

K.K.T.C.
YAKIN DOĞU ÜNİVERSİTESİ
SAĞLIK BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ

**Er,Cr:YSGG LAZER İLE YÜZEY İŞLEMİNİN ZİRKONYANIN MEKANİK
DİRENCİ VE FAZ DEĞİŞİMİ ÜZERİNE ETKİSİNİN DEĞERLENDİRİLMESİ**

Diş Hek. Hüseyin AKTÖRE

Protetik Diş Tedavisi Programı
DOKTORA TEZİ

TEZ DANIŞMANI
Doç. Dr. Sevcan KURTULMUŞ YILMAZ

LEFKOŞA
2018

TEŞEKKÜR

Bu çalışmanın gerçekleştirilmesinde, değerli bilgilerini benle paylaşan, öğretilerinin hayatıma kattığı önemini asla unutmayacağım, çalışma süresince tüm zorlukları benimle göğüsleyen ve araştırmalarımın her evresinde bana destek olan saygıdeğer danışman hocam Doç. Dr. Sevcan KURTULMUŞ-YILMAZ'a sonsuz teşekkürlerimi sunarım.

Çalışmamın yürütülmesi sırasında yoğun çalışma temposuna rağmen bana bir ağabey kadar yakın olup destek ve görüşlerini benden esirgemeyip motive eden saygı değer hocam Prof. Dr. Oğuz OZAN'a, çalışma hayatımdaki destekleri ve davranışları ile örnek aldığım sayın dekanım Prof. Dr. M. Mutahhar ULUSOY'a, doktora tezimin şekillendirilmesi ve yazımında sabır ve bilfiil yardımları ile maddi ve manevi desteklerini benden esirgemeyen nişanlım Dt. Pervin Dabaj'a, bu süre içinde varlıkları ile birlikte beni yüreklendiren çalışma arkadaşlarıma sonsuz teşekkürlerimi bir borç bilirim.

Çalışmalarımı gerçekleştirdiğim dönem süresince küçüklü büyüklü yardım ve desteklerini benden esirgemeyen dostlarım Dt. Oğuz HAMİŞ, Dt. Salim ONGUN ve Dr. Özay ÖNORAL'a, sabır ve sevgilerini hiçbir zaman benden esirgemeyen ve bugünlere beni getiren aileme de sonsuz sevgilerimi bir borç bilirim.

ÖZET

Aktöre, H. Er,Cr:YSGG Lazer ile Yüzey İşleminin Zirkonyanın Mekanik Direnci ve Faz Değişimi Üzerine Etkisinin Değerlendirilmesi. Yakın Doğu Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü, Protetik Diş Tedavisi Programı, Doktora Tezi, Lefkoşa, 2018.

Bu tez çalışmasının amacı, sinterleme öncesi ve sinterleme sonrası aşamada zirkonya seramik yüzeyine kumlama ve Er, Cr: YSGG lazer uygulamasının, zirkonya seramiklerin dört-nokta bükülme direnci, faz dönüşümü ve morfolojik değişikliklerine etkilerinin değerlendirilmesidir. Dört-nokta bükülme testi (n=10), X-ışınları difraktometresi (XRD) (n=4) ve alan emisyonlu tarama elektron mikroskobu (FESEM) (n=4) analizleri için, farklı boyutlarda 342 adet bar şeklinde zirkonya örneği hazırlandı. Her test protokolü için örnekler hiç yüzey işlemi uygulanmayan 'kontrol' grubu; yüzey işlemlerinin sinterleme öncesi uygulandığı 'pre-sinter' grup; yüzey işlemlerinin sinterleme sonrası uygulandığı gruplarda ısı işlem uygulanan 'post-sinter + ısı' ve ısı işlem uygulanmayan 'post-sinter + ısı yok' grupları olmak üzere 4 ana gruba ayrılmışlardır. Yüzey işlemi uygulanan ana gruplar uygulanacak yüzey işlemine (2 W-, 3W-, 4W-, 5W-, 6W-Er,Cr:YSGG lazer ve kumlama) göre 6 eşit alt gruba bölünmüşlerdir. Yüzey işlemleri, sinterleme öncesi gruplara sinterleme işleminden önce; sinterleme sonrası gruplara ise sinterleme işleminden sonra uygulanmıştır. Post-sinter + ısı gruplarına yüzey işlemi yapıldıktan sonra veneer seramiği fırınlama işleminin simule edecek şekilde ısı işlem uygulanmıştır. Elde edilen bükülme direnci değerleri istatistiksel olarak analiz edilmiş, monoklinik faz içeriği hesaplanmış ve yüzey morfolojileri FESEM ile incelenmiştir. En yüksek bükülme direnci değerleri sinterleme sonrası kumlama ve 4W lazer gruplarında tespit edilmiştir (P<0.05). Sinterleme öncesi yüzey işlemi uygulanan gruplar istatistiksel olarak daha düşük bükülme direnci değerleri göstermişlerdir. Isıl işlem örneklerin bükülme direncinde azalmaya yol açmıştır. Monoklinik faz içeriği sadece sinterleme sonrası ısı işlem uygulanmayan gruplarda tespit edilmiştir ve en yüksek içerik kumlama grubunda saptanmıştır. FESEM görüntülerinde en fazla yüzey pürüzlülüğü ve yüzey düzensizlikleri sinterleme öncesi yüzey işlemi uygulanan gruplarda gözlenmiştir. Yüzey işlemlerinin sinterleme öncesi aşamada yapılması zirkonya seramiklerin bükülme direnci açısından zararlı olabilir ve bu nedenle önerilmemektedir. Zirkonya alt yapıya veneer seramiği uygulanacağı

durumlarda 2W – 4W Er,Cr:YSGG lazer uygulaması alternatif bir yüzey işlemleri olarak düşünülebilir.

Anahtar kelimeler: Er,Cr:YSGG lazer, kumlama, pre-sinter zirkonya, XRD analizi, FESEM analizi

Destekleyen kurum: Yakın Doğu Üniversitesi Centre of Excellence (Proje No: 2016-04032)

ABSTRACT

Aktöre, H. The Effect of Er,Cr:YSGG Laser Irradiation on the Mechanical Strength and Phase Transformation of Zirconia. Near East University Institute of Health Sciences, Prosthetic Dentistry, PhD Thesis, Nicosia, 2018

The aim of this study was to evaluate the effects of airborne-particle abrasion (APA) and Er,Cr:YSGG laser irradiation on four-point flexural strength, phase transformation and morphologic changes of zirconia ceramics treated at pre-sintered or post-sintered stage. Three hundred and forty-two bar shaped zirconia specimens were milled with different sizes according to the flexural strength test (n=10), X-ray diffraction (XRD) (n=4) and field emission scanning electron microscope (FESEM) (n=4) analysis. For each test protocol, specimens were divided into 4 main groups whether the surface treatments applied before or after sintering and whether the specimens received heat treatment or not as pre-sintered, post-sintered no-heat and post-sintered heat-treated groups, and a group was served as control. Main groups were further divided into 6 equal subgroups according to surface treatment method applied (2W-, 3W-, 4W-, 5W-, 6W-laser irradiations and APA). Surface treatments were applied to pre-sintered groups before sintering and to post-sintered groups after sintering. Post-sintered heat-treated groups were subjected to veneer ceramic firing simulation after surface treatments. Flexural strength values were statistically analysed and monoclinic phase content was calculated. Highest flexural strength values were detected at post-sintered no-heat APA and 4W-laser groups ($P<0.05$). Pre-sintered groups showed statistically lower flexural strength values. Heat treatment decreased the strength of the specimens. Monoclinic phase content was only detected at post-sintered no-heat groups and the highest amount was detected at APA group. Rougher surfaces and deeper irregularities were detected at FE-SEM images pre-sintered groups. Application of surface treatments at pre-sintered stage may be detrimental for zirconia ceramics in terms of flexural strength and is not recommended. 2W - 4W Er,Cr:YSGG laser irradiations can be regarded as alternative surface treatment methods when zirconia restoration would be subjected to veneer ceramic firing procedures.

Key words: Er,Cr:YSGG laser, airborne-particle abrasion, pre-sintered zirconia, XRD analysis, FESEM analysis

Supported By: Near East University, Centre of Excellence (Grant No: 2016-04032)

İÇİNDEKİLER

	Sayfa
ONAY SAYFASI	iii
TEŞEKKÜR	iv
ÖZET	v
ABSTRACT	vii
İÇİNDEKİLER	ix
SİMGELER VE KISALTMALAR DİZİNİ	xiv
ŞEKİLLER DİZİNİ	xxi
TABLolar DİZİNİ	xxx
1. GİRİŞ	1
2. GENEL BİLGİLER	4
2.1. Dental Seramikler	4
2.1.1. Dental Seramiklerin Tarihsel Gelişimi	4
2.1.2. Dental Seramiklerin Kimyasal Yapısı	6
2.1.3. Dental Seramiklerin Sınıflandırılması	7
2.1.3.1. Mikroyapılarına (Kimyasal Kompozisyonlarına) Göre Dental Seramikler	9
2.1.3.1.1. Camsı Seramikler	11

2.1.3.1.2. Partikül Dolduruculu Camsı Seramikler	13
2.1.3.1.3. Rezin Matriks Seramikleri	17
2.1.3.1.3.1. Rezin Nanoseramik	18
2.1.3.1.3.2. Camsı Seramik İçerikli Rezin Matriks	19
2.1.3.1.3.3. Zirkonya Silika Seramik İçerikli Rezin Matriks	20
2.1.3.1.4. Polikristalin Seramikler	20
2.1.3.1.4.1. Alüminyum Oksit Polikristalin Seramikler	21
2.1.3.1.4.2. Zirkonyum Oksit Polikristalin Seramikler (Stabilize Zirkonya)	22
2.1.3.1.4.2.1. Zirkonyum Oksitin Yaşlanması ve Düşük Isı Bozunması (<i>Low Temperature Degradation-LTD</i>)	25
2.1.3.1.4.2.2. Zirkonya Destekli Restorasyonların Üretim Teknikleri	27
2.2. Zirkonya Alt Yapı ile Veneer Seramiği Arasındaki Bağlantı Direncini Artırmaya Yönelik Uygulanan Yüzey İşlemleri	34
2.2.1. Kuşlama	35
2.2.2. Lazer ile Pürüzlendirme	36
2.2.2.1. Lazer Uygulama Parametreleri	38
2.2.3. Döner Aletler ile Pürüzlendirme	43
2.2.4. Silan Uygulaması	44
2.2.5. Silika Kaplama Yöntemleri	44

2.2.5.1. Pirokimyasal Silika Kaplama	44
2.2.5.2. Tribokimyasal Silika Kaplama	45
2.2.6. Kloro-Silan Uygulaması	46
2.2.7. Gaz-Faz Florinasyon Tekniği	47
2.2.8. HIM/SIE Yöntemi (<i>Heat Induced Maturation/Selective Infiltration Etching</i>)	47
2.2.9. Sıcak Asit Solüsyonu ile Pürüzlendirme	47
2.2.10. Plazma Spreyi Yöntemi	48
2.3. Zirkonyanın Mekanik ve Fiziksel Özelliklerinin Değerlendirilmesinde Kullanılan Mekanik Testler	48
2.3.1. Gerilim (Çekme) Bağlanma Dayanımı Testi	49
2.3.2. Mikrogerilim (Mikroçekme) Bağlanma Dayanımı Testi	50
2.3.3. Makaslama Bağlanma Dayanımı Testi	51
2.3.4. Mikromakaslama Bağlanma Dayanımı Testi	52
2.3.5. Bükülme Direnci Testleri	52
2.3.5.1. Weibull Analizi	55
2.4. Zirkonyanın Yüzey Morfolojisinin Değerlendirilmesinde Kullanılan Yöntemler	55
2.4.1. Taramalı Elektron Mikroskobu (<i>Scanning Electron Microscope, SEM</i>)	55

