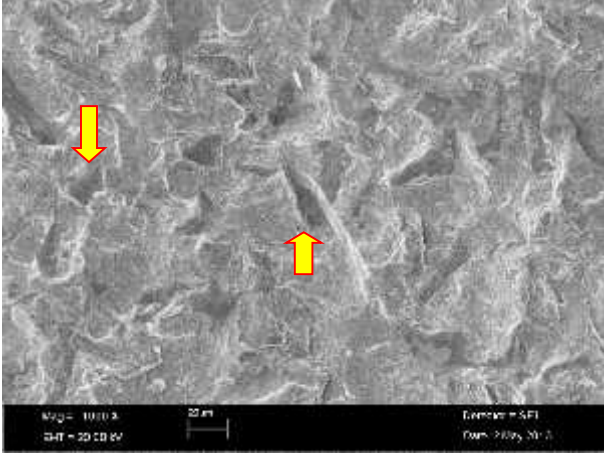


**ekil 4.34.** Sinterizasyon öncesi yüzey i lemi uygulanmamı zirkonyum oksit yüzeyi SEM görüntüsü (X1000).

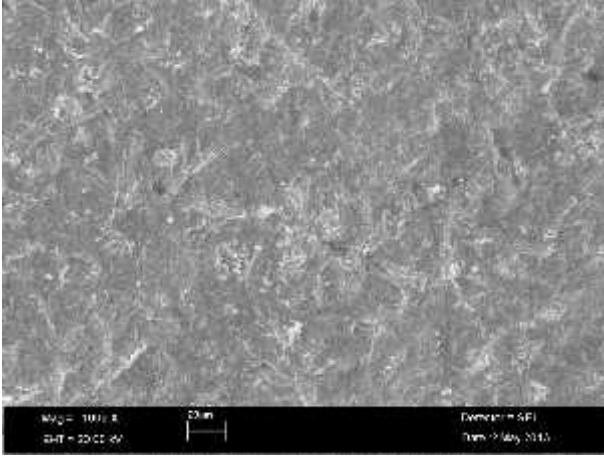


**ekil 4.35.** Sinterizasyon sonrası yüzey i lemi uygulanmamı zirkonyum oksit yüzeyi SEM görüntüsü (X1000).

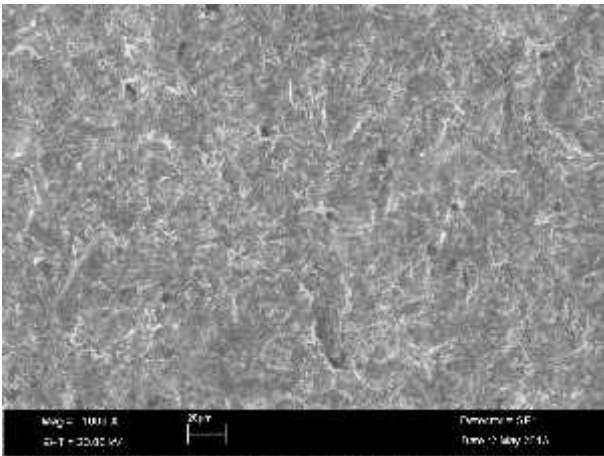
Sinterizasyon öncesi i lem uygulanmamı zirkonyum oksit yüzeyinin SEM görüntüleri incelendi inde; yüzeyde tebe irimsi ve pürüzlü bir yapı görülmektedir. Sinterizasyon sonrası i lem uygulanmamı zirkonyum oksit yüzeyinin görüntüsü daha sıkı ve düzgün bir ekilde görülmektedir.



**ekil 4.36.** Sinterizasyon öncesi kumlama i lemi uygulanmı zirkonyum oksit yüzeyi SEM görüntüsü (X1000)



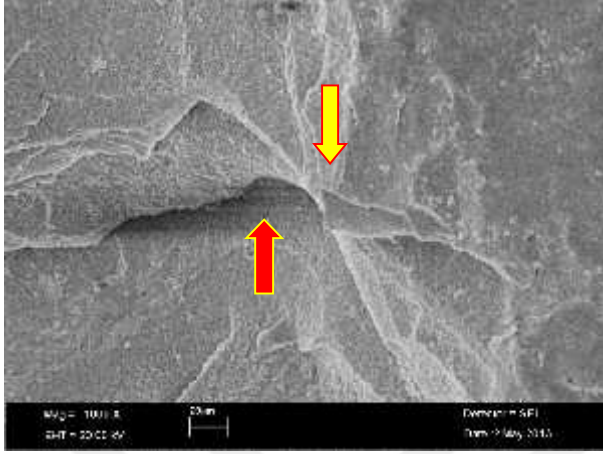
**ekil 4.37.** Sinterizasyon öncesi kumlama i lemi uygulanıp sinterlenmi zirkonyum oksit yüzeyi SEM görüntüsü (X1000)



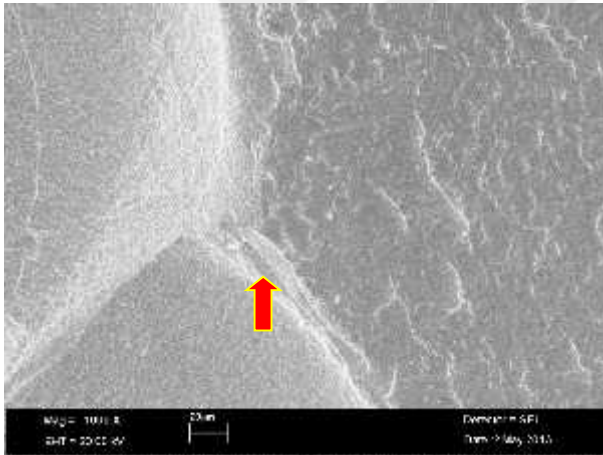
**ekil 4.38.** Sinterizasyon sonrası kumlama i lemi uygulanmı zirkonyum oksit yüzeyi SEM görüntüsü (X1000)

Sinterizasyon öncesi kumlama uygulanan zirkonyum oksit yüzeyinin SEM görüntüleri incelendi inde; yüzey yapısının kontrol grubundaki örne e göre alüminyum

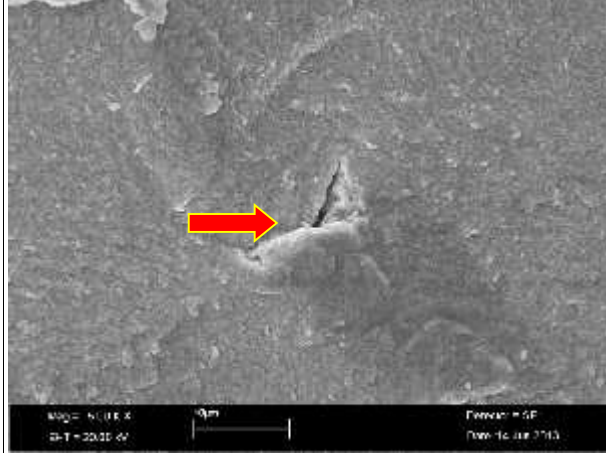
oksit partiküllerinden dolayı yüzeyden parçaların koptu u, düzensiz girintiler ve dalgalı bir yapı görüldü. Sinterizasyon sonrası da kumlamaya özgü düzensiz, girintilerin küçüldü ü, yüzeysel ve dalgalı yapılar görüldü.



**ekil 4.39.** Sinterizasyon öncesi Er:YAG lazer uygulanmı zirkonyum oksit yüzeyi SEM görüntüsü (X1000)

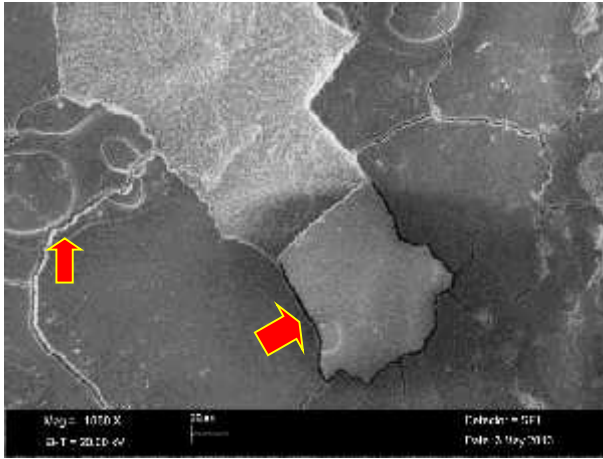


**ekil 4.40.** Sinterizasyon öncesi Er:YAG lazer uygulanıp sinterlenmi zirkonyum oksit yüzeyi SEM görüntüsü (X1000).

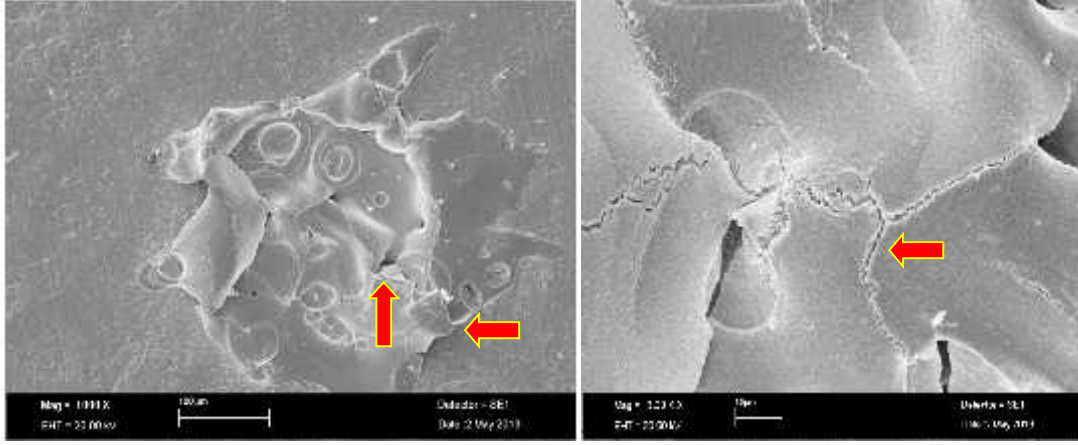


**ekil 4.41.** Sinterizasyon sonrası Er:YAG lazer uygulanmış zirkonyum oksit yüzeyi SEM görüntüsü (X5000)

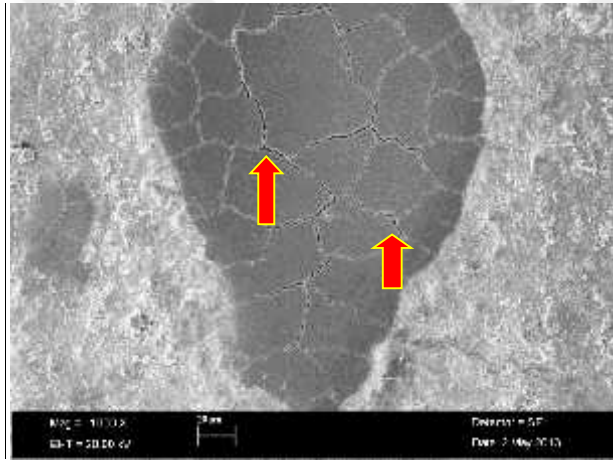
Sinterizasyon öncesi Er:YAG lazer uygulanan zirkonyum oksit yüzeyinin SEM görüntüleri incelendi inde; yüzeyde sivri, keskin kenarlı tepcikler (sarı ok) ve derin çatlaklar (kırmızı ok) görüldü. Sinterizasyon öncesi yüzey i lemi uygulanıp sinterlenen örnek yüzeyinde yüzey daha düzgün ve çatlak yapının küçüldü ü görüldü. Sinterizasyon sonrası ise Er-YAG lazer uygulanan örnek yüzeyinde geni girinti ve derin çatlaklar (kırmızı ok) görüldü.