2.4.2. Alan Emisyonlu Taramalı Elektron Mikroskobu (<i>Field Emission Scanning Electron Microscope, FESEM</i>)	56
2.5. Zirkonyanın Yüzey Pürüzlülüğünün Değerlendirilmesinde Kullanılan Yöntemler	56
2.5.1. Profilometre Cihazı ile Yüzey Analizi	56
2.5.2. Atomik Kuvvet Mikroskobu (<i>Atomic Force Microscope, AFM</i>)	57
2.6. Zirkonyanın Mekanik ve Fiziksel Özelliklerinin Değerlendirilmesinde Kullanılan Kimyasal Analiz Yöntemleri	57
2.6.1. Enerji Dağılımlı X-Işını Spektroskopisi (<i>Energy Dispersive X-Ray Spectroscopy, EDS</i>)	57
2.6.2. X-Işını Difraktometresi (<i>X-Ray Diffractometry, XRD</i>)	58
3. GEREÇ VE YÖNTEM	59
3.1. Zirkonya Örneklerin Hazırlanması	60
3.2. Zirkonya Örneklerin Sinterlenmesi	64
3.3. Deneysel Grupların Oluşturulması ve Uygulanan Yüzey İşlemleri	65
3.4. Isıl İşlem	68
3.5. Dört Nokta Bükülme Direnci Testi	69
3.6. X-Işını Difraktometre Analizi	72
3.7. Alan Emisyonlu Taramalı Elektron Mikroskobu Analizi	73
3.8. Fraktografik Analiz	75

3.9. İstatistiksel Analiz	75
4. BULGULAR	76
4.1. Dört Nokta Bükülme Direnci Testi Verileri	76
4.2. X-Işını Difraktometre (XRD) Analizi Verileri	82
4.3. Alan Emisyonlu Taramalı Elektron Mikroskobu (FESEM) Analizi ile Yüzey Morfolojisi Görüntüleri	89
4.4. Fraktografik Analiz Verileri	104
5. TARTIŞMA	107
6. SONUÇ VE ÖNERİLER	126
KAYNAKLAR	128
ARAŞTIRMACIYA AİT YAYINLAR	160

SİMGELER VE KISALTMALAR DİZİNİ

FESEM	Alan Emisyonlu Taramalı Elektron Mikroskobu, <i>Field Emission Scanning Electron Microscope</i>
Cu/K	Alfa radyasyonu
Al ₂ O ₃	Alümina, alüminyum oksit
ADA	Amerikan Diş Hekimleri Birliği, <i>American Dental Association</i>
P	Anlamlılık değeri
ArF	Argon Florür
AFM	Atomik Kuvvet Mikroskobu, <i>Atomic Force Microscope</i>
Cu	Bakır
B	Başlama ısısı
CAD-CAM	Bilgisayar destekli tasarım-Bilgisayar destekli üretim
Bis-EMA	Bisfenol dimetakrilat
Bis-GMA	Bisfenol glisidil metakrilat
B ₂ O ₃	Bor oksit
σ	Bükülme direnci
>	Büyüktür
ZnO	Çinko oksit

dk.	Dakika
Fe	Demir
I	Dentin fırınlama özelliği
°	Derece
E	Elastisite modülü
EDS	Enerji Dağılımlı X-Işını Spektroskopisi, <i>Energy Dispersive X-Ray Spectroscopy</i>
Er, Cr: YSGG	Erbiyum, Krom: İttriyum-Skandiyum-Galyum-Garnet
Er:YAG	Erbiyum:İttrium-Alüminyum-Garnet
t↑	Fırınlama ısısının 1 dakikadaki yükselme miktarı
FDA	<i>Food and Drug Administration</i>
GaAlAs	Galyum-Alüminyum-Arsenid
GaAs	Galyum-Arsenid
gr	Gram
P	Güç, <i>power</i>
HIM	<i>Heat induced maturation</i>
Hz	Hertz
Al ₂ O ₃ .2 SiO ₂ .2H ₂ O	Hidrate alüminosilikat
HCl	Hidroklorik asit

Ho:YAG	Holmiyum:İtrium-Alüminyum-Garnet
Y-TZP	İtriyum ile stabilize edilmiş tetragonal zirkonya polikristal
Y ₂ O ₃	İtriyum oksit
Sn	Kalay
Ca	Kalsiyum
CaO	Kalsiyum oksit
K ₂ O	Kalya taşı, potasyum oksit
CO ₂	Karbon Dioksit
kV	Kilovolt
P	Kırılma kuvveti
Pf	Kırılma olasılığı
σ_0	Kırılma olasılığındaki karakteristik dayanım değerini
MPa.m ^{1/2}	Kırılma sertliği, kırılma dayanımı
Co	Kobalt
KrF	Kripton-Florür
<	Küçüktür
S	Kurutma süresi
La ₂ O ₃	Lantan oksit

$\text{Li}_2\text{Si}_2\text{O}_5$	Lityum disilikat
MgO	Magnezya, magnezyum oksit
MgAl_2O_4	Magnezyum alüminat
R_{max}	Maksimum pürüzlülük derinliği
MPa	Megapascal
μs	Mikro saniye
μm	Mikrometre
M.Ö.	Milattan önce
mA	Miliamper
ml	Mililitre
mm^2	Milimetre kare
M, m	Monoklinik
V_{m}	Monoklinik faz hacmi
I_{m}	Monoklinik pik
X_{m}	Monoklinik pik yoğunluk oranı
nm	Nanometre
Nd:YAG	Neodimyum:İtrium-Alüminyum-Garnet
Nd:YAP	Neodimyum:İtrium-Alüminyum-Perovskit
Nd:YLF	Neodimyum:İtrium-Lantanum-Florür

Ni	Nikel
O	Oksijen
Pre-	Önce
w, b	Örnek genişliği
b, h	Örnek kalınlığı
Rz	Ortalama pürüzlülük derinliği
Ra	Ortalama pürüzlülük, <i>roughness average</i>
T	Piştirme ısısı
H	Piştirme ısısında bekleme süresi
K	Potasyum
sn.	Saniye
°C	Santigrat derece
n	Sayı, <i>number</i>
HV 0.1	Sertlik
Ce	Seryum
SiO ₄	Silika tetrahedra,
SiO ₂	Silikon dioksit
SiCl ₄	Silikon tetraklorit
Si-O-Si	Silikon-oksijen-silikon

Si ⁴⁺	Silisyum
S/N	Sinyal-gürültü oranı, <i>signal-to-noise ratio</i>
Na ₂ O	Soda
Na	Sodyum
Na ₂ O	Sodyum oksit
Post-	Sonra
H ₂ O	Su
SEM	Taramalı Elektron Mikroskobu, <i>Scanning Electron Microscope</i>
$\alpha \times 10^{-6} \text{ K}^{-1}$	Termal genleşme katsayısı
Wm K ⁻¹	Termal iletkenlik
L	Test düzeneği uzunluğu
θ	Teta
TEOS	Tetraetoksisilan
T, t	Tetragonal
I _t	Tetragonal pik
TZP	Tetragonal zirkonya polikristal
TiO ₂	Titanyum dioksit
TEGDMA	Trietilen glikol dimetakrilat

ISO	Uluslararası Standardizasyon Organizasyonu
UDMA	Üretan dimetakrilat
F	Uygulanan kuvvet
y	Uygulanan yükün kapladığı alan
W	Watt
m	Weibull modülü
XeCl	Xenon-Klorür
XRD	X-Işını Difraktometresi, <i>X-Ray Diffractometry</i>
g/cm ³	Yoğunluk
GPa	<i>Young</i> modülü
HT	Yüksek ısı, <i>high temperature</i>
%	Yüzde
Zr	Zirkonyum
ZrO ₃ F ₄	Zirkonyum oksiflorite
ZrO ₂	Zirkonyum oksit

ŞEKİLLER

	Sayfa
2.1. Seramiğin tetrahedran yapısı	7
2.2. Mikroyapılarına göre dental seramikler; camsı seramikler, partikül dolduruculu camsı seramikler ve polikristalin seramikler olmak üzere 3 ana gruba ayrılır	11
2.3. Zirkonyanın polimorfik yapısı ve faz değişim sıcaklıkları	23
2.4. Dönüşüm sertleşmesi mekanizmasının şematik görünümü	24
2.5. Zirkonyanın düşük ısı bozunmasının şematik görünümü	26
2.6. Gerilim bağlanma dayanımı testi düzeneğinin şematik görüntüsü	50
2.7. Makaslama bağlanma dayanımı test düzeneği şematik görüntüsü	52
2.8. Üç nokta bükülme direnci test düzeneğinin şematik görüntüsü	53
2.9. Dört nokta bükülme direnci test düzeneğinin şematik görüntüsü	54
3.1. Çalışma planının şematik illüstrasyonu	59
3.2. 3D Builder bilgisayar programında tasarlanan ve stl formatında kaydedilen örnekler	60

3.3.	CAD-CAM cihazı	61
3.4.	Örneklerin CAD programı kullanılarak yarı sinterlenmiş zirkonya bloklar üzerinde konumlarının belirlenmesi	61
3.5.	Örneklerin CAM ünitesi ile frezelenmesi ve frezeleme işlemi sonrası örneklerin görüntüsü	61
3.6.	Dört nokta bükülme direnci analizi için $1.4 \times 4 \times 20$ mm boyutlarında hazırlanan zirkonya örnekler	62
3.7.	XRD analizi için $1 \times 4 \times 10$ mm boyutlarında hazırlanan zirkonya örnekler	63
3.8.	FESEM analizi için $1 \times 4 \times 5$ mm boyutlarında hazırlanan zirkonya örnekler	63
3.9.	Çalışmada kullanılan sinterleme fırını ve sinterlenen örnekler	64
3.10.	Kumlama cihazı	67
3.11.	Çalışmada kullanılan Er, Cr:YSGG lazer cihazı ve örneklerin yüzeylerine lazer uygulanması	68
3.12.	Isıl işlemin uygulandığı porselen fırını	69
3.13.	Bükülme testinin uygulandığı Universal test cihazı ve test için özel olarak hazırlatılan bağlantı parçaları	70
3.14.	Test düzeneğinin şematik görünümü	71
3.15.	Çalışmada örneklerin faz dönüşüm miktarlarının analizinde kullanılan X-ışını difraktometre cihazı	73

3.16.	Örneklerin yüzey topografilerinin incelenmesinde kullanılan alan emisyonlu taramalı elektron mikroskobu	74
3.17.	İnceleme öncesinde platin/paladyum ile kaplanmış zirkonya örnekler	74
4.1.	Farklı yüzey işlem yöntemleri uygulanan zirkonya örneklerin ortalama bükülme direnci değerleri (MPa)	76
4.2.	Sinterleme öncesi yüzey işlemi uygulanan grupların Weibull analiz verilerinin grafiği	80
4.3.	Sinterleme sonrası yüzey işlemi uygulanan, ısıtma işlemi göreyen grupların Weibull analiz verilerinin grafiği	81
4.4.	Sinterleme sonrası yüzey işlemi ve ısıtma işlemi uygulanan grupların Weibull analiz verilerinin grafiği	81
4.5.	Kontrol grubuna ait bir zirkonya örneğin X-ışını difraktometrisi analiz grafiği	82
4.6.	Sinterleme öncesinde 2W Er, Cr: YSGG lazer işlemine tabi tutulan gruba ait bir zirkonya örneğin X-ışını difraktometrisi analiz grafiği	83
4.7.	Sinterleme öncesinde 3W Er, Cr: YSGG lazer işlemine tabi tutulan gruba ait bir zirkonya örneğin X-ışını difraktometrisi analiz grafiği	83