**ekil 4.42.** Sinterizasyon öncesi Nd:YAG lazer uygulanmış zirkonyum oksit yüzeyi SEM görüntüsü (X1000)



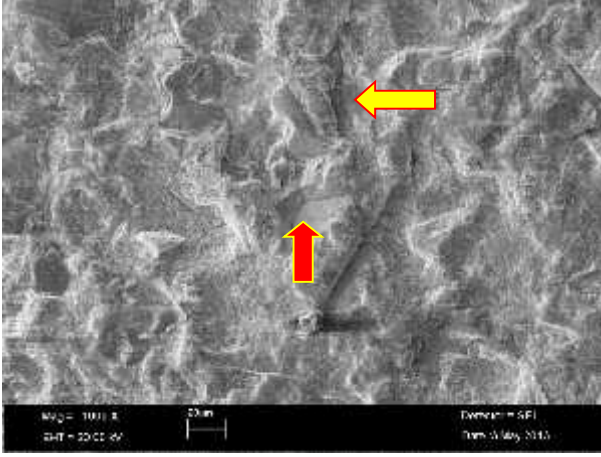
**ekil 4.43.** Sinterizasyon öncesi Nd:YAG lazer uygulanıp sinterlenmi zirkonyum oksit yüzeyi SEM görüntüsü (X1000, X5000).



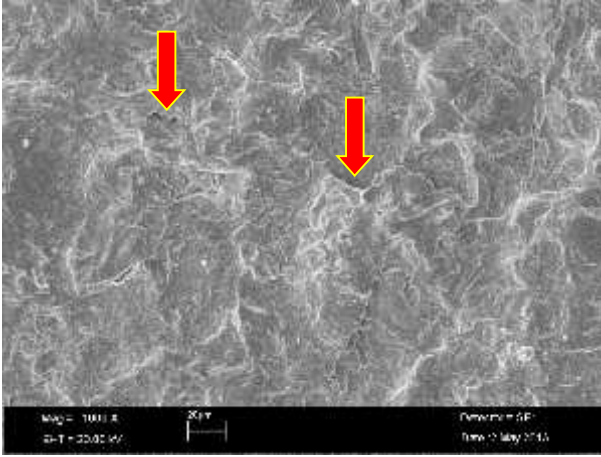
**ekil 4.44.** Sinterizasyon sonrası Nd:YAG lazer uygulanmı zirkonyum oksit yüzeyi SEM görüntüsü (X1000)

Sinterizasyon öncesi Nd:YAG lazer uygulanan zirkonyum oksit yüzeyinin SEM görüntüleri incelendi inde; yüzeyde lazerin etkiledi i alanlarda derin çatlaklar (kırmızı ok) görüldü. Sinterizasyon öncesi yüzey i lemi uygulanıp sinterlenen örnek yüzeyinde yüzey daha düzgün ve çatlak yapının küçüldü ü görüldü. Sinterizasyon sonrası yüzey i lemi uygulanmı örnekte lazerin etkiledi i alanda çok sayıda çatlak yapı görüldü.

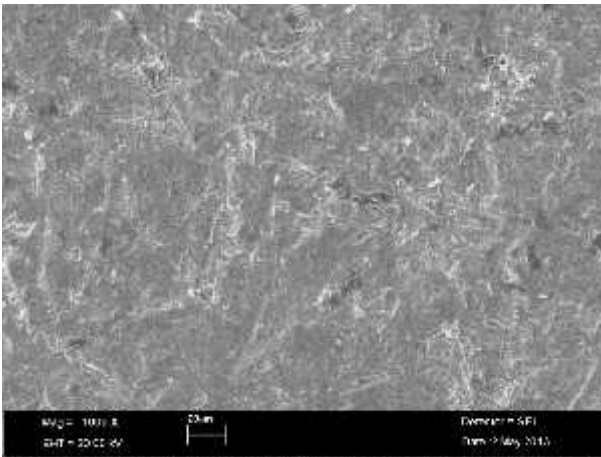




**ekil 4.45.** Sinterizasyon öncesi Er:YAG lazer +kumlama uygulanmı zirkonyum oksit yüzeyi SEM görüntüsü (X1000)

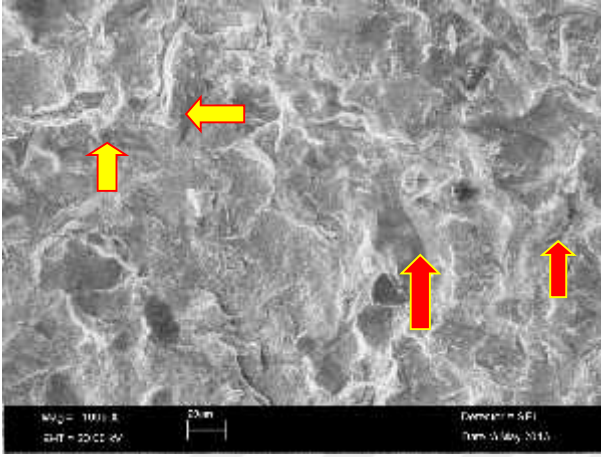


**ekil 4.46.** Sinterizasyon öncesi Er:YAG lazer +kumlama uygulanıp sinterlenmi zirkonyum oksit yüzeyi SEM görüntüsü (X1000).

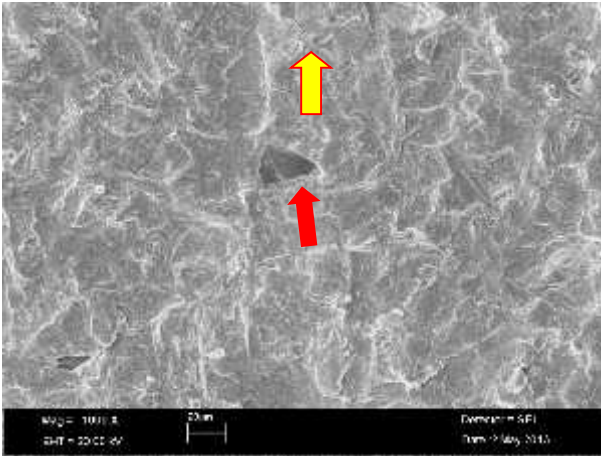


**ekil 4.47.** Sinterizasyon sonrası Er:YAG+kumlama lazer uygulanmı zirkonyum oksit yüzeyi SEM görüntüsü (X1000)

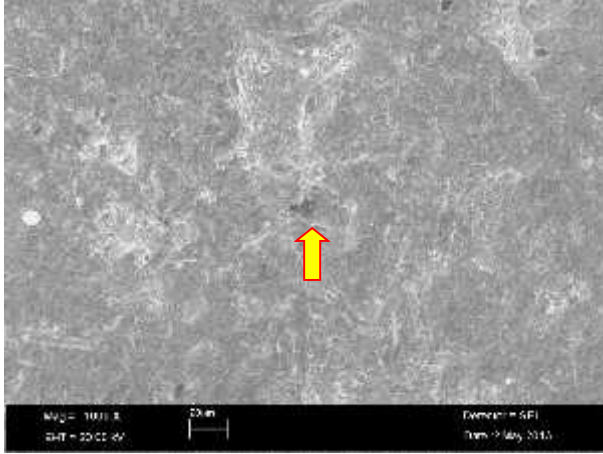
Sinterizasyon öncesi Er:YAG lazer + kumlama uygulanan zirkonyum oksit yüzeyinin SEM görüntüleri incelendi inde; yüzeyden parçacıkların koptu u (kırmızı ok) derin girinti, çıkıntı ve çatlakların (sarı ok) oldu u görüldü. Sinterizasyon öncesi yüzey i lemi uygulanıp sinterlenen örnek yüzeyinde girintili ve çıkıntılı yapının küçüldü ü görüldü. Sinterizasyon sonrası yüzey i lemi uygulanan örnekte ise daha yüzeyel girinti ve çıkıntılarının oldu u dalgalı bir yapı görüldü.



**ekil 4.48.** Sinterizasyon öncesi Nd:YAG lazer+kumlama uygulanan zirkonyum oksit yüzeyi SEM görüntüsü (X1000)

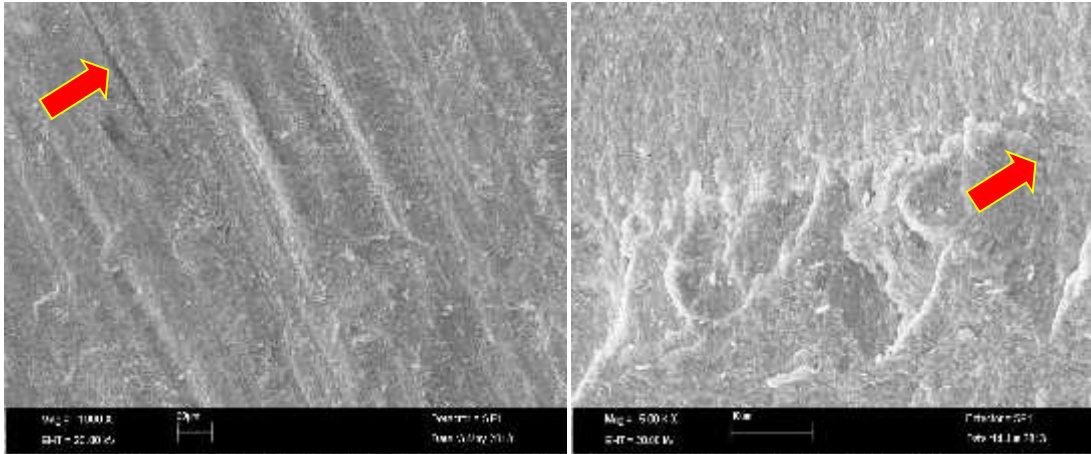


**ekil 4.49.** Sinterizasyon öncesi Nd:YAG lazer+kumlama uygulanıp sinterlenen zirkonyum oksit yüzeyi SEM görüntüsü (X1000)

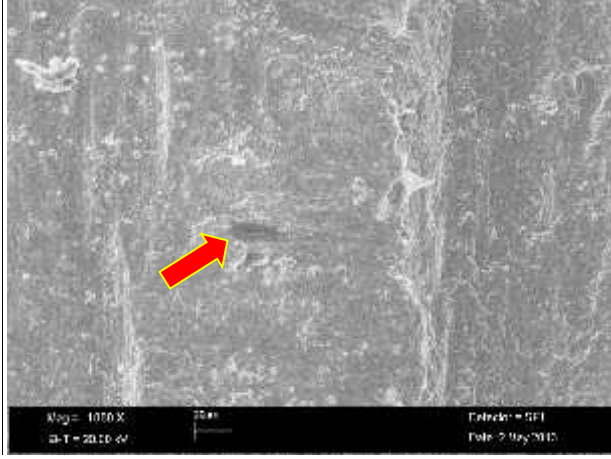


**ekil 4.50.** Sinterizasyon sonrası Nd:YAG lazer+kumlama uygulanmış zirkonyum oksit yüzeyi SEM görüntüsü (X1000)

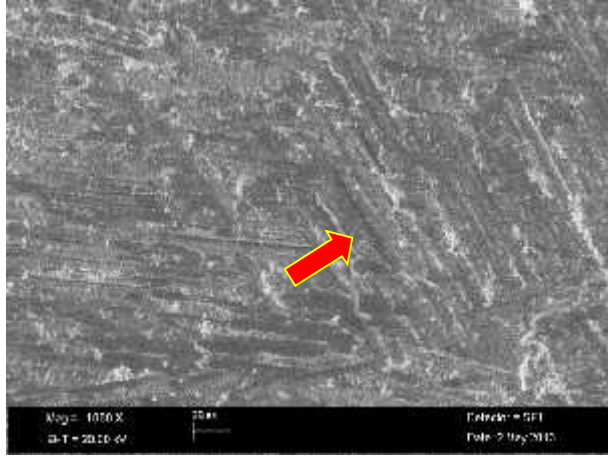
Sinterizasyon öncesi Nd:YAG lazer + kumlama uygulanan zirkonyum oksit yüzeyinin SEM görüntüleri incelendi inde; yüzeyde hem kumlamaya özgü girinti ve çıkıntılar hem de Nd:YAG lazerin oluşturduğu çatlak yapı görüldü. Sinterizasyon öncesi yüzeyi lemi uygulanıp sinterlenen örnek yüzeyinde girintili ve çıkıntılı yapının küçüldü ü görüldü. Sinterizasyon sonrası yüzeyi lemi uygulanmış örnek yüzeylerinde daha yüzeyel girinti ve çıkıntı görüldü.



**ekil 4.51.** Sinterizasyon öncesi ince grenli frez ile a ındırma uygulanmış zirkonyum oksit yüzeyinin SEM görüntüsü (X1000, X5000)

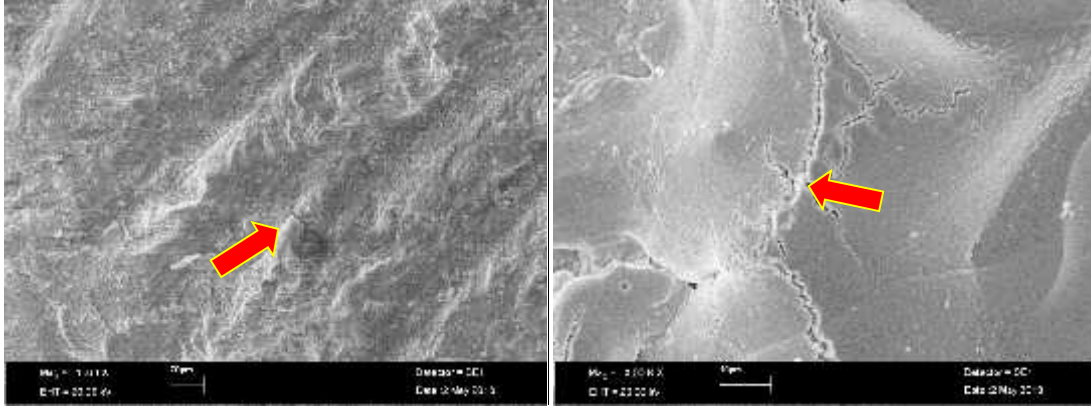


**ekil 4.52.** Sinterizasyon öncesi ince grenli frez ile a ındırma uygulanıp sinterlenen zirkonyum oksit yüzeyi SEM görüntüsü (X1000)

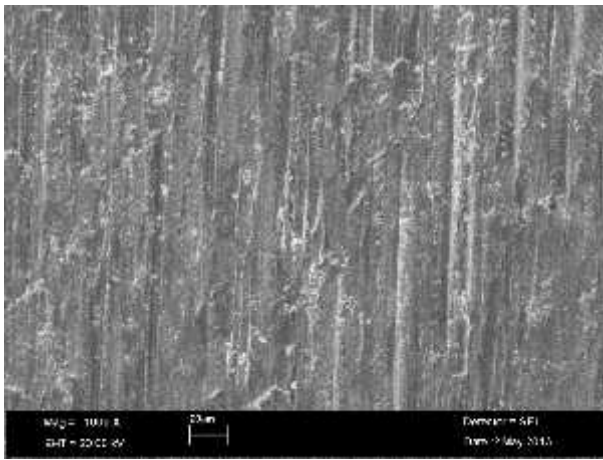


**ekil 4.53.** Sinterizasyon sonrası ince grenli frez ile a ındırma uygulanmış zirkonyum oksit yüzeyi SEM görüntüsü (X1000)

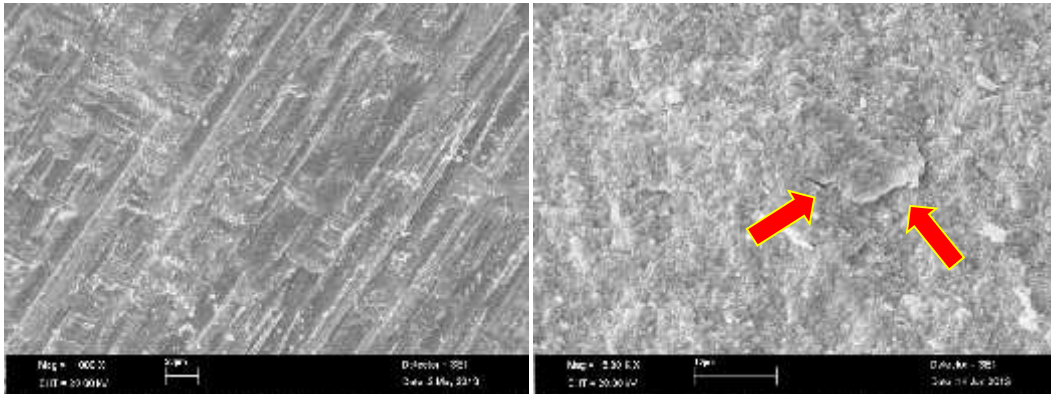
Sinterizasyon öncesi ince grenli frez ile a ındırılan zirkonyum oksit yüzeyinin SEM görüntüleri incelendi inde; frezin yüzeye uygulanmasına ba lı olarak derin çizgisel olukların olu tu u ve bu oluklar içerisinde çatlaklar (kırmızı ok) görüldü. Bu oluklar ve çatlaklar sinterizasyon öncesi yüzey i lemi uygulanıp sinterlenen örnek yüzeyinde daha dar ve sı olarak izlendi. Sinterizasyon sonrası ise yüzeyel, dar çizgisel oluklar ve yüzeyel çatlaklar görüldü.



**ekil 4.54.** Sinterizasyon öncesi kalın grenli frez ile a ındırma uygulanmı zirkonyum oksit yüzeyi SEM görüntüsü (X1000)



**ekil 4.55.** Sinterizasyon öncesi kalın grenli frez ile a ındırma uygulanıp sinterlenen zirkonyum oksit yüzeyi SEM görüntüsü (X1000)



**ekil 4.56.** Sinterizasyon sonrası kalın grenli frez ile a ındırma uygulanmı zirkonyum oksit yüzeyi SEM görüntüsü (X1000)

Sinterizasyon öncesi kalın grenli frez ile a ındırılan zirkonyum oksit yüzeyinin SEM görüntüleri incelendi inde; frezin yüzeye uygulanmasına ba lı olarak derin çizgisel olukların olu tu u ve bu oluklar içerisinde çatlaklar (kırmızı ok) görüldü. Bu

oluklar ve çatlaklar sinterizasyon öncesi yüzey i lemi uygulanıp sinterlenen örnek yüzeyinde daha dar ve sı olarak izlendi. Sinterizasyon sonrası ise sinterizasyon öncesinde yüzey i lemi uygulanan örneklere göre daha yüzeyel çizgisel oluklar ve çatlak yapılar görüldü.



## 5. TARTI MA

Yüksek mekanik özellikleri sayesinde metal alt yapılı porselen restorasyonlar hem posterior hem de anterior bölgede sıklıkla kullanılmaktadır. Ancak alerjik reaksiyonlara sebep olması, koyu rengini di etine yansıtması, korozyona u rayabilmesi ve ı ık geçirgenli ine sahip olmamasından dolayı tam seramik sistemlerin kullanımı gündeme gelmi tir [1]. Yakın tarihe kadar, tüm seramik sistemlerin kullanımı sadece ön bölge di leri ile sınırlandırılırken, güçlendirilmi seramik sistemlerinin geli tirilmesiyle günümüzde arka bölge di lerinde de uygulama alanı bulmu tur. Son zamanlarda, itriya ile stabilize edilmi tetragonal zirkonya polikristalin (Y-TZP) dayanıklılı ının yüksek olması ve biyouyumlulu u sayesinde yaygın olarak kullanılmaya ba lanmı tur [7,57].

Sinterizasyon sonrasında sert yapıda olan Y-TZP genellikle yarı sinterize bloklardan elde edilir ve alt yapı CAD/CAM teknolojisi kullanılarak hazırlanır [125]. Endodontik postlarda, ortodontik braketlerde, anterior ve posterior sabit bölümlü protezlerde Y-TZP materyali kullanılabilir [126].

Sabit protezler çi neme ve yutkunma gibi fonksiyonel hareketlerde oklüzal kuvvetlere maruz kalmaktadır. Kiliaraidis ve ark. [127], birinci molar bölgede ısırma kuvvetinin erkeklerde en yüksek 807 N, kadınlarda 650 N oldu unu bildirmi lerdir. Gibbs ve ark. [128], birinci molar di leri en yüksek ısırma kuvvetinin 300 ile 880 N arasında olabilece ini söylemi lerdir. Ancak di sıkma alı kanlı ı olan ki ilerde bu kuvvetin 6 kat daha fazla olabilece ini bildirmi lerdir.

Tam seramik restorasyonların metal alt yapılı porselen restorasyonlara göre dü ük dirence sahip olması önemli bir sorun olu turmaktadır. Posterior bölgede yüksek çi neme kuvvetlerinin olması ve yapılan köprü eklindeki sabit protezlerde bu sorun daha çok kar ımıza çıkmaktadır [129].

Posterior bölgedeki sabit protezlerde kullanılan Y-TZP esaslı seramiklerin mekanik özelliklerini inceleyen birçok çalı ma bulunmaktadır. Bu çalı malar, zirkonyum materyalinin ba langıçta yüksek dayanıklılık ve kırılma toklu u gibi olumlu mekanik özelliklere sahip oldu unu bildirmi lerdir [58, 73, 75, 80, 126].

Seramiklerin bükülme dayanıklılıklarını belirlemede tek eksenli bükülme testleri [6, 86] ve iki eksenli bükülme testleri [3, 7, 49, 130] kullanılmaktadır. Tek eksenli (3-nokta ve 4-nokta) bükülme testleri, örnek hazırlanması sırasında olu an dik yöndeki yüzey çatlaklarına ve örneklerin kenarlarında olu an çatlaklara kar ı hassastır [49,131].

Chai ve ark. [132] ile Zeng ve ark. [60] yaptıkları çalı malarda çe itli alt yapı seramiklerinin bükülme dayanıklılıklarını hem tek eksenli hem de iki eksenli bükülme

testi ile de erlendirmiler ve test sonuçlarını karşılaştırmalarıdır. Bu araştırmalar, iki eksenli bükülme dayanıklılığı testleri sonuçlarının tek eksenlilere göre anlamlı şekilde yüksek kırılma stresi gösterdiğini bildirmektedir.

Disk şeklindeki örneklerin merkezden yüklenmeleri ile gerçekleştirilen iki eksenli bükülme testleri, tek eksenli testlerin dezavantajlarını ortadan kaldırmaktadır [118, 133] ISO 6872 standardı [118] tarafından önerilen iki eksenli bükülme testlerinde yükleme ortadan yapıldığı için dayanıklılık değerleri, örnek kenarlarındaki çatlaklardan etkilenmez ve örneklerin yüzeylerindeki küçük hatalar göz ardı edilebilir.

Tek eksenli testlerde kullanılan örneklere kıyasla daha küçük boyutlardaki örneklerin klinik restorasyonlara daha yakın olması bu test yönteminin tercih edilmesini sağlamaktadır [116, 134, 135]. Pidcock ve ark. [135], iki eksenli bükülme testlerinin, farklı yüzey işlemlerinin seramiklerin dayanıklılığı üzerine etkisini incelemeye uygun olduğunu bildirmektedir.

Zirkonya esaslı seramiklerin dayanıklılıklarını, iki eksenli bükülme testi kullanarak diğer alt yapı seramikleri ile karşılaştıran çalışmalar yapılmıştır. Bu araştırmaların sonuçları, Y-TZP esaslı seramiklerin, tüm alt yapı seramiklerinden daha iyi mekanik özelliklere sahip olduğunu göstermiştir [7, 49, 116].