4.8.	Sinterleme öncesinde 4W Er, Cr: YSGG lazer işlemine tabi tutulan gruba ait bir zirkonya örneğin X-ışını difraktometrisi analiz grafiği	83
4.9.	Sinterleme öncesinde 5W Er, Cr: YSGG lazer işlemine tabi tutulan gruba ait bir zirkonya örneğin X-ışını difraktometrisi analiz grafiği	84
4.10.	Sinterleme öncesinde 6W Er, Cr: YSGG lazer işlemine tabi tutulan gruba ait bir zirkonya örneğin X-ışını difraktometrisi analiz grafiği	84
4.11.	Sinterleme öncesinde kumlama işlemine tabi tutulan gruba ait bir zirkonya örneğin X-ışını difraktometrisi analiz grafiği	84
4.12.	Sinterleme sonrasında 2W Er, Cr: YSGG lazer işlemine tabi tutulan gruba ait bir zirkonya örneğin X-ışını difraktometrisi analiz grafiği	85
4.13.	Sinterleme sonrasında 3W Er, Cr: YSGG lazer işlemine tabi tutulan gruba ait bir zirkonya örneğin X-ışını difraktometrisi analiz grafiği	85
4.14.	Sinterleme sonrasında 4W Er, Cr: YSGG lazer işlemine tabi tutulan gruba ait bir zirkonya örneğin X-ışını difraktometrisi analiz grafiği	85

4.15.	Sinterleme sonrasında 5W Er, Cr: YSGG lazer işlemine tabi tutulan gruba ait bir zirkonya örneğin X-ışını difraktometrisi analiz grafiği	86
4.16.	Sinterleme sonrasında 6W Er, Cr: YSGG lazer işlemine tabi tutulan gruba ait bir zirkonya örneğin X-ışını difraktometrisi analiz grafiği	86
4.17.	Sinterleme sonrasında kumlama işlemine tabi tutulan gruba ait bir zirkonya örneğin X-ışını difraktometrisi analiz grafiği	86
4.18.	Sinterleme sonrasında 2W Er, Cr: YSGG lazer + ısıtma işlemine tabi tutulan gruba ait bir zirkonya örneğin X-ışını difraktometrisi analiz grafiği	87
4.19.	Sinterleme sonrasında 3W Er, Cr: YSGG lazer + ısıtma işlemine tabi tutulan gruba ait bir zirkonya örneğin X-ışını difraktometrisi analiz grafiği	87
4.20.	Sinterleme sonrasında 4W Er, Cr: YSGG lazer + ısıtma işlemine tabi tutulan gruba ait bir zirkonya örneğin X-ışını difraktometrisi analiz grafiği	87
4.21.	Sinterleme sonrasında 5W Er, Cr: YSGG lazer + ısıtma işlemine tabi tutulan gruba ait bir zirkonya örneğin X-ışını difraktometrisi analiz grafiği	88
4.22.	Sinterleme sonrasında 6W Er, Cr: YSGG lazer + ısıtma işlemine tabi tutulan gruba ait bir zirkonya örneğin X-ışını difraktometrisi analiz grafiği	88

4.23.	Sinterleme sonrasında kumlama + ısıt işleme tabi tutulan gruba ait bir zirkonya örneğin X-ışını difraktometrisi analiz grafiği	88
4.24.	Monoklinik faz tespit edilen test gruplarının X-ışını difraktometresi analizi grafiklerinin karşılaştırılması	89
4.25.	Kontrol grubundaki bir zirkonya örneğine ait x1000 büyütmedeki FESEM görüntüsü	90
4.26.	Sinterleme öncesi kumlama işlemine tabi tutulan gruptaki bir zirkonya örneğine ait x1000 büyütmedeki FESEM görüntüsü	90
4.27.	Sinterleme sonrası kumlama işlemine tabi tutulan gruptaki bir zirkonya örneğine ait x1000 büyütmedeki FESEM görüntüsü	91
4.28.	Sinterleme öncesinde 2W lazer işlemine tabi tutulan gruptaki bir zirkonya örneğine ait x1000 büyütmedeki FESEM görüntüsü	92
4.29.	Sinterleme sonrasında 2W lazer işlemine tabi tutulan gruptaki bir zirkonya örneğine ait x1000 büyütmedeki FESEM görüntüsü	92
4.30.	Sinterleme sonrasında 2W lazer + ısıt işleme tabi tutulan gruptaki bir zirkonya örneğine ait x1000 büyütmedeki FESEM görüntüsü	93

4.31.	Sinterleme öncesinde 6W lazer işlemine tabi tutulan gruptaki bir zirkonya örneğine ait x1000 büyütmedeki FESEM görüntüsü	94
4.32.	Sinterleme sonrasında 6W lazer işlemine tabi tutulan gruptaki bir zirkonya örneğine ait x1000 büyütmedeki FESEM görüntüsü	94
4.33.	Sinterleme sonrasında 6W lazer + ısıtma işlemine tabi tutulan gruptaki bir zirkonya örneğine ait x1000 büyütmedeki FESEM görüntüsü	95
4.34.	Sinterleme öncesinde kumlama işlemine tabi tutulan gruptaki bir zirkonya örneğine ait x1000 büyütmedeki FESEM görüntüsü	96
4.35.	Sinterleme sonrasında kumlama işlemine tabi tutulan gruptaki bir zirkonya örneğine ait x1000 büyütmedeki FESEM görüntüsü	96
4.36.	Sinterleme sonrası kumlama + ısıtma işlemine tabi tutulan gruptaki bir zirkonya örneğine ait x1000 büyütmedeki FESEM görüntüsü	97
4.37.	Kontrol grubuna ait bir zirkonya örneğinin x50000 büyütmedeki FESEM görüntüsü	98

4.38.	Sinterleme öncesinde 2W Er, Cr: YSGG lazer işlemi uygulanmış gruba ait bir zirkonya örneğin x50000 büyütmedeki FESEM görüntüsü	98
4.39.	Sinterleme sonrasında 2W Er, Cr: YSGG lazer + ısı işlem uygulanmış gruba ait bir zirkonya örneğin x50000 büyütmedeki FESEM görüntüsü	99
4.40.	Sinterleme öncesinde 6W Er, Cr: YSGG lazer işlemi uygulanmış gruba ait bir zirkonya örneğin x50000 büyütmedeki FESEM görüntüsü	99
4.41.	Sinterleme sonrasında 6W Er, Cr: YSGG lazer + ısı işlem uygulanmış gruba ait bir zirkonya örneğin x50000 büyütmedeki FESEM görüntüsü	100
4.42.	Sinterleme sonrasında 2W Er, Cr: YSGG lazer işlemine tabi tutulan gruba ait bir zirkonya örneğin x50000 büyütmedeki FESEM görüntüsü	100
4.43.	Sinterleme sonrasında 3W Er, Cr: YSGG lazer işlemine tabi tutulan gruba ait bir zirkonya örneğin x50000 büyütmedeki FESEM görüntüsü	101
4.44.	Sinterleme sonrasında 4W Er, Cr: YSGG lazer işlemine tabi tutulan gruba ait bir zirkonya örneğin x50000 büyütmedeki FESEM görüntüsü	101

4.45.	Sinterleme sonrasında 5W Er, Cr:YSGG lazer işlemine tabi tutulan gruba ait bir zirkonya örneğin x50000 büyütmedeki FESEM görüntüsü	102
4.46.	Sinterleme sonrasında 6W Er, Cr:YSGG lazer işlemine tabi tutulan gruba ait bir zirkonya örneğin x50000 büyütmedeki FESEM görüntüsü	102
4.47.	Sinterleme sonrasında kumlama işlemine tabi tutulan gruba ait bir zirkonya örneğin x50000 büyütmedeki FESEM görüntüsü	103
4.48.	Sinterleme sonrasında kumlama + ısıtma işlemine tabi tutulan gruba ait bir zirkonya örneğin x50000 büyütmedeki FESEM görüntüsü	103
4.49.	Çatlak yüzeylerin x5000 büyütmedeki FESEM görüntüleri; <i>hackle</i> ve <i>arrest</i> çizgileri	104
4.50.	Çatlak yüzeylerin x5000 büyütmedeki FESEM görüntüleri; çatlağın başlangıç noktasının ok ile gösterildiği post-6W lazer grubuna ait görüntüsü	105
4.51.	Çatlak yüzeylerin x5000 büyütmedeki FESEM görüntüleri; Şekil 4.49.'da belirtilen noktanın büyütülmüş görüntüsü	105
4.52.	Çatlak yüzeylerin x5000 büyütmedeki FESEM görüntüleri; lazer uygulaması sonucu oluşan çatlağı gösteren post-5W lazer grubuna ait görüntüsü	106

TABLÖLAR

	Sayfa
2.1. Seramiklerin mikroyapılarına göre sınıflandırılması	10
2.2. Camsı seramiğin içeriğinde bulunan bileşikler ve görevleri	12
2.3. Zirkonyum oksitin mekanik özellikleri	22
2.4. Diş hekimliğinde kullanılan lazer tipleri, dalga boyları ve kullanım alanları	39
3.1. Çalışmada uygulanan test yöntemlerine göre hazırlanan zirkonya örneklerin boyutları ve sayıları	62
3.2. Yüzey işlemleri ve ısı işlem uygulama protokolüne göre oluşturulan test grupları	65
3.3. Veneer seramiklerinin I. Dentin fırınlama özellikleri	69
4.1. Farklı yüzey işlemleri uygulanmış zirkonya örneklerin ortalama bükülme direnci değerleri (MPa), standart sapmaları ve bükülme modülleri, Weibull modülü ortalama değerleri, karakteristik dayanım ve göreceli monoklinik faz miktarları (%).	77

1. GİRİŞ

Son yıllarda, hastaların estetik beklentilerinin artması sonucunda, protetik tedavilerde tam seramik restorasyonların tercih ve kullanımı da yaygınlaşmıştır. Seramik restorasyonlar estetik olmalarının yanısıra biyouyumlu olmaları gibi avantajlara sahip olmakla birlikte, bu materyallerin düşük kırılma direnci göstermeleri gibi dezavantajları da vardır (Kelly, 2004).

Günümüzde zirkonya optik özellikleri ve yüksek bükülme direnci, kırılma dayanıklılığı ve kimyasal stabilitesi gibi mükemmel mekanik özellikleri sayesinde klinisyenler arasında en çok tercih edilen seramik materyallerinden biridir (Manicone ve diğerleri, 2007; Turp ve diğerleri, 2014). Bu nedenle zirkonya, tam seramik kron ve sabit bölümlü protezlerin alt yapısında, monolitik restorasyonlarda, post-kor restorasyonlarında ve implant dayanaklarının yapımında sıkça kullanılmaktadırlar (Denry ve Kelly, 2008; Denry ve Kelly, 2014).

Zirkonya, çeşitli sıcaklıklara bağlı olarak monoklinik, tetragonal ve kübik olmak üzere üç farklı kristalin formda bulunan polimorfik bir materyaldir. Monoklinik zirkonya 1170°C'den daha düşük sıcaklıklarda bulunur ve sıcaklık arttıkça tetragonal ve kübik faza dönüşür (Denry ve Kelly, 2008). Zirkonyada, strese bağlı bir çatlak oluştuğu zaman, materyal eşsiz bir mikroyapısal dönüşüme uğrar. Buna, "dönüşüm sertleşmesi mekanizması" adı verilir ve bu durum hacimde bir artış meydana getirir. Bu sayede zirkonya yapısında, tetragonal fazdan monoklinik faza bir dönüşüm gerçekleşir ve oluşan çatlağın ilerlemesi engellenir (Denry ve Kelly, 2008; Piconi ve Maccauro, 1999).