Bu çalışmalar göz önüne alınarak çalışmamızda, yüzey işlemleri uygulanmış Y-TZP materyaline, iki eksenli bükülme testlerinden üç top üzerinde piston testi kullanılmıştır. Disk şeklindeki örnek, kenarlarına yakın ve yük uygulayan pistondan belirli uzaklıkta konumlanmış 3 top tarafından desteklenmiştir. Topların, piston kenarlarına yakın pozisyonda ve belirli mesafede yer alması örnek yüzeylerinin düzlüğündeki ve paralellikteki küçük sapmaları karşılayarak düzgün olmayan örneklerin test edilmesine olanak sağlaması için tercih edilmiştir [133].

Zirkonyum oksit alt yapılara üretimlerinin çeşitli amaçlarında uygulanan işlemler, farklı tiplerde yüzey hasarı ve çatlaklara sebep olmaktadır. CAD/CAM sisteminin kesme ve aşındırma işlemleri, bitmiş restorasyonun prepare edilmiş şekilde uyumlanması sırasında yapılan aşındırmalar, veneer porselenin işlenmesi esnasında uygulanan ısı işlemleri, zirkonyum oksit alt yapı ile üst yapı seramiği arasındaki bağlanma kuvvetini artırma amacıyla uygulanan yüzey işlemleri Y-TZP seramiklerin yapılarını ve mekanik özelliklerini etkileyen faktörlerdir [5].

Literatürde zirkonyum alt yapının seramiğe bağlanmasını arttırmak için zirkonyum oksit yüzeylerine birçok yüzey işlemleri uygulanmaktadır. Aşındırma [126, 135, 136], Kumlama [136, 137, 138, 139, 140, 141, 142], silika kaplama [138, 140, 142], plazma



sprey uygulaması, hidroflorik asit uygulaması [143, 144] ve liner [141] uygulanması bu i lemlerin ba lıcalarını olu turmaktadır. Son dönemlerde ise di hekimli inde kullanılan lazerlerin geli tirilmesiyle, lazer ile pürüzlendirme [136, 142, 145, 146] yöntemi de kullanılmaya ba lanmıştır. Bizim çalı mamızda da a ndırma, kumlama ve lazer parametreleri kullanılmı tır ve bu parametrelerdeki en iyi ba lanma kuvveti de erlerini veren uygulamalar çalı mamızda kullanılmı tır.

Yüzey pürüzlülü ünü artırmak için en çok kullanılan yöntem  $Al_2O_3$  tanecikleri ile kumlama dır.  $Al_2O_3$  içeren taneciklerin yüzeye hızla çarpması sonucunda belirli elementlerin yüzeyden uzakla ması ve yüzey enerjisinin aktive oldu u belirtilmi tir. Porselen yüzeylerin simantasyondan önce pürüzlendirilmesinde 50, 100, 110 ve 250  $\mu m$  partikül büyüklü ünde kum kullanılabilmeyle beraber ço unlukla 110  $\mu m$   $Al_2O_3$  içeren kum kullanılmı tır [138, 140, 143].

Monaco ve ark. [138], sinterize öncesi zirkonyum oksit yüzeyine silika kaplama, 50  $\mu m$   $Al_2O_3$  kumlama ve 110  $\mu m$   $Al_2O_3$  kumlama i lemlerinin yanı sıra sinterize sonrası 50  $\mu m$   $Al_2O_3$  kumlama i lemini uygulamı lar, rezin siman ile kesme ba lanma dayanımına bakmı lardır. En yüksek ba lanma de erini sinterize öncesi 110  $\mu m$   $Al_2O_3$  kumlama ile elde etmi lerdir.

Turp ve ark. [147], de i ik boyutlardaki (30  $\mu m$  CoJet, 50  $\mu m$ , 110  $\mu m$ , 250  $\mu m$ )  $Al_2O_3$  partikülleri ile Y-TZP alt yapı materyalinde pürüzlülük ve faz dönü üm de erlerini incelemi ledir. 110 ve 250  $\mu m$   $Al_2O_3$  partikülleri ile pürüzlülük ve faz dönü üm de erlerinin di er tüm gruplara göre istatistiksel olarak anlamlı oldu unu bildirmi lerdir. Çalı mamızda bu veriler do rultusunda kumlama grubunda 110  $\mu m$   $Al_2O_3$  partiküllerini kullanmayı tercih ettik

Zirkonyum oksit yüzeyinin lazer ile pürüzlendirilip ba lanma dayanımı kuvvetini test eden çalı maların [148, 149, 150, 151,] ço unda 1 W ile 6W arası, 100 mJ ile 300 mJ arası ve 10 Hz veriler kullanıldı ı için bizde çalı mamızda bu veriler arasında de erler kullanmayı tercih ettik.

Zirkonyum oksit yüzeyinin frez ile pürüzlendirilerek yapılan ço u çalı mada kullanılan frez yüzeylerinin gren boyutu 50  $\mu m$  ile 250  $\mu m$  arası de i ti ini ve bu de erler arasında ba lanma kuvvetini artırdı ını belirtmi lerdir [152, 153, 154]. Bu sebeple çalı mamızda ince grenli frezi 50  $\mu m$ , kalın grenli frezi 200  $\mu m$  boyutundaki frezler tercih edildi.

Sinterize öncesinde veya sonrasında yapılan yüzey i lemlerinin zirkonyum oksitin yapısını zayıflattı ı, kırık riskini artırdı ı, mikro çatlakları artırdı ı ve monoklinik faz

içeri ini artırarak zirkonyum oksite zarar verdi ini gösteren birçok çalı ma mevcuttur [136, 137, 139]. Sinterize öncesi ve sonrası yüzey i lemleri uygulanıp kıyaslanan bir çalı ma literatürde az oldu undan çalı mamızda sinterize öncesi ve sonrasında farklı yüzey i lemleri uygulayarak zirkonyum oksitin bükülme dayanıklılı na olan etkisi ve monoklinik faz dönü üm oranı ara tırılmaya çalı ılmı tır.

Guess ve ark. [139], sinterizasyon sonrası yüzey i lemlerinin Y-TZP'nin morfolojisi üzerine etkilerini ara tırdıkları çalı malarında, yüzey i lemlerinin (polisaj veya kumlama) zirkonyumun yapısını bozdu unu ve mikro çatlaklara sebebiyet vererek zayıflattı nı rapor etmi lerdir. Fakat yapılan bazı çalı malarda [10, 42] da kumlama i leminden sonra tetragonal taneciklerin bir kısmı, hacimce daha büyük olan monoklinik taneciklere dönü tü ü bununda hacimce artı a neden oldu unu, ve dolayısıyla materyalin yapısındaki mikro çatlakların küçülttü ünü ve ilerlemesinin engellemesi sebebiyle dayanıklılı ı artırdı ı görü ünü belirtmi lerdir. Çalı mamızda da kumlama i lemi hem sinterizasyon öncesi hem de sinterizasyon sonrası zirkonyum oksitin bükülme dayanıklılı nı artırdı. Bunu da kumlama i leminden sonra yapılan SEM analizinde çatlak ve yarı olu umu görülmemesi ve uyguladı ımız di er yüzey i lemlerine göre kumlama i leminde monoklinik fazın daha fazla görülmesiyle açıklayabiliriz.

Qeblawi ve ark. [155] Y-TZP esaslı seramiklere uygulanan çe itli yüzey i lemlerinin materyalin bükülme dayanıklılı na olan etkisini ara tırmı larıdır. Örneklerin bükülme dayanıklılı nı belirlemede üç nokta bükme testi uygulamı larıdır. Sonuç olarak kumlama ve a ındırma i lemlerinin bükülme dayanıklılı nı artırdı nı söylemi ler. Yaptı ımız çalı mada da kumlama i lemi bükülme dayanıklılı nı artırdı ı için bu çalı mayı desteklemektedir. Ancak a ındırma i lemleri dayanıklılı ı azalttı ı için bu çalı mayı desteklememektedir. Bunu da a ındırma i leminden sonra alınan SEM görüntülerinde yarı ve çatlakların görülmemesi ve tetragonal taneciklerin bir kısmının hacimce daha büyük olan monoklinik taneciklere dönü ümünün çok az olması ve yeterli hacim artı mının olmaması sebebiyle çatlakların ilerlemesini engelleyemeyece inden materyalin bükülme dayanıklılı nı azalttı ı yorumunu yapabiliriz.

Turp ve ark. [147] yapımı oldukları çalı mada farklı boyutlardaki  $Al_2O_3$  partikülleri (30  $\mu m$ , 50  $\mu m$ , 110  $\mu m$ , 250  $\mu m$ ) ile farklı sürelerde (5, 15 ve 30 sn) Y-TZP alt yapı materyali yüzeyine uygulama yaparak Y-TZP ' nin ba lanma yüzeyinde pürüzlülük ve faz dönü üm de erlerini incelemi ledir. 110  $\mu m$  büyüklü ündeki  $Al_2O_3$

partikülleri sırasıyla 5, 15, 30 sn süreyle uygulandı ında %10.41±0.24, %11.52±0.31, %15.63±0.34 oranında faz dönü üm de erlerini göstermi tir. Çalı mamızda kumlama parametresi ile paralellik göstermi tir.

Özcan ve ark. [156], Y-TZP seramik materyaline farklı tanecik boyutlarında Al<sub>2</sub>O<sub>3</sub> (30 µm, 50µm, 110µm silika kaplı) ile kumlama i lemi uygulamı lar ve bükülme dayanıklılı ı, yüzey karakteristi i ve faz dönü üm oranlarını incelemi lerdir. 30 µm ve 110µm Al<sub>2</sub>O<sub>3</sub> taneciklerin di er gruplara göre anlamlı olarak yüksek bükülme dayanıklılı ı gösterdi ini bildirmi ler. Yaptı ımız çalı mada da kumlama grupları di er gruplara göre daha iyi bükülme dayanıklılı ı ve faz de i imi gösterdi inden yukarıdaki çalı maları desteklemektedir.

Cotic ve ark. [157] farklı ısılarda (1400 °C ve1500 °C) sinterizasyon i lemi uyguladıkları zirkonya materyali üzerine kumlama i lemi uygulamı ve ya landırma i lemine (134 °C de 12 ve 48 saat bekletme) tabi tutmu lardır. Daha sonra materyalin bükülme dayanıklılı ını ve yapısındaki faz de i im oranlarını incelemi lerdir. Ya landırma i lemi yapılmayan 1500 °C deki ısıda sinterlenmi 50 µm ve 110 µm boyutlarında kumlama yapılan örneklerde en yüksek bükülme dayanıklılı ı gösterdi i ve kontrol grubuna göre bükülme dayanıklılı ını artırdı ını söylemi lerdir. Bu yüksek de erler gösteren gruplarda zirkonyanın yapısındaki faz de i im oranı %1-15 arasında de i ti ini belirtmi lerdir. Yaptı ımız çalı mada da kumlama grubunun bükülme dayanıklılı ını artırdı ı ve faz de i im oranının %13,4 oldu u görülmü tür. Bu açıdan çalı mamız ile benzerlik göstermektedir.