Zirkonya, doğası gereği opak yapıya sahip olduğundan, estetik görünümü arttırmak için translusent camsı seramik ile veneerlenmesi gerekir (Sundh ve diğerleri, 2005). Zirkonya restorasyonlarının klinik başarısı ve ömrü,

veneer seramiği ile zirkonya alt yapı arasındaki kuvvetli mikromekanik bağa dayanmaktadır (Matani ve diğerleri, 2014). Bununla birlikte, zirkonya ile üzerine uygulanan veneer seramiği arasında yeterli bağlanma direnci elde etmek zordur ve klinik başarısızlık genellikle arayüzde, veneer seramiğindeki delaminasyon ve zirkonya ile veneer seramiğinin arasındaki bağlantının kopmasına bağlı gerçekleşir (Denry ve Kelly, 2008; Guess ve diğerleri, 2011).

Zirkonya alt yapı ile veneer seramiği arasındaki bağlantıyı arttırmak için kumlama, frezle pürüzlendirme (*grinding*) (Candido ve diğerleri, 2017; Mosharraf ve diğerleri, 2011), silika kaplama (Yamaguchi ve diğerleri, 2012), sıcak asit uygulaması (Elsaka, 2013), lazerle pürüzlendirme (Kırmalı ve diğerleri, 2013; Kırmalı ve diğerleri, 2016) gibi farklı yüzey işlemleri zirkonya yüzeyine uygulanmış ve bu yöntemlerin etkinliği literatürde değerlendirilmiştir. Mekanik veya kimyasal tekniklerle zirkonya yüzeyinin pürüzlendirilmesinin ve yüzey topografisinin değiştirilmesinin, daha güçlü bir mikromekanik bağlanma için yüzey alanını arttırdığı ve yüzeyde düzensizlikler oluşturduğu öne sürülmüştür (Miyazaki ve diğerleri, 2013).

Al_2O_3 partikülleri ile kumlama ve lazer ile pürüzlendirme yöntemlerinin veneer seramiği ile zirkonya alt yapı arasındaki bağlanma direncini arttırdığı bildirilmiştir (Kırmalı ve diğerleri, 2015; Kırmalı ve diğerleri, 2016). Bununla birlikte, tam sinterlenmiş zirkonyaya mekanik yüzey işlemi uygulanmasının, zirkonyada tetragonal fazdan monoklinik faza dönüşüme neden olabileceği, böylece zirkonyanın direnç ve dayanıklılığını azaltarak kırılma riskini arttırabileceği öne sürülmüştür (Monaco ve diğerleri, 2013; Moon ve diğerleri, 2011). Ayrıca, faz dönüşümünden sonra iki farklı kristal yapısı olduğundan, yapıların termal genleşme katsayıları tutarsızlık göstermekte ve zirkonyanın

bağlanma direnci de etkilenmektedir (Fischer ve diğerleri, 2008a; Guazzato ve diğerleri, 2005). Bu nedenle, zirkonyanın faz dönüşümünü önlemek için yüzey işlemlerinin sinterleme prosedüründen önce uygulanması önerilmiştir (Moon ve diğerleri, 2011). Ayrıca sinterleme öncesi yüzey işlemi uygulanmasıyla zirkonya yüzeyinde daha yüksek pürüzlülük değerleri elde edilebileceği bildirilmiştir (Monaco ve diğerleri, 2013). Ancak, farklı yüzey işlemi yöntemlerinin zirkonyaya sinterleme öncesi veya sinterleme sonrası aşamada uygulanmasının, materyalin mekanik direnci ve mikroyapısına etkisi hakkındaki veriler oldukça sınırlıdır (Passos ve diğerleri, 2015).

Bu bilgilerin ışığında bu tez çalışmasının amacı; sinterleme öncesi veya sinterleme sonrası aşamada zirkonya yüzeyine uygulanan kumlama ve farklı çıkış güçlerindeki Er, Cr: YSGG lazer ile pürüzlendirmenin, zirkonyanın dört-nokta bükülme direnci, faz değişimi ve yüzey morfolojisi üzerine etkilerinin araştırılmasıdır.

2. GENEL BİLGİLER

2.1. Dental Seramikler

2.1.1. Dental Seramiklerin Tarihsel Gelişimi

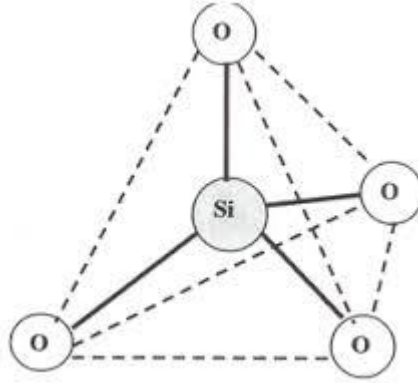
Dental seramikler, yapılarında primer olarak oksijen, aynı zamanda alüminyum, kalsiyum, lityum, magnezyum, fosfor, potasyum, silikon, sodyum, zirkonyum ve titanyum gibi metalik veya yarı-metalik elementler içeren ametalik, inorganik materyallerdir (Babu ve diğerleri, 2015). Seramik kelimesi, eski Yunan'da çanak çömlek veya yanmış madde anlamına gelen 'keramos' kelimesinden türemiştir (Mclaren ve Cao, 2009). Seramik ilk olarak M.Ö. 9,000'li yıllarda insanlar tarafından eşya yapımında kullanılmış olup (Sukumaran ve Bharadwaj, 2006), diş hekimliğine ilk kez 1723 yılında Pierre Fauchard tarafından metal protezlerin bu materyal ile kaplanıp diş renginin taklit edilmesi amacı ile girmiştir (Krishna ve diğerleri, 2009). 1774 yılında Fransız eczacı Alexis Duchateau ve asistanı diş hekimi Dubois de Chemant, seramik formülasyonunu geliştirerek ilk dental porseleni üretmişlerdir (Kelly ve Benetti, 2011). Porselen, seramiğin yapısına kaolin, kuartz ve feldspar gibi materyallerin eklenmesi ve yüksek ısıda işlem görmesi ile oluşmaktadır. 1789 yılında De Chemant, ilk dental porselenin patentini almıştır (Babu ve diğerleri, 2015; Kelly ve diğerleri, 1996). 1808 yılında İtalyan diş hekimi Giuseppangelo Fonzi, 'terrometalik' adını verdiği platin pin veya çerçeve ile desteklenmiş ilk estetik porselen dişi üretmiş olup, 1837 yılında Ash tarafından bu fikir geliştirilmiştir. Estetik bilincin artması ve translusensi fikrinin ortaya atılması ile Elias Wildman 1838-1949 yılları arasında vakum fırını ile seramiğin formülasyonunda yeniliklerde bulunmuştur. Dr. Charles Land, 1903 yılında, platin folyo tekniğini geliştirmiş olup, feldspatik yüksek ısı porseleni kullanarak diş hekimliğinde ilk tam seramik kron olan jaket

kronu üreterek patentini almıştır (Krishna ve diğerleri, 2009; Sukumaran ve Bharadwaj, 2006). 1962 yılında Abraham Weinstein ve arkadaşları, metalin termal katsayısı ile uyumlu olabilmesi amacıyla seramiğin yapısına lösit ilave ederek termal katsayısını artırmış ve lösit içerikli porseleni geliştirmişlerdir (Anusavice, 1992). 1963 yılında, Vita Zahnfabrik (Almanya) firması ilk ticari porseleni piyasaya sürmüştür (Sukumaran ve Bharadwaj, 2006). 1965 yılında Mc Lean ve Hughes, feldspatik porselene güçlendirici olarak % 50 oranında alüminyum oksit ilave ederek alt yapı seramiğini geliştirmişlerdir. Ancak alüminyum oksit eklenmesiyle materyalin içeriğinde hava kabarcıklarının oluşması, dolayısı ile poröz bir yapının meydana gelmesi ve artmış alümina kristallerinden dolayı opasitenin fazla oluşu nedenleri ile estetik problemlerin yaşanması, bu porselenin yaygın olarak kullanımına engel olmuştur. 1968 yılında MacCulloch, bahsedilen limitasyonları elimine etmek için daha dayanıklı ve daha translusenst olan camsı seramik fikrini ortaya atmıştır. Cam matriks içerisine tetrasilisik flormika kristalleri eklenmesi ile oluşturulan camsı seramikler piyasaya ilk kez Dicor (Dentsply International, Amerika) adı ile çıkmıştır. Alüminyum oksit ile güçlendirilmiş porselenlerin bükülme dirençleri yaklaşık 116 MPa iken, Dicor camsı porselenlerde bu değer 240 MPa'dır. 1973 yılında Southan ve Jorgensen, refraktör day materyalini kullanarak %75 oranında alümina içerikli Hi-Ceram sistemini geliştirmişlerdir (Piddock ve Qualtrough, 1990). 1987 yılında Mörmann ve Brandestini, prepare edilmiş dişlerin 3 boyutlu görüntüsünü elde etmeye yönelik prototip bir makine üretmiş, 3 boyutlu tasarım yazılımı yardımı ile istenilen restorasyon bilgilerinin bilgisayar destekli frezeleme cihazına gönderilerek bloklarda kazınmasını amaçlamışlardır (Kelly ve Benetti, 2011). 1980'lerin sonlarına doğru ilk kez seramik inley, onley ve laminate veneer

yapımında kullanılan CEREC 1, 1994 yılında da CEREC 2 sistemi geliştirilmiştir. 1990'ların başlarında yüksek kırılma direncine sahip ve 3 üyeli köprülerin üretimine imkan veren IPS Empress ve içeriğinde %70 lityum disilikat kristalleri olan IPS Empress 2 piyasaya sunulmuştur. 2000'li yıllarda CEREC 3 sistemi ile birlikte yine 3 üyeli köprülerin alt yapı üretimi mümkün olmuştur. 2005 yılında, preparasyonu tamamlanan dişin sanal görüntüsünün elde edilmesi ve kapanış halinde kaydedilmesi sonrasında tasarlanan protezin milled işlemleri ile üretildiği CEREC 3D sistemi geliştirilmiştir (Krishna ve diğerleri, 2009). Bilgisayar destekli üretim teknolojilerinin gelişmesi yeni materyallerin de gelişmesini sağlamıştır. Günümüzde farklı optik, mekanik ve fiziksel özelliklere sahip birçok seramik ve seramik benzeri materyal bulunmaktadır.

2.1.2. Dental Seramiklerin Kimyasal Yapısı

Dental seramikler, silika yapıda olup kristal faz ve cam faz olmak üzere 2 fazda bulunabilirler. Merkezde bir silisyum (Si^{+4}) katyonu ile etrafında 4 oksijen (O^-) anyonu birbirleri ile kimyasal bağ yaparak, silika tetrahedra (SiO_4) adlı ana çekirdek yapıyı meydana getirirler (Şekil 2.1.). Bu tetrahedran yapı, başka katyonlarla bağ yapabilmektedir. Seramiklerde oluşan atomik bağlar kovalent ve iyonik karakterde olabilir. Bu durum, seramiğin daha stabil ve sert olmasını sağlarken, seramiğe kırılma özelliği de katmaktadır (Anusavice ve diğerleri, 2013, s. 421).



Şekil 2.1. Seramiğin tetrahedran yapısı (Babu ve diğerleri, 2015)

Seramik, doğada camı yapıda bulunmaktadır. Diş hekimliğinde kullanılan seramik ise, alümina (Al_2O_3) yapısındadır. Bu yapı en dayanıklı oksitlerdendir. Tek bir elementten oluşan seramikler oldukça nadirdir ve elmas bu tür seramiklere örnektir. Elmas, doğadaki en sert materyal olarak bilinmektedir (Raghavan, 2012).