Michida ve ark. [158] zirkonya üzerine Al<sub>2</sub>O<sub>3</sub> partikülleri ile kumlama (44 µm), silika kaplamalı Al<sub>2</sub>O<sub>3</sub> ile kumlama (30 µm) ve 30 µm gren boyutundaki frez ile a ındırma i lemi yaptıkları çalı mada bükülme dayanıklılı ı ve faz dönü üm oranlarını incelemi lerdir. Alümina partikülü kumlama (1369,7 +272,3) silika partiküllü kumlamada (1207,1+229,7) bükülme dayanıklılı ının arttırdı ı, frez ile a ındırmanın (874,4+365,4) azalttı ını belirtmi lerdir. Alumina ile kumlamanın (%14.46) di er gruplara göre (%12.32 ve %12,96) daha fazla monoklinik faz dönü üm oranına sahip oldu unu belirtmi lerdir. Çalı mamızda da kumlama grubu en yüksek bükülme dayanıklılık de eri gösterirken frez ile a ındırma grupları en dü ük de erleri gösterdi. Ayrıca monoklinik faz dönü üm oranlarında yine kumlama grubunda en yüksek faz de i im oranı (%13,4) görülürken, kalın ve ince grenli frez ile a ındırma gruplarında %8,86 ve %6,62 oranında görüldü. Frezlemedeki monoklinik faz dönü üm oranının yukarıdaki çalı maya göre dü ük olması kullandı ımız frezin gren boyutunun daha

büyük olmasına ba layabiliriz. Bunlara ek olarak çalı mamızda sinterizasyon öncesi ve sonrası lazer (Er:YAG, Nd:YAG), lazer +kumlama grupları da birbirleriyle kar ıla tırıldı. Sinterizasyon öncesi yüzey i lemi uygulanan tüm örneklerin bükülme dayanıklılı ı sinterizasyon sonrası yüzey i lemi uygulanan örneklere göre daha dü ük bulundu. Bunu da sinterizasyon öncesi yarı sinterlenmi haldeki örneklere uyguladı ımız yüzey i lemleri, tam sinterlenmi zirkonyum oksite göre daha fazla madde uzakla tırdı ndan dolayı bükülme dayanıklılı ını azalttı ını söyleyebiliriz.

Noda ve ark. (159) iki farklı zirkonya materyaline (Y-TZP ve Ce-TZP/ Al<sub>2</sub>O<sub>3</sub> nanocomposite) Nd:YAG lazer uygulayıp materyallerin yüzeyinde olu an hasarı incelemi lerdir. Her materyalin lazere maruz kaldı ı yüzeylerinde 1mm çapında yuvarlak siyah noktacıkların olu tu unu ve SEM analizi ile bu siyah noktacıkların içerisinde 100 µm derinli indeki çatlakları gözlemlemi lerdir. Nd-YAG lazer uygulamadan önce Y-TZP'nin yapısında mevcut olan monoklinik fazın zirkonya yüzeyine uygulama yapıldıktan sonra kayboldu unu bildirmi lerdir. Yaptı ımız çalı mada da dü ük oranda monoklinik faz de i imi (%2,13) göstermi tir. Bu durumu da lazer parametrelerinin farklılı ından dolayı olabilece ini söyleyebiliriz.

Mahmoodi ve ark. (150) Nd:YG lazer uyguladıkları örneklerin SEM analizinde yüzeyde çatlakların olu tu unu ve lazer uygulamanın zirkonya ile veneer seramik arasındaki ba lanma dayanımını artırmadı ını bildirmi lerdir. Çalı mamızda da lazer uygulanan örneklerde çatlak yapılar görülmesinden dolayı yukarıdaki çalı mayı desteklemektedir.

Ça lar ve ark. [160] Zirkozahn ve DC-zirkon materyallerine yüzey i lemi olarak 100 µm Al<sub>2</sub>O<sub>3</sub> ile kumlama, Er:YAG lazer ve ısı i lemleri uygulayarak bükülme dayanıklılı ına baktı ı çalı mada en yüksek dayanıklılık de erini her iki zirkonya üzerine uyguladı ı kumlama gruplarında oldu unu bildirmi lerdir. Lazer uygulamalarında ise DC-zirkon örneklerde bükülme dayanıklılı ı arttı , Zirkozahn örneklerde ise azalmı olarak tespit edilmi fakat istatistiksel olarak önemli olmadıklarını söylemi lerdir. Monoklinik faz dönü üm oranları incelendi inde de her iki materyale ait kumlama gruplarında yüksek de erler elde edildi ini ve en yüksek de er kumlama i lemi yapılan DC-zirkon örneklerde (%19,08±0,9) görüldü ünü belirtmi lerdir. Çalı mamızda, uyguladı ımız kumlama grubunda da bükülme dayanıklılı ı ve faz dönü ümü de eri yüksek oldu undan benzerlik göstermi tir.

A indirma i lemi, zirkonya esaslı seramiklerin yüzeyinde sıkı tırıcı stres tabakası olarak dayanıklılı ı artırma ve yüzeyde derin çatlaklar meydana getirerek dayanıklılı ı azaltma gibi iki farklı etkiye sebep olabilmektedir [6, 98].

Liao ve arkadaşları [98], a indirma i lemleri ile seramiklerin mekanik özelliklerinde meydana gelen etkilerin a indirma parametrelerine ba lı oldu unu bildirmi lerdir. A indirma i lemi uygun artlarda yapıldı ında materyalin dayanıklılı ı üzerindeki olumsuz etkisinin azaldı nı belirtmi lerdir. Yükleme eksenine paralel a indirma bükülme dayanıklılı ında önemli miktarda azalmaya sebep olurken, örnek yüzeyine paralel ve yükleme eksenine dik yöndeki a indirma dayanıklılı ıda daha az bir azalmaya sebep olmu tur. Bu farklı lın, a indirma sonucu yüzeyde meydana gelen çatlakların derinli i ve yönünden kaynaklandı ı bildirilmi tir.

Curtis ve arkadaşları [161], çe itli yüzey i lemlerinin Y-TZP dental seramiklere olan etkilerini ara tırmı lardır. Elde edilen sonuca göre kalın grenli frezle su so utması altında ve kuru ortamda yapılan a indirma sonucunda bükülme dayanıklılı ının azaldı nı bildirmi lerdir.

Kosmac ve ark. [42], aynı kimyasal yapıya sahip ince ve kalın taneciklerden olu mu 2 farklı Y-TZP serami e gren boyutu 150 µm olan elmas frez ile 110 µm tanecik boyutuna sahip Al<sub>2</sub>O<sub>3</sub> ile tek ba larına ve ikisi birlikte a indirma i lemi uygulamı lardır. A indirmayı su so utması altında ve kuru ortamda yapmı lardır. A indirma hem kuru hem de su so utması altında dayanıklılı ı azaltırken, kuşlama i lemi tek ba ına ve ya a indirmeden sonra uygulandı ında dayanıklılı ı arttırmı tir. Yaptı ımız çalı mada da sinterizasyon öncesi ve sonrası frez ile a indirma i lemi dayanıklılı ı azaltırken, kuşlama grubu ve sinterizasyon sonrası kombine ( Kuşlama + Nd-Yag Lazer) gruplarında dayanıklılık artmı tir. Sinterizasyon öncesi yapılan kombine ( Kuşlama + Er-Yag Lazer) i lemlerde ise dayanıklılık azalmı tir. Bu azalmayı sinterizasyon öncesi zirkonyumun yumu ak olu u ve yüzey i lemi ile daha fazla girintiler ve çatlak olu turması sebebiyle bu durum açıklanabilir. Çalı malarda sinterizasyon sonrası yüzey i lemi yapıldı ından çalı mamızdaki sinterizasyon sonrası yapılan i lem sonuçlarına göre paralellik göstermektedir.

Yin ve ark. [162] farklı basınçlarda, a indirma hızlarında ve gren boyutlarında kullanılan elmas frezler ile a indirma yapıldı ında dental seramiklerin yüzeylerinde de i ik oranlarda hasar verdi ini söylemi lerdir. Frezin gren büyüklü ü arttıkça seramik yüzeyinde daha fazla çatlak ve a ınma oldu unu ve bu nedenlerle materyalin dayanıklılı ını azalttı nı söylemi lerdir.

Canneto ve ark. [152] Lava, in-ceram AL, in-ceram Alumina ve in-ceram zirkonya'nın ballanma yüzeylerine üç farklı tanecik boyutlu (75 µm, 54 µm ve 18 µm) frezler ile aşındırma yaparak, bunların zirkonya üzerinde aşındırma miktarı ve bükülme dayanıklılına bakmışlardır. 18 µm de aşındırma miktarında herhangi bir deşiklik görülmediğini söylemişlerdir. Üç farklı gren boyutundaki frezlerin materyaller üzerinde yaptığı aşındırma miktarı sırasıyla in-ceram Alumina, in-ceram zirkonya, in-ceram AL ve Lava ekinde olduğunu söylemişlerdir. 75 µm gren boyutunda bükülme deeri ise in-ceram AL'da %38, in-ceram zirkonya'da %34 oranında önemli derecede azalma olduğunu göstermişlerdir. Yaptığımız çalışmada da frezleme ile yapılan aşındırma işlemlerinde bükülme dayanıklılında azalma görüldü, kalın grenli frez ince grenli freze göre bükülme dayanıklılını daha fazla azalttı ndan dolayı yukarıdaki çalışma ile benzerlik göstermektedir.

Luthard ve arkadaşları [6], bir Y-TZP seramikten elde ettikleri disk ekindeki örneklere 150-250 µm gren boyutlu elmas frez ile farklı aşındırma parametreleri (aşındırmanın hızı, yönü ve derinliği) kullanarak aşındırma işleminde tabii tutmuşlardır. Bar ekinde hazırladıkları diğer bir örnek grubunda ise aynı yüzey işlemlerini uygulayıp, dört nokta bükülme testi ile dayanıklılık deerlerini belirlemişlerdir. Aşındırma sonucunda tüm aşındırma işlemlerinin yüzey pürüzlülü ünü artırdığı ve materyalin dayanıklılını azalttığını göstermişler ve aşındırma parametrelerinin deşitirilmesinin bu deerlerde önemli bir farklılık sebep olmadığını bildirmişlerdir. Yaptığımız çalışmada da iki farklı grenli frezlerin aşındırma işlemlerinde örneklerin bükülme dayanıklılında azalma oldu u ve kontrol grubuna göre istatistiksel olarak önemli oldu u görüldü. Ancak iki farklı grenli frezin birbirleriyle istatistiksel olarak kıyaslandığında farkın önemli olmadığını görüldü. Bu veriler do rultusunda yukarıdaki çalışma sonuçlarıyla benzerlik göstermiştir.

Monaco ve ark [138] yarı sinterlenmiş ve tam sinterlenmiş zirkonya örneklerine 50 ve 100 partikül boyutlarında Al<sub>2</sub>O<sub>3</sub> ile 30 µm boyutlarında silika kaplı alumina ile pürüzlendirme yaptığı çalışmada t-m faz dönüşüm oranını incelemişlerdir. Sinterlenmiş gruplardan 110 µm, 50 µm ve 30 µm uygulanmış örneklerde sırasıyla %14, %10 ve %8 oranında faz dönüşümü görülürken yarı sinterlenmiş örneklerde bu oran %0 olduğunu belirtmişlerdir. Yukarıdaki çalışma ile örtü en ekinde çalışmamızda 110m kuşlama işleminde %13,4 oranında faz deşitimi gösterdi ve sinterize öncesi yüzey işleminde uygulanıp sinterlenen gruplarda %2 den az faz dönüşümü görülmü tür. Bununla birlikte çalışmamızda frezleme ile lazer uygulamalarının da t-m faza dönüşümüne etkisi

ara tırıldı. Sinterizasyon öncesi Er:YAG ve Nd:YAG lazer i lemi uygulanan ve daha sonra sinterlenen gruplarda t-m oranı sırasıyla %1,94 ve %1,82 iken sinterizasyon sonrası lazer i lemleri uygulanan grupların t-m oranı sırasıyla %3,46 ve% 2,13 olarak ölçüldü. . Ancak bu oranlar sinterizasyon sonrası lazer (Er:YAG, Nd:YAG)+ kumlama gruplarında %11 ve %10,76 oranında arttı ı görüldü. Sinterizasyon öncesi ince ve kalın grenli a ındırma i lemi uygulanıp daha sonra sinterlenme yapılan örneklerde t-m oranı sırasıyla %1,62 ve %1,73 iken sinterizasyon sonrası a ındırma yapılan örneklerin t-m oranı sırasıyla %6,62 ve %8,86 olarak görüldü.