Dental seramikler, üstün fiziksel ve estetik özelliklerinden dolayı doğal diş yapısını ve rengini taklit edebilen biyoyumlu restoratif materyallerdir. Mekanik ve optik özellikleri içerdiği kristalin faza göre değişkenlik gösterebilmektedir. Cam faz oranı arttıkça, materyal daha translusent bir yapıda olurken, aynı zamanda kırılma özelliği de artmaktadır. Diğer bir yandan, kristal faz oranı arttıkça daha iyi mekanik özelliklere sahip olmakta, ancak estetik özellikleri zayıflamaktadır (Babu ve diğerleri, 2015).

2.1.3. Dental Seramiklerin Sınıflandırılması

Dental seramikler, fırınlama derecelerine, kullanım alanlarına göre, yapım tekniklerine göre, mikro yapılarına (içeriklerine) göre, kırılma dirençlerine göre, alt yapılarına göre farklı şekillerde sınıflandırılmaktadırlar.

Fırınlama derecelerine göre (Helvey, 2013)

- Yüksek ısı seramikleri (1300°C)
- Orta ısı seramikleri (1101°C-1300°C)
- Düşük ısı seramikleri (850°C-1100°C)
- Ultra düşük ısı seramikleri (850°C)

Kullanım alanlarına göre (Anusavice, 2003, s. 660-663)

- Hareketli bölümlü protez yapımında kullanılan seramikler
- Jaket kron ve inley/onleylerde kullanılan seramikler
- Veneer seramikleri
- Anterior ve posterior köprü seramikleri

Yapım tekniklerine göre (Rosenblum ve Schulman, 1997)

- Sinterlenen seramikler
- Dökülebilir seramikler
- Basınç altında ve enjeksiyonla şekillenebilen seramikler
- Cam infiltre seramikler
- Bilgisayar desteği ile üretilen seramikler
- Kopya freze yöntemi ile üretilen seramikler

Mikroyapılarına göre (Kelly ve Benetti, 2011)

- Cam seramikler
 - Lösit kristalleri ile güçlendirilmiş seramikler
 - Lityum disilikat kristalleri ile güçlendirilmiş seramikler
 - Feldspatik seramikler
- Alümina esaslı seramikler
- Zirkonya esaslı seramikler

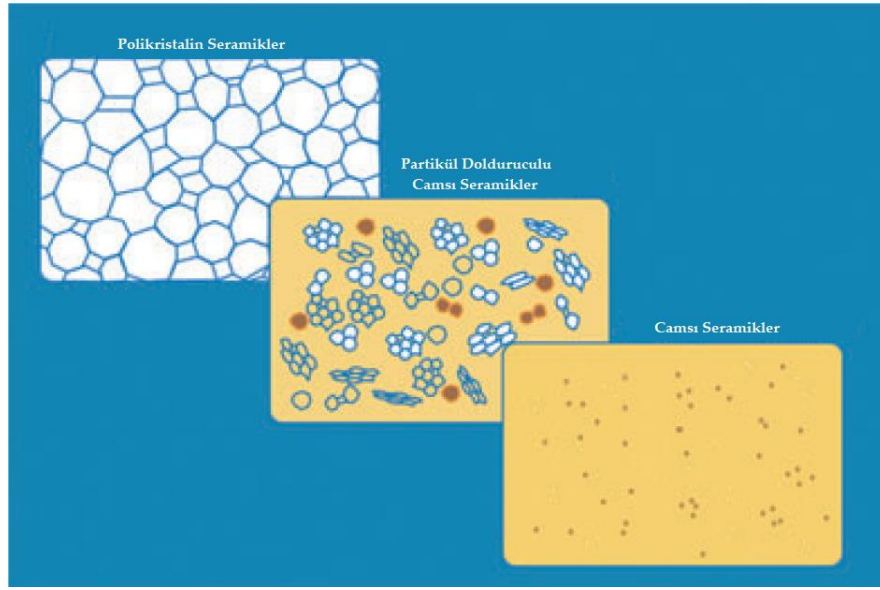
2.1.3.1. Mikroyapılarına (Kimyasal Kompozisyonlarına) Göre Dental Seramikler

Kelly ve Bennetti (2011) tarafından öne sürülen ve seramiklerin mikroyapılarına göre yapılan sınıflandırma yaygın olarak kabul gören ve sistematik bir sınıflama olmasına rağmen son yıllarda geliştirilen seramik benzeri (*ceramic-like*) materyalleri içermemektedir. Bu nedenle, bu tez çalışmasında, Kelly ve Bennetti'nin mikroyapı sınıflamasına Gracis ve diğerlerinin (2015), öne sürdüğü rezin matriks sınıflaması ilave edilerek güncel bir sınıflama oluşturulması amaçlanmıştır (Tablo 2.1.).

Tablo 2.1. Seramiklerin mikroyapılarına göre sınıflandırılması (Gracis ve diğerleri, 2015; Kelly ve Benetti, 2011)

Camsı Seramikler
Partikül Dolduruculu Camsı Seramikler • Lössit ile güçlendirilmiş cam seramikler • Lityum disilikat ile güçlendirilmiş cam seramikler • Zirkonya ile güçlendirilmiş lityum silikat cam seramikler • Floroapatit ile güçlendirilmiş cam seramikler • Alümina ile güçlendirilmiş cam seramikler • Alümina ve magnezyum ile güçlendirilmiş cam seramikler • Alümina ve zirkonyum oksit ile güçlendirilmiş cam seramikler
Rezin Matriks Seramikler • Rezin nanoseramik • Camsı seramik içerikli rezin matriks • Zirkonya silika seramik içerikli rezin matriks
Polikristalin Seramikler • Alüminyum oksit polikristalin seramikler • Zirkonyum oksit polikristalin seramikler

Kelly ve Benetti (2011), dental seramikleri cam içeriklerine göre 3 ana gruba ayırmıştır. Ağırlıklı olarak cam içeriğinde olan seramikler, oldukça yüksek estetik (optik) özelliklere sahip olurken, içeriğinde cam bulunmayan polikristalin seramikler, daha düşük optik karaktere sahip olmakta, dolayısı ile pratikte daha çok alt yapı materyali olarak kullanılmaktadır. Mikroyapılarına göre dental seramiklerin ayırıcı özellikleri Şekil 2.2.'de gösterilmiştir.



Şekil 2.2. Mikroyapılarına göre dental seramikler; camsı seramikler, partikül dolduruculu camsı seramikler ve polikristalin seramikler olmak üzere 3 ana gruba ayrılır (Kelly ve Benetti, 2011)

2.1.3.1.1. Camsı Seramikler

Mine ve dentinin optik özelliklerini en iyi taklit edebilen seramikler camsı seramiklerdir. Üç boyutlu düzensiz ağ şeklinde silikon-oksijen-silikon (Si-O-Si) bağları ile birbirine bağlanmış atomlardan meydana gelmiş amorf bir yapıya sahiptirler. Dental seramiklerin içeriğinde bulunan cam, feldspar adı verilen işlenmiş mineral gruplarından türemiştir. Feldspar, silikon dioksit ve alüminyum oksit esaslı olduğundan, alüminosilikat cam grubuna dahil olmaktadır. Feldspar esaslı camlar, oldukça biyouyumlu materyaller olup, fırınlama işlemi esnasında kristalizasyona (devitrifikasyon) dirençlidirler. Aynı zamanda geniş fırınlama derecesi spektrumuna da sahiptirler (Kelly ve Benetti, 2011).

Feldspatik seramikler (camsı seramikler), kaolin (hidrate alüminosilikat), kuartz (silika) ve doğal feldspar (potasyum ve sodyum alüminosilikat) birleşiminden oluşan üçlü materyal sisteminden meydana gelmektedir. Doğal

feldspar (%70-80), camısı fazı sağlamak ve ana matriks yapıyı oluşturmaktan sorumludur. Erime derecesi oldukça düşük olup, ısıya bağlı ilk eriyen bileşiktir. En önemli özelliği erime sırasında kristalin mineral lösit meydana getirerek, restorasyonun intrinsik dayanıklılığını artırmaktır. Kuartz (%10-30), feldspatik seramiklerde alt yapı ve doldurucu görevi yapan, aynı zamanda erime derecesi daha yüksek olan bir bileşiktir. Kaolin ise (%0-3), birleştirici görevini üstlenirken, porselen hamuruna ısıya girmeden önce elastikiyet/kalıplanabilirlik özelliğini verir. Bunun yanında seramiğe opasite kattığından dolayı genellikle eser miktarda bulunur. Doğal feldspar, 1250°C-1500°C ısıya maruz bırakıldığında kuartz ve kaolin ile birleşerek camısı yapıyı oluşturur (Gracis ve diğerleri, 2015) (Tablo 2.2.). Camısı seramiklerin bükülme dirençleri oldukça düşüktür (60-70 MPa). Bu yüzden genelde metal alt yapıli restorasyonlara veneerleme materyali olarak, aynı zamanda inley ve onley yapımında kullanılırlar.

Tablo 2.2. Camısı seramiğin içeriğinde bulunan bileşikler ve görevleri (Babu ve diğerleri, 2015)

İçerik	Görevi
Feldspar (kalya taşı, K_2O ; soda, Na_2O ; alümina; silika)	Fırınlama esnasında ilk eriyen, düşük birleştirici özelliğinde olan ve diğer bileşenlerin katı bir kitleye dönüşmesini sağlayan komponenttir.
Silika (kuartz)	Fırınlama esnasında herhangi bir değişime uğramadan ana kitlenin iskeletini oluşturan, stabilizasyonunu sağlayan ve porselenin dayanıklılığını artıran komponenttir.

Kaolin ($\text{Al}_2\text{O}_3 \cdot 2 \text{SiO}_2 \cdot 2\text{H}_2\text{O}$, hidrate alüminosilikat)	Birleştirici görevi görür. Aynı zamanda fırınlanmamış porselenin şekillendirilebilmesini sağlayan komponenttir.
Cam modifiye ediciler (K, Na veya Ca oksit gibi basit oksitler)	Silika ağının bütünlüğünde ve akışkanlıkta görev alırlar.
Renk pigmentleri (Fe/Ni oksit, Cu oksit, MgO, TiO_2 , Co oksit)	Restorasyona uygun rengi vermede görev alırlar.
Zr/Ce/Sn oksitleri ve Uranyum oksit	Restorasyona uygun opasite vermede görev alırlar.

2.1.3.1.2. Partikül Dolduruculu Camsı Seramikler

Feldspatik seramiklerin doğal içeriğinden farklı olarak, camsı yapının mekanik, direnç, renk, opasite gibi özelliklerini geliştirmek amacı ile çeşitli sentetik doldurucuların eklendiği camsı seramik materyallerdir. Rezin esaslı kompozitler olarak bilinen bu doldurucular, kristalin (lösit, lityum-disilikat ve türevleri, fluoroapatit) ve yüksek ısıda eriyen cam partikülleri (silikon dioksit- SiO_2 , potasyum oksit- K_2O , sodyum oksit- Na_2O ve alüminyum oksit- Al_2O_3) olmak üzere 2 farklı yapıda olabilirler. Bu materyaller, beraberinde kullanılacakları alt yapıların termal genleşme/büzülme katsayıları ile uygun termal genleşme/büzülme katsayısına sahip olmak için modifiye edilebilirler (Gracis ve diğerleri, 2015; Kelly ve Benetti, 2011).

Lösit, potasyum-alümino-silikat içeriğe sahip kristalin yapıda bir mineral olup, feldspatik seramiklerle karşılaştırıldığında oldukça yüksek termal

genleşme/büzülme katsayısına (feldspatik seramik; $8 \times 10^{-6}/^{\circ}\text{C}$, lōsit; $20 \times 10^{-6}/^{\circ}\text{C}$) sahiptir. Dental alaşımların termal genleşme/büzülme katsayıları ise $12-14 \times 10^{-6}/^{\circ}\text{C}$ arasında değişkenlik göstermektedir. Camsı seramiğe yaklaşık %17-25 oranında lōsit doldurucunun eklenmesi ile fırınlama işleminde ısısal olarak birbirleri ile uyumlu seramikler elde edilebilmektedir. Seramiğin metalden biraz daha yüksek genleşme katsayısına sahip olması daha dayanıklı restorasyonlar üretilmesini sağlamaktadır (Kelly ve Benetti, 2011).

Lōsit ile güçlendirilmiş tam seramiklerde ise yapıda daha yüksek oranda (kütlece %35-50) ve daha ince lōsit partikülleri bulunur ve bu doldurucunun eklenmesinin amacı bükülme direncini arttırmaktır (Raghavan, 2012). Lōsitin kırılma indeksinin feldspatik seramiğe yakın olması ile seramiğin opasitesi çok fazla artmadan direncin orta seviyede artması sağlanır, bu nedenle direncin arttırılmasında iyi bir doldurucu seçeneği olduğu düşünölmektedir (Kelly ve Benetti, 2011). Ancak, lōsit ile güçlendirilmiş tam seramiklerin bükülme dirençleri (112 MPa) ve kırılma sertlikleri ($0.9-1.3 \text{ MPa.m}^{1/2}$) kullanım alanlarını anterior bölge tek üye restorasyonlarla sınırlamaktadır (Anusavice ve diğerleri, 2013, s. 447). En yaygın olarak bilinen lōsit ile güçlendirilmiş seramik sistemleri IPS Empress (Ivoclar Vivadent), Cerpress SL Pressable Ceramic System (Leach and Dillan) ve Finesse-All Ceramic System (Dentsply Ceramco)'dur.

Lityum disilikat ($\text{Li}_2\text{Si}_2\text{O}_5$) ile güçlendirilmiş seramiklerde, kristalin faz camsı seramiğin hacminin yaklaşık %70'ini oluşturur ve çok yönlü olarak dağılmış, birbirleri ile bağlantılı rastgele dizilmiş plaka benzeri kristallerden oluşan bir mikroyapıya sahiptir. Bu yapı, seramiğin yapısında meydana gelebilecek çatlakların ilerlemesine karşı koyan bir bariyer görevi görür (Raghavan, 2012). IPS Empress 2 (Ivoclar Vivadent) ve Optec OPC 36 (Pentron

Laboratory Technologies) hacimce %65-70 lityum disilikat içerir (Anusavice ve diğerleri, 2013, s.447-448). Lityum disilikat ile güçlendirilmiş camsı seramiklerin bükülme dirençleri lösit ile güçlendirilmiş camsı seramiklere oranla oldukça yüksektir (yaklaşık 350-450 MPa). Kırılma sertlikleri de lösit ile güçlendirilmiş camsı seramiklerden yaklaşık 3 kat daha fazladır (Anusavice ve diğerleri, 2013, s. 448; Raghavan, 2012).

Lösit ve lityum disilikat ile güçlendirilmiş tam seramik sistemler ısı ve basınç altında üretilebildikleri gibi prefabrike bloklar kullanılarak bilgisayar desteği ile de üretilebilirler.

Lityum disilikat dolduruculu camsı seramiklerin yaygın kullanımlarına rağmen mekanik özelliklerini geliştirmek amacıyla yapılarına polikristalin seramik eklenerek yeni jenerasyon bir seramik materyali geliştirilmiştir. Bu seramik materyali lityum silikat ana matriks içine %10 oranında zirkonyum dioksit eklenmesi ile oluşturulmuştur ve 'zirkonya ile güçlendirilmiş lityum silikat seramik' olarak adlandırılır. Bu materyale kristalizasyon işlemi uygulandığında, lityum silikat kristalleri 0.5-1µm boyutuna ulaşır; bu boyut lityum disilikat dolduruculu camsı seramiklerde bulunan kristal boyutundan 6 kat daha küçüktür (Belli ve diğerleri, 2016). Daha küçük kristaller içeren bir mikroyapı, materyale lityum disilikat seramiklere benzer mekanik özellikler kazandırır (Wendler ve diğerleri, 2017). Ayrıca geleneksel camsı seramiklerin yüksek oranda cam matrikse sahip olması, iyi optik özelliklere, CAD-CAM cihazlarında kolayca frezelemeye ve iyi bir yüzey bitimi yapılabilmesine olanak vermektedir (Krüger ve diğerleri, 2013). Suprinity (Vita Zahnfabrik) ve Celtra Duo (Dentsply Sirona) dental markette bulunan zirkonya ile güçlendirilmiş lityum silikat seramiklere örnektir. Suprinity bloklar kısmen kristalize formda

bulunurlar ve frezelendikten sonra ilave bir termal siklusa ihtiyaç duyarlar, Celtra Duo bloklar ise final kristalizasyon aşamasını tamamlamış durumdadırlar. Her iki materyal benzer kompozisyona ve yaklaşık 420 MPa bükülme direncine sahiptir (Reich, 2015).

Floroapatit ise seramiğin optik özelliklerinin geliştirilmesinde etkili olan bir mineraldir. IPS e.max Ceram ve ZirPress (Ivoclar Vivadent) floroapatit ile güçlendirilmiş sentetik seramiklere örnek verilebilir (Gracis ve diğerleri, 2015; Raghavan, 2012).

Alüminyum içerikli seramiklerin kullanımı ilk 1960'lı yıllarda Mc Lean tarafından gerçekleştirilmiştir. İlk cam infiltre seramik olan In-Ceram Alumina, 1989 yılında tanıtılmıştır. İçeriğinde Al_2O_3 (%82), La_2O_3 (%12), SiO_2 (%4.5), CaO (%0.8) ve diğer oksitler (%0.7) bulunmaktadır. *Slip-casting* tekniği ile üretilen bu seramik refraktör day üzerine çamur kıvamındaki yoğun Al_2O_3 materyalinin sinterlenmesi ile yapılmaktadır. Bu işlem sonucunda alümina partikülleri içeren kısmi sinterlenmiş poröz bir iskelet/alt yapı oluşmakta, daha sonra 1100°C 'de 2. bir fırınlama işlemi ile lanthanum cam materyali 4 saat boyunca iskelet yapıya infiltre edilerek poröz yapının doldurulması ve dayanıklılığın artırılması gerçekleştirilmektedir. Sinterleme işlemi sonucunda iskelet yapıda 3 tip alümina partikül yapısı gözlenmektedir: büyük ve uzun alümina partikülleri (10-12 μm uzunluğunda ve 2.5-4 μm genişliğinde), fasetli alümina partikülleri (1-4 μm çapında) ve küre şekilli alümina partikülleri ($1 > \mu\text{m}$ çapında) (Gracis ve diğerleri, 2015; Raghavan, 2012).

Magnezyum içerikli seramiklere örnek olan In-Ceram Spinell (Vita Zahnfabrik) 1994 yılında piyasaya sunulmuştur. Üretimi alümina içerikli cam infiltre seramiklere benzer olup, Al_2O_3 yerine magnezyum alüminat (MgAl_2O_4)

infiltrasyonu yapılmaktadır (Gracis ve diğerleri, 2015; Raghavan, 2012). Bu materyalin geliştirilmesindeki amaç, In-Ceram Alumina'nın translusensi özelliğini artırmaktır. Ancak mikroyapıdaki bu farklılık bükülme direncinin de azalmasına neden olmuş ve materyalin endikasyonlarını sınırlandırmıştır (Anusavice, 2013, s. 449).

Zirkonya içerikli seramiklerde ise In-Ceram Zirconia (Vita Zahnfabrik), In-Ceram Alumina'nın güçlendirilmesi için pöröz iskelet yapıya infiltre edilen lanthanum materyalinin yerine zirkonyanın infiltre edilmesi ile elde edilen bir materyaldir. İçeriklerinde Al_2O_3 (%62), ZnO (%20), La_2O_3 (%12), SiO_2 (%4.5), CaO (%0.8) ve diğer oksitler (%0.7) bulunmaktadır (Gracis ve diğerleri, 2015; Raghavan, 2012). In-Ceram Zirconia diğer cam infiltre seramiklere göre daha yüksek bükülme direncine (600-700 MPa) ancak bununla birlikte daha fazla opasiteye sahiptir (Powers ve Sakaguchi, 2006, s. 454).

2.1.3.1.3. Rezin Matriks Seramikleri

Rezin matriks materyalleri, yeni geliştirilen ve seramik benzeri özellikler sergileyen materyaller olup, Amerika Dış Hekimleri Birliği (*American Dental Association*, ADA) tarafından 'seramik' olarak kabul edilmiştir.

Bu gruba ait seramikler, organik matriks ile yüksek oranda seramik partiküllerinin (%50<) birleşiminden oluşmaktadır. Bu materyaller, organik matriks (polimer) içeriğinden dolayı klasik seramik tanımlamasına uymamalarına rağmen, 2013 yılında ADA'nın yapmış olduğu "seramikler, yüksek oranda inorganik refraktör materyaller içeren, basınçla şekillendirilmiş, parlatılmış veya frezelenmiş/işlenmiş yapılardır" tanımlamasına uydukları için, seramik benzeri materyaller olarak nitelendirilmiş ve rezin matriks seramikler adıyla seramik sınıflamasına dahil edilmişlerdir (Gracis ve diğerleri, 2015).

Üretici firmalar, rezin matriks seramiklerin geliştirilmesindeki amaçların geleneksel seramiklere kıyasla dentinin elastisite modülünü daha iyi taklit edebilmeleri, camsı seramiklere kıyasla daha kolay frezelenabilir (işlenebilir) olmaları ve kompozit rezinler ile tamir/modifiye edilebilir olmaları olarak bildirmişlerdir. Resin matriks seramikleri, özellikle bilgisayar destekli sistemler ile üretilmeleri amacı ile formüle edilmişlerdir (Gracis ve diğerleri, 2015).

2.1.3.1.3.1. Resin Nanoseramik

Bu gruba ait seramikler, yüksek oranda (%80) işlem görmüş nanoseramik partiküllerinden meydana gelmiştir. Bu partiküller; silika nanopartikülleri (20 nm çapında), zirkonya nanopartikülleri (4-11 nm çapında) ve zirkonya-silika nanokümeleridir. Nanopartiküller, doldurucu ajanların arasındaki intersitisyel boşlukları doldurarak, seramiğe yüksek oranda nanoseramik içerik kazandırır.

Lava Ultimate (3M ESPE) resin nanoseramik grubuna örnek olarak verilebilir (Gracis ve diğerleri, 2015). İçeriğinde; üretan dimetakrilat (UDMA), bisfenol glisidil metakrilat (Bis-GMA), etoksillenmiş bisfenol dimetakrilat (Bis-EMA) ve trietilen glikol dimetakrilat (TEGDMA) bulunmaktadır (Goujat ve diğerleri, 2017; Yoshihara ve diğerleri, 2017). UDMA matriks yapının ana bileşenini meydana getirmekte ve yüksek ısıda (HT) polimerize olmaktadır. Aynı zamanda, Bis-GMA'ya oranla daha yüksek derecelerde dönüşüm, çapraz bağlanma ve polimerizasyon reaktivitesi göstermekte, daha düşük derecelerde su emilimine ve çözünürlüğe sahiptir. Bis-GMA'dan farklı olarak, seyreltici olarak kullanılan TEGDMA ilavesine ihtiyaç duymamaktadır. TEGDMA, Bis-GMA ile birleştirildiğinde, çift bağ yoğunluğu, dönüşüm derecesi ve çapraz bağlanma artmaktadır. Ancak, tüm bunlarla birlikte daha fazla polimerizasyon büzülmesine de sahip olmaktadır (Mainjot ve diğerleri, 2016).