Çalı mamızda kullanılan Y-TZP esaslı alt yapı materyalinin sinterizasyon öncesi ve sonrası bükülme dayanıklılı ı, uygulanan yüzey i lemlerinden etkilenmi tir ve kumlama grupları haricinde dayanıklılık azalmı tir. Sinterizasyon öncesi yüzey i lemi uygulanıp sinterlenen gruplar, sinterizasyon sonrası yüzey i lemi uygulanan gruplardakine göre daha dü ük monoklinik faz dönü üm oranı göstermi tir. Bu gruplar arasında en fazla faz dönü üm oranı sinterizasyon sonrası kumlama ve lazer(Er:YAG, Nd:YAG)+ kumlama gruplarında görülmü tür.

## 6. SONUÇLAR

Sinterizasyon öncesi ve sonrası zirkonyum oksit esaslı alt yapı üzerine uygulanan farklı yüzey işlemlerinin bükülme dayanıklılıma etkisinin araştırıldı. Bu çalışmada elde edilen sonuçlar aşağıdaki gibidir.

1. Tüm gruplarda sinterizasyon öncesi uygulanan yüzey işlemleri, sinterizasyon sonrası uygulanan yüzey işlemlerine göre bükülme dayanıklılık değerleri daha düşük bulundu. İnce ve kalın grenli frezlerle aşındırma harici ( $p>0,05$ ) tüm gruplarda sinterizasyon öncesi ve sonrası veriler istatistiksel olarak önemli bulundu ( $p<0,05$ ).
2. Gruplara ait sinterizasyon öncesi ve sonrası bükülme dayanıklılığı testi sonucunda tüm gruplara ait veriler değerlendirildiğinde en yüksek bükülme dayanıklılık değeri 1287,41 MPa ile sinterizasyon sonrası kumlama grubunda görüldü. En düşük bükülme dayanıklılık değeri ise 927,36 MPa ile sinterizasyon öncesi kalın grenli frez ile aşındırma grubunda bulundu.
3. Sinterizasyon öncesi ve sonrası Er-YAG ve Nd-YAG lazer grupları zirkonyum oksitin bükülme dayanıklılık değerini azalttı. Her iki grup arasında istatistiksel olarak farklılık önemli bulundu ( $p<0,05$ ).
4. Kumlama + lazer grupları, sadece lazer uygulanan gruplara göre sinterizasyon öncesi, Er-YAG lazer + kumlama grubu haricinde, bükülme dayanıklılık değerleri daha yüksek bulundu.
5. Sinterizasyon öncesi yüzey işlemi uygulanıp sinterlenen gruplarda monoklinik fazın tetragonal faza göre oranı, sinterizasyon sonrası yüzey işlemi uygulanan gruplara göre daha düşük olduğu bulundu.
6. Tüm gruplar arasında en fazla tetragonal fazdan monoklinik faza geçiş oranı hem sinterizasyon öncesi hem de sinterizasyon sonrası kumlama grubunda bulundu.

Çalışmanın sonucunda zirkonyum oksit yüzeyine uygulanan yüzey işlemleri arasında frez ile aşındırma işlemi bükülme dayanıklılığını büyük oranda azalttığından dolayı hem sinterizasyon öncesi hem de sinterizasyon sonrası uygulanmaması görülmektedir.



## 7. KAYNAKLAR.

- [1] Yavuzylmaz H., Turhan B., Bavbek B. ve Kurt E. (2005). Tam seramik sistemleri I. GÜ Dishek Fak Derg.;22(1): 41-60.
- [2] Preston DJ. (1988). Perspectives in dental ceramics. Chicago: Quintessence Publishing Co.
- [3] Wen MY., Mueller HJ., Chai J. ve Wozniak WT. (1999). Comparative mechanical property characterization of 3 all-ceramic core materials. Int JProsthodont; 12(6): 534-541.
- [4] Kelly JR. (2004). Dental ceramics: current thinking and trends. Dent Clin North Am.; 48(2): 513-530.
- [5] Josset Y., Oum'Hamed Z., Zarrinpour A., Lorenzato M., Adnet JJ., Laurent-Maquin D. (1999). In vitro reactions of human osteoblasts in culture with zirconia and alumina ceramics. J Biomed Mater Res.; 47(4): 481-493.
- [6] Luthardt RG., Holzhueter M., Sandkuhl O., Herold V., Schnapp JD., Kuhlisch E., et al. (2002). Reliability and properties of ground Y-TZP zirconia ceramics. J Dent Res.; 81(7): 487-491.
- [7] Kosmac T., Oblac C., Jevnikar P., Funduk N., Marion L. (2000). Strength and reliability of surface treated Y-TZP dental ceramics. J Biomed Mater Res.; 53(4): 304-313.
- [8] Ferrario VF., Sforza C., Zanotti G., Tartaglia GM. (2004). Maximal bite forces in healthy young adults as predicted by surface electromyography. J Dent.; 32(6): 451-457.
- [9] Albakry M., Guazzato M. ve Swain MV. (2003). Biaxial flexural strength, elastic moduli, and xray diffraction characterization of three pressable all-ceramic materials. J Prosthet Dent.; 89: 374-380.
- [10] Guazzato M., Quach L., Albakry M. ve Swain MV. (2005). Influence of surface and heat treatments on the flexural strength of Y-TZP dental ceramic. J. Dent.; 33: 9-18.
- [11] Anusavice KJ. (2003). Philips' Science of dental materials. 11 th ed. St. Louis, Missouri: Elsevier Science.
- [12] Mc Lean JW. (1997). The Science and Art of Dental Ceramics. Volum I. Quint Pub, Chicago; pp 1- 13.

- [13] Akın E. (1999). Di Hekimli inde Porselen (3. Baskı) .Ü. Basımevi, stanbul; pp. 1-14.
- [14] Kelly JR., Nishimura I., Campbell SD. (1996). Ceramics in dentistry: Historical roots and current perspectives. *J Prosthet Dent.*; 75(1): 18- 32.
- [15] Jones DW. (1985). Development of dental ceramics. An historical perspective. *Dent Clin North Am.*; 29(4): 621- 44.
- [16] Craig RG., Powers JM. (2002). *Restorative Properties in Restorative Dental Materials*. New York: Mosby Publication.
- [17] Yoshinari M., Derand T. (1994). Fracture strength of all-ceramic crowns. *Int J Prosthodont*; 7(1): 329-38.
- [18] Papanagiotou HP., Morgano SM., Giordano RA., Pober R. (2006). 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.*; 96(3): 154-64
- [19] Cattell MJ., Chadwick TC., Knowles JC., et al. (2001). Flexural strength optimisation of a leucite reinforced glass ceramic. *Dent Mater.*; 17(1): 21-33.
- [20] Kohal RJ., Papavasiliou G., Kamposiora P., et al. ((2002). Three-dimensional computerized stress analysis of commercially pure titanium and yttrium-partially stabilized zirconia implants. *Int J Prosthodont*; 15(2): 189-94.
- [21] Heather JC., Wook-Jin S., Igor JP. (2007). Current ceramic materials and systems with clinical recommendations: A systematic review. *J Prosthet Dent.*; 98(5): 389-404.
- [22] Wildgoose DG., Johnson A., Winstanley RB. (2004). Glass/ceramic/refractory techniques, their development and introduction into dentistry: A historical literature review. *J Prosthet Dent.*; 91(2): 136-43.
- [23] Zaimo lu A., Can G., Ersoy AE., Aksu L. (1993). Di Hekimli inde Maddeler Bilgisi. A.Ü. Basımevi, Ankara.
- [24] Scherrer SS., De Rick WG., Belser UC. (1996). Fracture resistance of human enamel and three al- ceramic crown systems on extracted teeth. *Int J Prosthodont*; 9(6): 580-585.
- [25] Özta DD. (1990). Porselen Jaket Kron Yapımında Uygulanan Çe itli Kor Materyallerinin Mekanik Özelliklerinin Ara tırılması, Doktora Tezi, Ankara, Ankara Üniversitesi.

- [26] Yılmaz B. (2008). Be Farklı Yöntemle Hazırlanan Zirkonyum Altyapılı Kuronların Marjinal Uyum ve Kırılma Dirençlerinin n Vitro Olarak De erlendirilmesi. Erzurum: Atatürk Üniversitesi Di Hek Fak Derg.; 9(2): 64-68.
- [27] Craig RG. (1996). Restorative Dental Materials. (10. Ed) Mosby, St Louis.
- [28] Van Noort R. (2002). Introduction to Dental Materials. Newyork: Mosby Co.; 28-41.
- [29] Kamposiora P., Papavasiliou G., Bayne SC., Felton DA. (1996). Stress concentration in all-ceramic posterior fixed partial dentures. Quintessence Int.; 27(10): 701- 6.
- [30] Tinschert J., Mautsch W., Augthun M., Spiekermann H. (2001). Fracture resistance of lithium disilicate-, alumina- and zirconia- based three- unit fixed partial dentures: a laboratory study. Int J Prosthodont; 14(3): 231- 238.
- [31] Björkner B., Bruze M., Möller H. (1994). High frequency of contact allergy to gold sodium thiosulphate. An indication of gold allergy? Contact Dermatitis; 3: 144- 151.
- [32] Mackert JR. ve Evans AL. (1991). Effect of cooling rate on leucite volume fraction in dental porcelains. J Dent Res.; 70: 137- 139.
- [33] Anusavice KJ. ve Hojjatie B. (1991). Effect of thermal tempering on strength and crack propagation behavior of feldspathic porcelains. J Dent Res.; 70: 1009- 1013.
- [34] Dehoff PH., Anusavice KJ. (1992). Analysis of tempering stresses in bilayered porcelain discs. J Dent Res.; 71: 1139- 1144.
- [35] Oh W., Götzen N., Anusavice KJ. (2002). Influence of connector design on fracture probability of ceramic fixed-partial dentures. J Dent Res.; 81: 623- 627.
- [36] Anusavice KJ., Shen C., Vermost B., Chow B. (1992). Strengthening of porcelain by ion exchange subsequent to thermal tempering. Dent Mater.; 8: 149- 152.
- [37] Garvie RC., Hannink RHJ., Pascoe RT. (1975). Ceramic steel? Nature (London) ; 258: 703- 704.
- [38] Hannink RHJ., Kelly PM., Muddle BC. (2000). Transformation toughening in zirconiacontaining ceramics. J Am Ceram Soc.; 83: 461- 487.

- [39] Piconi C., Maccauro G. (1999). Zirconia as a ceramic biomaterial: Review. *Biomaterials*; 20: 1-25.
- [40] Swain MV. (1989). Toughening mechanisms for ceramics. *Materials Science Forum*; 13: 237-253.
- [41] Luthardt RG., Sandkuhl O., Reitz B. (1999). Zirconia-TZP and alumina advanced Technologies for the manufacturing of single crowns. *Eur J Prosthodont Restor Dent.*; 7: 113-119.
- [42] Kosmac T., Oblak C., Jevnikar P., Funduk N., Marion L. (1999). The effect of surface grinding and sandblasting on flexural strength and reliability of Y-TZP zirconia ceramic. *Dental Materials*; 15: 426- 433.
- [43] Derand P., Derand T. (2000). Bond strength of luting cements to zirconium oxide ceramics. *Int J Prosthodont*; 13: 131-135.
- [44] Conrad HJ., Seong WJ., Pesun IJ. (2007). Current ceramic materials and systems with clinical recommendations: A systematic review. *J Prosthet Dent.*; 98: 389-404.
- [45] Van Noort R. (2005). *Introduction to dental materials*. 2 th ed. St. Louis, Missouri: Elsevier Science.
- [46] Raigrodski AJ. (2004). Contemporary materials and technologies for all-ceramic fixed partial dentures: a review of the literature. *J Prosthet Dent.*; 92: 557-562.
- [47] Deany IL. (1996). Recent advances in ceramics for dentistry. *Crit Rev Oral Biol Med.*; 7: 134-143.
- [48] Heffernan M., Aquilino SA., Diaz-Arnold AM., Haselton DR., Stanford CM., Vargas MA. (2002). Relative translucency of six all-ceramic systems. Part I: Core materials. *J Prosthet Dent.*; 88: 4- 15.
- [49] Yilmaz H., Aydin C., Gul BE. (2007). Flexural strength and fracture toughness of dental core ceramics. *J Prosthet Dent.*; 98: 120-128.
- [50] Fradeani M., Redemagni M. (2002). An 11- year clinical evaluation of leucitereinforced glass-ceramic crowns: a retrospective study. *Quintessence Int.*; 33: 503- 510.
- [51] Fons-Font A., Sola-Ruiz MF., Granell-Ruiz M., et al. (2006). Choice of ceramic for use in treatments with porcelain laminate veneers. *Med Oral Patol Oral Cir Bucal*; 11: 297-302.

- [52] Oh SC., Dong JK., Luthy H., Scharer P. (2000). Strength and microstructure of IPS Empress 2 glass-ceramic after different treatments. *Int J Prosthodont*; 13: 468-472.
- [53] Stappert CF., Att W., Gerds T., Strub JR. (2006). Fracture resistance of different partialcoverage ceramic molar restorations: An in vitro investigation. *J Am Dent Assoc.*; 137: 514-522.
- [54] Ivoclar Vivadent A. (2005). *The Compatible All-Ceramic System*. Schaan, Liechtenstein: Dental Technician and Instructor.; 41-43.
- [55] Haselton DR., Diaz-Arnold AM., Hillis SL. (2000). Clinical assessment of high-strength allceramic crowns. *J Prosthet Dent.*; 83: 396-401.
- [56] Giordano RA., Pelletier L., Campbell S., Pober R. (1995). Flexural strength of an infused ceramic, glass ceramic, and feldspathic porcelain. *J Prosthet Dent.*; 73: 411-418.
- [57] Raigrodski AJ., Chiche GJ. (2001). The safety and efficacy of anterior ceramic fixed partial dentures: A review of the literature. *J Prosthet Dent.*; 86: 520-525.
- [58] Mc Lean JW. (2001). Evolution of dental ceramics in the twentieth century. *J Prosthet Dent.*; 85: 61-66.
- [59] Agneta O., Andersson M., Ondracek IK., Magnusson D. (1998). Five- year clinical evaluation of Procera AllCeram crowns *J Prosthet Dent.*; 80: 450-456,
- [60] Zeng K., Odén A., Rowcliffe D. (1996). Flexure tests on dental ceramics. *Int J Prosthodont*; 9: 434-439.
- [61] Wagner WC., Chu TM. (1996). Biaxial flexural strength and indentation fracture toughness of three new dental core ceramics *J Prosthet Dent.*; 76: 140-144.
- [62] Denissen H., Dozi A., van der Zel J., van Waas M.(2000). Marginal fit and short-term clinical performance of porcelain-veneered CICERO, CEREC, and Procera onlays. *J Prosthet Dent.*; 84: 506-513.
- [63] May KB., Russell MM., Razzoog ME., Lang BR. (1998). Precision of fit: the Procera AllCeram crown *J Prosthet Dent.*; 80: 394-404.
- [64] Denissen HW., Van der Zel JM., Van Waas M. (1999). Measurement of the margins of partial-coverage tooth preparations for CAD/CAM. *Int J Prosthodont*; 12(5): 395-400.

- [65] Van der Zel JM., Vlaar S., De Ruiter W., Davidson C. (2001). The CICERO system for CAD/CAM fabrication of full-ceramic crowns. *J Prosthet Dent.*; 85(3): 261-267.
- [66] LAVA- technical product profile
- [67] Giray Z, Özkurt Z, Kazazo lu E. (2007). Zirkonyumun yapısı ve zirkonya alt yapıların üretim teknikleri *Dentiss*; 3: 34-38.
- [68] Hegenbarth EA. (2007). Estetik ve Zirkonyum diyoksit -Çeli ki Mi? *Quintessence*; 7: 53-66.
- [69] Hint-Els technical product profile.
- [70] DeguDent Dental Document: Cercon smart ceramics. Direction for use. DeguDent GmbH, Hanau, Germany 2003.
- [71] Besimo CE., Spielmann HP., Rohner HP. (2001). Computer- assisted generation of all-ceramic crowns and fixed partial dentures. *Int J Comput Dent.*; 4: 243-262.
- [72] Vult von Steyern P., Carlson P., Nilner K. (2005). All-ceramic fixed partial dentures designed according to the DC-Zirkon technique. A 2-year clinical study. *J Oral Rehabil.*; 32(3): 180-187.
- [73] Tinschert J., Schulze KA., Natt G., Latzke P., Heussen N., Spiekermann H. (2008). Clinical behavior of zirconia-based fixed partial dentures made of DC-Zirkon: 3-year results. *Int J Prosthodont*; 21(3): 217-222.
- [74] Denry I., Kelly JR. (2008). State of the art of zirconia for dental applications. *Dent Mater.*; 24(3): 299-307
- [75] Luthardt RG., Holzhueter MS., Rudolph H., Herold V., Walter MH. (2004). CAD/CAM-machining effects on Y-TZP zirconia. *Dent Mater.*; 20(7): 655-662.
- [76] Heymann HO., Bayne SC., Sturdevant JR., Wilder AD., Roberson TM. (1996). The clinical performance of CAD/CAM generated ceramic inlays. A four year study. *J Am Dent Assoc.*; 127: 1171-1181.
- [77] Sailer I., Feher A., Filser F., et al. (2006). Prospective clinical study of zirconia posterior fixed partial dentures: 3-year follow-up. *Quintessence Int.*; 37: 685-693.
- [78] Eidenbenz S., Lehner CR. ve Schärer P. (1994). Copy milling ceramic inlays from resin analogs: a practicable approach with the CELAY system. *Int J Prosthodont*; 7(2): 134-142.

- [79] Zeno-TEC technical product profile.
- [80] Ghazy MH., Madina MM., Aboushelib MN. (2011). Influence of fabrication techniques and artificial aging on the fracture resistance of different cantilever zirconia fixed dental protheses. *J Adhes Dent.*; 10: 56-63.
- [81] Sjolín R., Sundh A., Bergman M. (1999). The Decim system for the production of dental restorations. *Int. J. Comput. Dent.*; 2: 197-207.
- [82] Tinschert J., Natt G., Hassenpflug S., Spiekermann H. (2004). Status of current CAD/CAM technology in dental medicine. *Int. J. Comput. Dent. Jan.*; 7(1): 25-45.
- [83] Mc Laren EA., Terry DA. (2002). CAD/CAM systems materials and clinical guidelines for allceramic crowns and fixed partial dentures. *Compend. Contin. Educ. Dent.*; 23: 637-653.
- [84] Witkowski S. (2005). (CAD-)/CAM in dental technology. *Quint Dent Technol.*; 1-16.
- [85] Fradeani M., D'Amelio M., Redemagni M., Corrado M. (2005). Five-year follow-up with Procera all-ceramic crowns. *Quintessence Int.*; 36: 105-13.
- [86] Ardlin BI. (2002). 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.*; 18(8): 590-595.
- [87] Chevalier J., Gales B., Drouin JM. (1999). Low temperature aging of Y-TZP ceramics. *J. Am. Ceram. Soc.*; 82: 2150- 2154.
- [88] Sundh A., Molin M., Sjogren G. (2005). Fracture resistance of yttrium oxide partially-stabilized zirconia all-ceramic bridges after veneering and mechanical fatigue testing. *Dent Mater.*; 21(5): 476-82.
- [89] Raigrodski AJ. (2006). Contemporary all-ceramic fixed partial dentures: a review *Dent Clin North Am.*; 48: 531-544.
- [90] Ichikawa Y., Akagawa Y., Nikai H., Tsuru H. (1992). Tissue compatibility and stability of a new zirconia ceramic: in vivo *J Prosthet Dent.*; 68: 322-326.
- [91] Tinschert J, Natt G, Maustsch W, Augthun M, Spiekermann H. (2001). Fracture resistance of lithium disilicate, alumina and zirconia based three-unit fixed partial dentures: A laboratory study. *Int J Prosthodont*; 14: 231-238.
- [92] Karakoca S, Yılmaz H. (2006). Zirkonyum ve sabit protezlerde kullanımı. *Atatürk Üniv. Di Hek. Fak. Derg.*; 36-44.

- [93] Chevalier J. (2006). What future for zirconia as a biomaterial. *Biomaterials*; 27: 535- 543.
- [94] Catledge SA, Cook M, Vohra YK, et al. (2003). Surface crystalline phases and nanoindentation hardness of explanted zirconia femoral heads. *J Mater Sci Mater Med*; 14: 863-867.
- [95] Ruiz L, Readey MJ. (1996). Effect of heat-treatment on grain size, phase assemblage, and mechanical properties of 3 mol% Y-TZP. *J Am Ceram Soc.*; 79(9): 2331-2340.
- [96] Heuer AH, Claussen N, Kriven WM, Ruhle M. (1982). Stability of tetragonal ZrO<sub>2</sub> particles in ceramic matrices. *J Am Ceram Soc.*; 65(12): 642-650.
- [97] Guazzato M, Albakry M, Quach L, Swain MV. (2005). Influence of surface and heat treatments on the flexural strength of a glass-infiltrated alumina/zirconia-reinforced dental ceramic. *Dent Mater.*; 21(5): 454-463.
- [98] Liao TW, Li K, Breder K. (1997). Flexural strength of ceramics ground under widely different conditions. *J Mater Process Tech.*; 70(1): 198-206.
- [99] Blatz MB, Sadan A, Martin J, Lang B. (2004). In vitro evaluation of shear bond strengths of resin to densely- sintered high- purity zirconium- oxide ceramic after long- term storage and thermal cycling. *J Prosthet Dent.*; 91(4): 356-362.
- [100] Piwowarczyk A., Lauer HC., Sorensen JA. (2004). In vitro shear bond strength of cementing agents to fixed prosthodontic restorative materials. *J Prosthet Dent.*; 92(3): 265-273.
- [101] Wolfart M., Lehmann F., Wolfart S., Kern M. (2007). Durability of the resin bond strength to zirconia ceramic after using different surface conditioning methods. *Dent Mater.*; 23(1): 45-50.
- [102] Miserendino L.J, Pick R.M. (1995). *Lasers in Dentistry*, Quintessence Publishing Co, Inc, Chicago, Illionis.
- [103] Dederich D.N., Bushick R.N. (2004). Lasers in dentistry. *J. Am. Dent. Assoc.*; 135: 204–212.
- [104] Miserendino LJ., Levy GC., RizoIU IM. (1995). Effects of Nd:YAG laser on the permeability of root canal wall dentin. *J Endod.*; 21(2): 83-87.
- [105] Yamamoto H., Sato K. (1980). Prevention of dental caries by acousto-optically Qswitched Nd:YAG laser irradiation. *J Dent Res Feb.*; 59(2): 137-145



- [106] Berkiten M., Berkiten R., Okar I. (2000). Comparative evaluation of antibacterial effects of Nd:YAG laser irradiation in root canals and dentinal tubules. *J Endod.*; 26(5): 268-70.
- [107] Turkmen C., Sazak H., Gunday M. (2006). Effects of the Nd:YAG laser, air-abrasion, and acid-etchant on filling materials. *J Oral Rehabil.*; 33(1): 64-69.
- [108] Lin S., Caputo AA., Eversole LR., Rizioiu IM. (1999). Topographical characteristics and shear bond strength of tooth surfaces cut with a laser-powered hydrokinetic system. *J Prosthet Dent.*; 82(4): 451-455.
- [109] Göknaar Y. (2007). Di hekimli inde lazer uygulamaları. *Dentiss*, Cilt 1; 2: 28-32.
- [110] Dunn WJ., Davis JT., Bush AC. (2005). Shear bond strength and SEM evaluation of composite bonded to Er:YAG laser-prepared dentin and enamel. *Dent Mater.*; 21(7): 616-624.
- [111] Bader C., Krejci I. (2006). Indications and limitations of Er:YAG laser applications in dentistry. *Am J Dent.*; 19(3): 178-186.
- [112] Sung EC., Chenard T., Caputo AA., Amodeo M., Chung EM., Rizioiu IM. (2005). Composite resin bond strength to primary dentin prepared with Er, Cr:YSSG laser. *J Clin Pediatr Dent.*; 30(1): 45-49.
- [113] Siegman AE. (1986). *Lasers*. University Science Books, 55D gate five road, Sausalito, CA, Chapter 1, Chapter 26.
- [114] Colpan MH. (2008). Lazer Gücünün Fonksiyonu Olarak Lazer Yüzey İleme Üzerine Bir Çalışma. *Fizik*. Konya, Selçuk Üniversitesi.
- [115] Çalikkocao lu S. (2000). Di Hekimli inde Maddeler Bilgisi (Metal Olmayan Maddeler) Yeditepe Üniversitesi Di Hekimli i Fakültesi, Sayı:3, İstanbul.
- [116] Guazzato M., Albakry M., Swain MV., Ironside J. (2002). Mechanical properties of in-ceram alumina and in-ceram zirconia. *Int J Prosthodont*; 15(4): 339-346
- [117] Kelly JR. (1995). Perspectives on strength. *Dent Mater.*; 11(2): 103-110.
- [118] International Organization for Standardization. *ISO 6872:1995, Dental ceramic*. Geneva: ISO; 1995.
- [119] Ersu B., Yenigül M., Tuluno lu I. (2007). Three point bending strength of In-ceram Core Material Sinterized with colloidal Alümina. *H Ü Di Hek Fak Der.*; 31: 71-78.