2.1.3.1.3.2. Camsı Seramik İçerikli Rezin Matriks

Üretici firmalar tarafından polimer infiltre seramik matriks materyali (hibrit seramikler) olarak da bilinen bu seramikler, 1997 yılında R. Giordano tarafından camın polimer ile yer değiştirmesi fikri ile geliştirilmiştir. Bu materyaller aynı zamanda; çift-ağ yapılı materyaller, seramik esaslı interpenetre faz materyaller veya interpenetre-faz seramik-rezin kompozitler olarak da adlandırılabilirler. Feldspatik seramik ağ yapısı (%86) ve polimer ağ yapısı (%14) olmak üzere çift-ağ yapısından meydana gelmektedir. Seramik yapıyı; %58-%63 SiO₂, %20-%23 Al₂O₃, %9-%11 Na₂O, %4-%6 K₂O, %0.5-%2 B₂O₃ ve %1> ZrO₂ ile CaO oluşturmaktadır. Polimer yapıyı ise UDMA ve TEGDMA meydana getirmektedir (Arnetzl ve Arnetzl, 2015).

Vita Enamic (Vita Zahnfabrik), camsı seramik içerikli rezin matriks grubuna örnek verilebilir (Gracis ve diğerleri, 2015; Mainjot ve diğerleri, 2016). Bu materyal, 2013 yılında geliştirilmiş olup, çift-ağ yapısı ile karakterizedir. Total ağırlığının %86'sını ve hacminin %75'ini feldspatik seramik oluştururken, geriye kalan ağırlığın %14'ünü ve hacmin %25'ini UDMA ve TEGDMA oluşturmaktadır (Bhat ve diğerleri, 2016; Reich, 2015; Sannino ve diğerleri, 2014). Bükülme direncinin ise 150-210 MPa arasında olduğu belirtilmiştir (Arnetzl ve Arnetzl, 2015).

2.1.3.1.3.3. Zirkonya Silika Seramik İçerikli Rezin Matriks

Bu gruba ait seramikler, seramik yapı içerisinde çeşitli organik matriks yapıların bulunması ile oluşmaktadır. Seramik yapıyı (%60<), silika tozu, zirkonyum silikat, UDMA, TEGDMA, mikro-silika ve çeşitli pigmentler oluşturmaktadır (Gracis ve diğerleri, 2015).

Paradigm MZ100 (3M ESPE), zirkonya silika seramik içerikli rezin matriks grubuna örnek verilebilir. Bu materyal, Paradigm Z100 direkt kompozit materyalinin fabrike olarak polimerize edilmesi ile geliştirilmiştir (Ruse ve Sadoun, 2014; Sannino ve diğerleri, 2014). İçeriğinde; Bis-GMA ve TEGDMA rezin matriks içerisinde, %85 oranda zirkonya-silika doldurucuları yer almaktadır (Bhat ve diğerleri, 2016; Santos ve diğerleri, 2013). Fotopolimerize özellikte olan bu materyal, farklı renk seçeneklerine sahiptir. Endikasyonları arasında; inley, onley, veneer ve kron restorasyonları yer almaktadır (Bhat ve diğerleri, 2016; Mainjot ve diğerleri, 2016).

2.1.3.1.4. Polikristalin Seramikler

Polikristalin seramikler, yapılarında cam içermezler ve yoğun bir atomik yapıya sahiptirler. Küçük ve düzensiz ağ şeklinde kristal taneciklerinden oluşan bu seramikler, camsı seramiklerden çok daha sert ve dayanıklıdırlar. Yoğun yapılarından dolayı, camsı seramiklerin aksine, bu tür seramiklerde çatlak ilerlemesi daha zordur. Ancak camsı seramiklere oranla daha az translusent olduklarından camsı seramikler gibi estetik amaçlı değil genellikle alt yapı materyali olarak kullanılıp, daha sonra estetik görüntüyü elde etme amacı ile camsı seramikler ile veneerlenirler. Bunun yanında, kristalin yapıya sahip olmaları nedeni ile herhangi bir şekle girmeleri ve hidroflorik asit ile

pürüzlendirilmeleri cam içeren seramiklere göre daha zordur ve daha uzun uygulama süresi gerektirirler. Aynı zamanda ısı işlemler daha yüksek derecede sıcaklıklarda uygulanmaktadır. Camsı seramiklerden farklı olarak, bu tür seramiklerin işlenmeleri ve şekillendirilmeleri daha zordur. Isıl işlemler sonrası yaklaşık %30 oranında büzülme gösterirler, bu yüzden hedeflenen boyuttan daha büyük tasarlanarak ısıya bağlı büzülme kompanse edilmeye çalışılır (Kelly ve Benetti, 2011).

Alüminyum oksit (Al_2O_3) ve zirkonyum oksit (ZrO_2), yaygın kullanım alanı bulan polikristalin seramiklerdir (Gracis ve diğerleri, 2015; Kelly ve Benetti, 2011; Raghavan, 2012).

2.1.3.1.4.1. Alüminyum Oksit Polikristalin Seramikler

Diş hekimliğinde üretilen ilk polikristalin seramik Procera AllCeram Alumina'dır ve yüksek bükülme direncine sahiptir (ortalama 600 MPa) (Kelly ve Benetti, 2011; Raghavan, 2012). Bu materyal ilk olarak 1990'lı yıllarda Nobel Biocare firması tarafından tanıtılmıştır. Yüksek oranda saf alümina (%99.5 Al_2O_3) içerip, bilgisayar destekli üretim ile alt yapı materyali olarak kullanılmaktadır. Oldukça sert (17-20 GPa) ve dayanıklı bir materyal olup, elastisite modülü dental seramikler arasında en yüksektir ($E=300$ GPa) (Scherrer ve diğerleri, 2008). Ancak, sert yapısından dolayı kütleli fraktüre karşı savunmasız olması ve çok daha yüksek dirençli seramik materyallerin geliştirilmesi ile kullanımı azalmıştır (Gracis ve diğerleri, 2015).

2.1.3.1.4.2. Zirkonyum Oksit Polikristalin Seramikler (Stabilize Zirkonya)

Yüksek kırılma direnci ve biyolojik uyumları gibi üstün özellikleri nedeni ile hem anterior hem de posterior bölgede kullanılabilmeleri, zirkonyadan üretilen seramik restorasyonların diş hekimliğinde kullanımını gün geçtikçe yaygınlaştırmıştır. Tam seramik restorasyonların estetik, metal destekli restorasyonların ise kırılma direncini bünyesinde toplayan zirkonya, metal alaşımlara iyi bir alternatif oluşturmaktadır (Tablo 2.3.). Kırılma ve esneme direnci bakımından feldspatik porselene göre yaklaşık 6 kat, alüminadan ise yaklaşık 2 kat daha güçlüdür (Uludamar ve diğerleri, 2011).

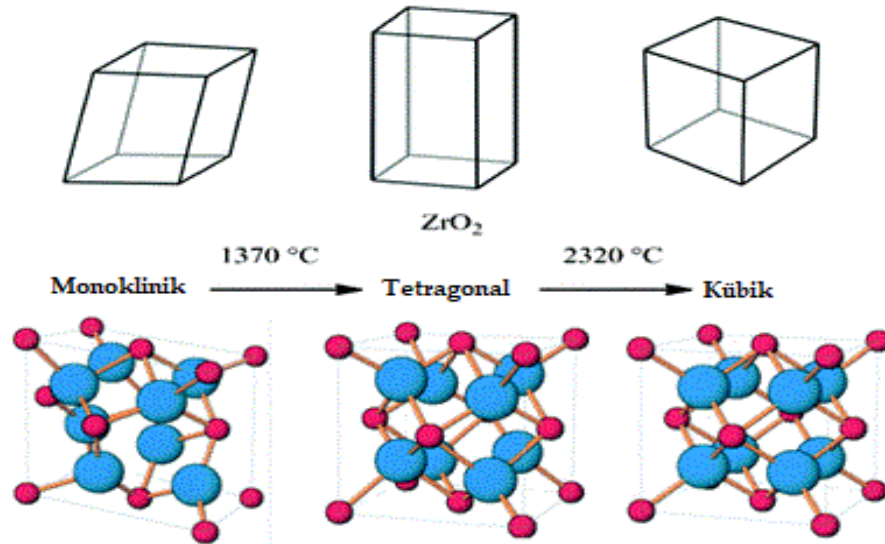
Tablo 2.3. Zirkonyum oksitin mekanik özellikleri (Piconi ve Maccauro, 1999)

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

Zirkonyum oksit, ilk kez 1789 yılında alman kimyacı Martin Heinrich Klaproth tarafından, birtakım değerli taşların ısıtılması sonucu reaksiyon ürünü olarak keşfedilmiştir. Zirkonyanın biyomedikal alanda kullanımı 1969 yılında

Helmer ve Driskell tarafından gerçekleştirilmiştir. 1980'li yılların sonlarından itibaren total kalça protez yapımında seramik biyomateriyali olarak kullanılmıştır (Piconi ve Maccauro, 1999). Günümüzde halen en sert ve dayanıklı oksit olarak geçerliliğini korumaktadır.

Saf zirkonya üç farklı kristalin formda bulunabilen polimorfik bir materyaldir. Oda sıcaklığı ile 1170°C arasında monoklinik (M) fazda bulunur, sıcaklık arttıkça tetragonal (T) faza ve 2370°C'nin üzerinde kübik faza geçiş yapar (Şekil 2.3.). Sinterleme sonrası soğuma işlemi sırasında zirkonyada tetragonal fazdan monoklinik faza geçiş görülür ve bu faz değişimi materyalde %3-5 oranında hacim artışına neden olur. Hacim artışı ise zirkonyanın yapısında çatlakların oluşmasına yol açar. Bu nedenle, faz değişimini engellemek ve zirkonyanın oda sıcaklığında da tetragonal fazda kalmasını sağlamak için yapısına çeşitli stabilize edici oksitler (itriyum oksit, magnezyum oksit, kalsiyum oksit ve seryum oksit) eklenmiş ve kısmen stabilize edilmiş tetragonal zirkonya polikristal (TZP) elde edilmiştir (Piconi ve Maccauro, 1999).



Şekil 2.3. Zirkonyanın polimorfik yapısı ve faz değişim sıcaklıkları (Asadikiya ve diğerleri, 2016)

stabilize zirkonya, kübik formda olup %8 mol< itriyum oksit (Y_2O_3) içermektedir. Parsiyel stabilize zirkonya, kübik matriks içerisine nanoboyutlardaki tetragonal veya monoklinik partiküllerin eklenmesi ile oluşturulmaktadır. Tetragonal zirkonya polikristalleri ise, monolitik materyaller olup, itriyum oksit (%2-3 mol Y_2O_3) veya seryum oksit ile stabilize edilen tetragonal formdaki materyallerdir. Diş hekimliğinde kullanılan zirkonya genelde itriyum ile stabilize edilmiş tetragonal zirkonya polikristal (Y-TZP) formdadır; sinterleme sonrasında yüksek sertliğe ve üstün bükülme direncine (900-1100 MPa) ve kırılma dayanıklılığa (8-10 MPa/m) sahip materyaldir (Gracis ve diğerleri, 2015; Miyazaki ve diğerleri, 2013; Raghavan, 2012).

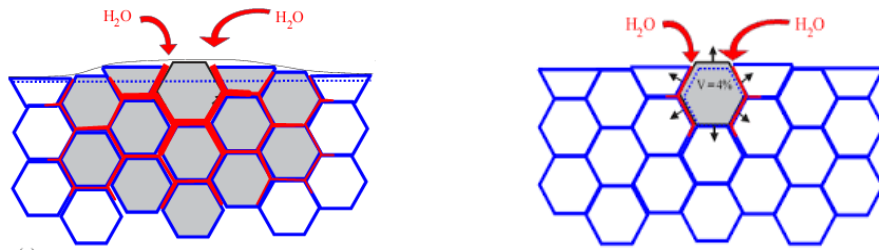
Zirkonyanın diğer seramik materyallerinden üstün olan birtakım kimyasal ve mekanik özellikleri de mevcuttur. Bunlar; yaşlanma direnci, düşük sürtünme katsayısı, elastisite modülü, kimyasal olarak inert oluşu, düşük ısı iletkenliği, yüksek erime derecesi, iyonik iletkenlik ve elektriksel özelliklerdir (Hannink ve diğerleri, 2000).