- [120] Yöndem . (2006). Doktora tezi: Farklı Yüzey Bitirme lemlerinin Metal Desteksiz Seramik Restorasyonlarda Yüzey Pürüzlülü ü ve Kırılma Dayanımları Üzerindeki Etkisinin Kar ıla tırmalı Olarak ncelenmesi. Konya
- [121] Watt IM. (1996). The principles and practice of electron microscopy, C. and U. University Pres
- [122] Özkurt Z. (2008). Doktora tezi: Farklı Zirkonya Esaslı Alt Yapılara Ba lanan Veneer Seramiklerin Makaslama Kuvvetlerine Kar ı Dirençlerinin Kar ıla tırılması. stanbul
- [123] Cullity BD. (2001). Elements of X-Ray diffraction B.D. Cullity and S.R. Stock. 3rd ed. Upper Saddle River: Prentice Hall; 30-60.
- [124] Woolfson MM. (1997). An introduction to X-ray crystallography. 2nd ed. New York, NY: Cambridge University Pres.
- [125] Eleftheria T., Mike JC., Jonathan CK., Piyapanna P., Ailbhe M. (2008). Fatigue and fracture properties of yttria partially stabilized zirconia crown systems. Dental materials; 24: 308-318.
- [126] Karakoca S., Yılmaz H. (2009). Influence of Surface Treatments on Surface Roughness, Phase Transformation, and Biaxial Flexural Strength of Y-TZP Ceramics. Appl Biomater.; 91: 930-937.
- [127] Kiliaridis S., Kjellberg H., Wenneberg B., Engström C. (1993). The relationship between maximal bite force, bite force endurance, and facial morphology during growth. A cross-sectional study. Acta Odontol Scand.; 51(5): 323-331.
- [128] Gibbs CH., Mahan PE., Mauderli A., Lundeen HC., Walsh EK. (1986). Limits of human bite strength. J Prosthet Dent.; 56(2): 226-229.
- [129] Suarez MJ., Lozano JF., Salido MP., Martinez, F. (2004). Thereyear clinical evaluation of in-ceram zirconia posterior FPDs. Int J Prosthodont; 17(1): 35-38.
- [130] Suttor D. (2004). Lava zirconia crowns and bridges. Int J Comput Dent.; 7(1): 67-76.
- [131] ASTM, C1161-94. (1996). Standard test method for flexural strength of advanced ceramics at ambient temperature; 226-232.
- [132] Chai J., Chu FC., Chow TW., Liang BM. (2007). Chemical solubility and flexural strength of zirconia-based ceramics. Int J Prosthodont; 20(6): 587-595.

- [133] Cattell MJ., Clarke RL., Lynch EJ. (1997). The biaxial flexural strength and reliability of four dental ceramics--Part II. *J Dent.*; 25(5): 409-414.
- [134] Fairhurst CW., Lockwood PE., Ringle RD., Thompson WO. (1992). The effect of glaze on porcelain strength. *Dent Mater.*; 8(3): 203-207
- [135] Piddock V., Marquis PM., Wilson HJ. (1987). The mechanical strength and microstructure of all ceramic crowns. *J Dent.*; 15(4): 153-158
- [136] Cavalcanti AN., Pilecki P., Foxton RM., Watson TF., Oliveria MT., Gianinni M., Marchi GM. (2009). Evaluation of the surface roughness and morphologic features of Y-TZP ceramics after different surface treatments. *Photomed Laser Surg.*; 27(3): 473-479.
- [137] Moon JE., Kim SH., Lee JB., Ha SR., Choi YS. (2011). The effect of preparation order on the crystal structure of yttria-stabilized tetragonal zirconia polycrystal and the shear bond strength of dental resin cements. *Dent Mater.*; 27(7): 651-663.
- [138] Monaco C., Cardelli P., Scotti R., Valandro LF. (2010). Pilot evaluation of four experimental conditioning treatments to improve the bond strength between resin cement and Y-TZP ceramic. *J Prosthodont*; 20(2): 97-100.
- [139] Guess PC., Zhang Y., Kim JW., Rekow ED., Thompson VP. (2010). Damage and reliability of Y-TZP after cementation surface treatment. *J Dent Res.*; 89(6): 592-596.
- [140] Fischer J., Grohmann P., Stawarczyk B. (2008). "Effect of zirconia surface treatments on the shear strength of zirconia/veneering ceramic composites." *Dent Mater J.*; 27(3): 448-454.
- [141] Harding AB., Norling BK., Teixeira EC. (2012). The Effect of Surface Treatment of the Interfacial Surface on Fatigue-Related Microtensile Bond Strength of Milled Zirconia to Veneering Porcelain. *J Prosthodont*; 21(5): 346-352.
- [142] Akyil MS., Uzun H., Bayindir F. (2010). Bond strength of resin cement to yttrium-stabilized tetragonal zirconia ceramic treated with air abrasion, silica coating, and laser irradiation. *Photomed Laser Surg.*; 28(6): 801-808.
- [143] Ural C., Kulunk T., Kulunk S., Kurt M. (2010). The effect of laser treatment on bonding between zirconia ceramic surface and resin cement. *Acta Odontol Scand.*; 68(6): 354-359.

- [144] Casucci A., Osorio E., Osorio R., Monticelli F., Toledano M., Mazzitelli C., Ferrari M. (2009). Influence of different surface treatments on surface zirconia frameworks. *J Dent.*; 37(11): 891-897.
- [145] Akin H., Tugut F., Akin GE.,Guney U., Mutaf B. (2010). Effect of Er:YAG laser application on the shear bond strength and microleakage between resin cements and Y-TZP ceramics. *Lasers Med Sci.*; 27(2): 333-338.
- [146] Cavalcanti AN., Foxtan RM., Watson TF., Oliveira MT., Giannini M., Marchi GM. (2009). Bond strength of resin cements to a zirconia ceramic with different surface treatments. *Oper Dent.*; 34(3): 280-287.
- [147] Turp V, Sen D, Tuncelli B, Goller G, Özcan M. (2013). Evaluation of air-particle abrasion of Y-TZP with different particles using micrstructural analysis. *Australian Dent. J.*; 58: 183-191.
- [148] Yihua L., Xiaomeng S., Yaming C., Qingping Z., Wei Z. (2013). Effect of Er:YAG Laser Irradiation on Bonding Property of Zirconia Ceramics to Resin Cement. *Photomedicine and Laser Surgery*; 31(12): 619-625.
- [149] Kasraei S., RezaeiSoufi L., Heidari B., Vafae F. (2014) Bond strength of resin cement to CO2 and Er:YAG lasertreated zirconia ceramic. *Restorative Dent. and Endodontics*; 39: 296-302
- [150] Mahmoodi N., Hooshmand T., Heidari S., Khoshro K. (2016). Effect of sandblasting, silica coating, and laser treatment on the microtensile bond strength of a dental zirconia ceramic to resin cements. *Lasers Med Sci.*; 31: 205–211
- [151] Akin H., Ozkurt Z, Kirmali O., Kazazoglu E., Ozdemir AK. (2011). Shear bond strength of resin cement to zirconia ceramic after aluminum oxide sandblasting and various laser treatments. *Photomed Laser Surg*, 29(12), 797-802.
- [152] Canneto JJ., Cattani-Lorente M., Durual S., Wskott AHW., Scherrer SS. (2015). Grinding damage assesment on four high-strength ceramics. *Dental J.* 32: 171-182.
- [153] eri U., Özkurt Z., Yalnız A., Kazazo lu E. (2012). Comparison of different grinding procedures on the flexural strength of zirconia. *The Journal of Prosthetic Dentistry.* 107: 309-315.

- [154] Ramos GF., Pereira GKR., Amaral M., Valandro LF., Bottino MA. (2015). Effect of grinding and heat treatment on the mechanical behavior of zirconia ceramic. *Original research Prosthesis*. 30: 1-8
- [155] Qeblawi DM., Munoz CA., Brewer JD., Monaco EA. (2010). The effect of zirconia surface treatment on flexural strength and shear bond strength to a resin cement. *J Prosthet Dent.*; 103:210-220.
- [156] Özcan M., Melo RM., Souza ROA., Machado JPB., Valandro LF., Battino MA. (2013) Effect of air-particle abrasion protocols on the biaxial flexural strength, surface characteristics and phase transformation of zirconia after cyclic loading. *J Mech. Beha. Biomed. Mater.*; 20: 19-38.
- [157] Cotic J., Jevnikar P., Kocjan A., Kosmac T. (2015). Complexity of the relationships between the sintering-temperature –dependent grain size, airborne particle abrasion, aging and strength of 3Y-TZP ceramics. *Dental Materials*; 32: 510-518.
- [158] Michida SMA., Kimpara ET., Santos C., Souza ROA., Bottino MA., Özcan M. (2015). Effect of air-abrasion regimens and fine diamond bur grinding on flexural strength, Weibull modulus and phase transformation of zirconium dioxide. *J Appl Biomater Funct Mater.*; 13(3): e1-e8
- [159] Noda M., Okuda Y., Tsuruki J., Minesaki Y., Takenouchi Y., Ban S. (2010). Surface damages of zirconia by Nd:YAG dental laser irradiation. *Dental Materials J.*; 29(5): 536-541
- [160] Çalır ., Yanıko lu N. (2016). The Effect of Sandblasting, Er: YAG Laser, and Heat Treatment on the Mechanical Properties of Different Zirconia Cores. *Photomedicine and Laser Surgery*; 34: 1-10
- [161] Curtis AR, Wright AJ, Fleming GJP. (2006). The influence of surface modification techniques on the performance of a Y-TZP dental ceramic. *Journal of Dentistry*; 34: 195-206.
- [162] Yin L. (2012) Property-process relations in simulated clinical abrasive adjusting of dental ceramics. *J Mech Behav Biomed Mater.*: 16: 55-65

## ÖZGEÇM

### Ki sel Bilgiler

Adı Soyadı	Ümit GÜNEY
Do um Yeri ve Tarihi	Ordu, 1979
Medeni Hali	Bekar
Yabancı Dil	ngilizce
leti im Adresi	C.Ü., Di Hek. Fak. Protetik Di Tedavisi A.D.
E-posta Adresi	dtuguney@gmail.com

### E itim ve Akademik Durumu

Lise	Ordu Atatürk Lisesi, 1994-1998
Lisans-Yüksek Lisans	Marmara Üniversitesi, 1998- 2004
Doktora	Cumhuriyet Üniversitesi, 2010-.2016