Günümüzde zirkonya, tam seramik restorasyonların güçlendirilmesi amacı ile seramik alt yapı olarak kullanılmaktadır ancak son yıllarda alt yapı ile veneer seramiği arasındaki *chipping* problemlerinin önüne geçebilmek için monolitik (tam kontur) zirkonya restorasyonlar da üretilmektedir (da Silva ve diğerleri, 2017).

2.1.3.1.4.2.1. Zirkonyum Oksitin Yaşlanması ve Düşük Isı Bozunması (Low Temperature Degradation-LTD)

Zirkonyum oksitin kristalin yapısında değişime uğradığı dönüşüm sertleşmesi mekanizması materyalin elastisite limitini aşacak miktarda meydana gelirse, çatlak oluşumu artmakta, aynı zamanda yeni çatlak formasyonuna da

neden olabilmektedir. Materyal içeriğindeki gren boyutu-şekli veya bölgesi, materyalin üretim tekniği, uygulanan stres veya ısı miktarı gibi faktörler, meydana gelen bu olayı etkileyebilmektedir. T-m faz değişimi, aynı zamanda düşük ısı ve nem varlığında da meydana gelebilmektedir. Nem varlığında ve düşük sıcaklıklarda, zirkonyanın yüzeyinde spontan bir şekilde tetragonal fazdan monoklinik faza dönüşüm başlaması ve yavaşça materyalin iç kısımlarına ilerlemesi fenomenine “zirkonyanın düşük ısı degradasyonu” adı verilmektedir. Bu hızlandırılmış yaşlanma süreci, orta ve uzun dönemde, zirkonya yüzeyinde bozulmalara, mikroçatlaklara ve belirgin bir direnç azalmasına neden olabilmektedir (Denry ve Kelly, 2008). Zirkonya yüzeyindeki bir taneciğin faz değişimine başlamasıyla hacminde bir artış ortaya çıkmakta ve bu hacim artışı çevredeki taneciklerde stres oluşturarak mikroçatlağa yol açmaktadır. Mikroçatlakların arasına penetre olan su materyalin içine doğru yol alarak, yüzey bozunma sürecini hızlandırmakta ve faz dönüşümü ilerlemektedir (Şekil 2.5.). Başlangıç faz dönüşümü tanecik boyutunun büyük olması, itriyum içeriğinin düşük olması, rezidüel stres veya kübik faz varlığından kaynaklanabilmektedir. Faz dönüşümünden etkilenen bölgenin büyüklüğü ise porözite, rezidüel stres ve tanecik boyutundan etkilenebilir (Chevalier, 2006).



Şekil 2.5. Zirkonyanın düşük ısı bozunmasının şematik görünümü (Chevalier, 2006)

2.1.3.1.4.2.2. Zirkonya Destekli Restorasyonların Üretim Teknikleri

Zirkonya destekli restorasyonlar 2 farklı yöntemle üretilebilmektedir:

- Kopya-Freze Tekniği
- CAD-CAM Sistemi (Computer Aided Design-Computer Aided Manufacturing, Bilgisayar Destekli Tasarım-Bilgisayar Destekli Üretim)

Kopya-Freze Tekniği

Kopya-freze tekniği teknolojisi, ilk olarak Celay sistemi ile başlamıştır. Bu sistemde restorasyon, hazırlanmış olan mum/rezin modelin okuyucu uç tarafından okunması ve mekanik bir freze sistemi ile kazınması esasına dayanır. Mum/rezin model, direkt olarak prepare edilen diş üzerinde veya indirekt olarak alınan ölçüden elde edilir. Zirkonzahn, Ceramill sistemleri de Celay sistemi gibi kopya-freze tekniğini kullanan sistemlerdir (Groten ve diğerleri, 1997).

CAD-CAM Sistemi

CAD-CAM sistemi tarayıcı (*scanner*), tasarım yazılımı (*software*) ve bilgisayar destekli freze cihazı (*processing device*) olmak üzere 3 fonksiyonel komponentten oluşmaktadır:

Tarayıcı, preparasyon alanını, komşu bölgeler ve karşıt çenedeki yapıları 3 boyutlu olarak tarayan, bilgi toplayan ve topladığı bilgileri dijital alana transfer edip sanal görüntülerin oluşmasına yardımcı olan cihazdır. 2 farklı tarayıcı tipi mevcuttur; optik tip ile triangulasyon prosedürü olarak isimlendirilen yapıların 3 boyutlu görüntülerinin elde edilir mekanik tip ile ana modelin küre ya da pin aracılığı ile mekanik olarak 3 boyutlu ölçümü yapılır (Alghazzawi, 2016).

Kullanılan sisteme göre 2 tip intraoral tarama seçeneği vardır. (1) işlem öncesi mevcut anatomik yapıların taranarak final restorasyon için kontur ve oklüzal düzlem bilgilerinin kaydedilmesi, (2) işlem sonrası preparasyon bölgesinin taranarak final restorasyonun CAD-CAM sistemi bünyesindeki varolan anatomik bilgileri ile üretilmesi şeklinde gerçekleşmektedir (Alghazzawi, 2016).

Tasarım yazılımı (CAD), tarayıcı ile elde edilen bilgilerin bilgisayar ortamında 3 boyutlu olarak tasarlanmasına ve freze sisteminin işleyiş parametlerinin kontrolüne olanak veren programdır (Alghazzawi, 2016).

Freze cihazı (CAM), bilgisayar yazılımında tasarlanan restorasyonun, bloklar/restoratif materyallerin freze edilmesi ile üretilmesini sağlar. Kazıma işlemi kuru veya ıslak olmak üzere 2 farklı şekilde yapılabilmektedir (Alghazzawi, 2016).

CAD-CAM sistemi, üretim alanlarına göre laboratuvar ve hasta başında (*chair-side*) kullanılan sistemler olmak üzere 2'ye ayrılır. Dental laboratuvarında kullanılan sistemler kendi içerisinde de 2 farklı şekilde olabilmektedir; CAD-CAM komponentlerinin tümüne sahip olan ve konvansiyonel ölçü yöntemleri ile elde edilen ölçülerin dental laboratuvara gönderilip, restorasyonun laboratuvarında tasarımının ve üretiminin yapıldığı sistemler (Amann Girbach, 3M ESPE, Sirona Dental Systems, Zirkon Zahn, Planmeca, Kavo Dental, Dentsply Prosthetics) veya laboratuvarın sadece tarayıcı ünitesine sahip olduğu ve elde edilen verilerin internet aracılığı ile üretici firmaya gönderilip üretici firmanın tasarımı ve üretimini yaptığı sistemlerdir (DWX-50, Roland DGA Corporation; inLab MC X5, Sirona; M5, Zirkonzahn, Tizian Cut 5 Smart, Ceramill Motion 2, Amann Girbach) (Alghazzawi, 2016).

Hasta başında kullanılan sistemler de laboratuvar sistemleri gibi 2 farklı alt gruba ayrılmaktadır: kendi tarayıcısı ve freze cihazı olan sistemler (Sirona, Planmeca) veya sadece tarayıcıya sahip olan ve verileri internet aracılığı ile üretici firmaya gönderen ve tasarım ünitesi olmayan sistemler (True Definition Scanner, 3M ESPE; iTero, Align Technology, Inc; Trios, 3Shape; Apollo DI, Sirona; CS 3500, Carestream Dental LLC) (Alghazzawi, 2016).

CAD-CAM sistemi ile zirkonya destekli restorasyonlar 2 farklı şekilde üretilmektedirler; (1) Konvansiyonel seramik materyali ile *venerlenecek* olan zirkonya alt yapıların üretimi ve (2) monolitik zirkonya restorasyonların üretimi. Aynı zamanda, CAD-CAM tekniği ile zirkonya restorasyonların üretiminde 2 farklı tipte blok kullanılmaktadır; tam sinterlenmiş ve yarı sinterlenmiş zirkonya bloklar.

CAM cihazında freze işlemi tamamlandıktan sonra yüksek sıcaklıklarda sinterlenen yarı sinterlenmiş (ön sinterleme yapılmış) zirkonya bloklar günümüzde daha popüler olmuştur ve birçok üretici firma tarafından tavsiye edilmektedir. Bu blokların üretiminde soğuk izostatik presleme (*cold isostatic pressing*) yöntemi kullanılmaktadır. Y-TZP tozlarının preslenebilmeleri için yapılarına bir bağlayıcı eklenmekte ve bu bağlayıcı ön sinterleme aşamasında elimine edilmektedir. Uygulanan ısı, sertlik ve işlenebilirlik açısından büyük önem taşımakta ve blokların hızlı bir şekilde ısıtılması halinde çatlak oluşumuna neden olunabilmektedir. Bu yüzden, yavaş ısıtma tercih edilmektedir (Denry ve Kelly, 2008).

Day model veya mum modelajı hazırlanan restorasyon, CAD-CAM sisteminin tarayıcısı tarafından taranmakta ve sinterleme işlemi sırasında oluşabilecek büzülme için bilgisayar yazılımı ile olması

gerekenden daha büyük boyutlarda tasarlanmaktadır. Daha sonra yarı sinterlenmiş blok, hazırlanan tasarıma uygun biçimde frezelenerek alt yapı oluşturulmakta, ardından yüksek derecelerde özel olarak programlanmış fırında sinterlenmektedir. Sinterleme sıcaklığı ve süresi, kullanılan ürüne göre değişkenlik gösterebilmekte; işlem ortalama 8 saat sürmekte ve sıcaklık 1350°C'den 1550°C'ye ulaşabilmektedir. Sinterleme işleminden sonra oluşan rezidüel stresleri minimuma indirmek için, restorasyon 200°C'nin altındaki sıcaklıklara soğutulmaktadır (Denry ve Kelly, 2008).

Cercon Smart Zirconia (Dentsply International), Lava (3M ESPE), Procera AllZircon (Nobel Biocare), In-Ceram YZ (Vident), IPS e.max ZirCAD (Ivoclar Vivadent) ve Everest ZS (Kavo) piyasada bulunan ve GC Initial Zirconia yaygın olarak kullanılan yarı sinterlenmiş bloklardır.

Özel olarak tasarlanmış cihazlarda frezelenen tam sinterlenmiş bloklar, yarı sinterlenmiş bloklardan farklı olarak, yüksek sertliğe sahip olmakta dolayısı ile şekillendirilmeleri de zorlaşmaktadır. Bu özellikleri, mekanik özelliklerini negatif yönde etkileyebilmektedir (Denry ve Kelly, 2008). Ancak, sinterleme sonrası herhangi bir büzülme göstermediklerinden yarı sinterlenmiş bloklara oranla daha avantajlıdır (Manicone ve diğerleri, 2007). Tam sinterlenmiş Y-TZP bloklar, frezeleme işlemi öncesinde 1550°C'nin altında sinterlenerek, %95 yoğunluğa ulaşmaktadırlar. Daha sonra 1400-1500°C'de ve yüksek basınç altında yarı sinterlenmiş bloklardan farklı olarak sıcak izostatik presleme (*hot isostatic pressing*) işlemine tabi tutulmaktadırlar. Böylece %99 oranında yoğunluğa ulaşmaları sağlanmaktadır (Denry ve Kelly, 2008).

DC Zircon (DCS Dental AG), Denzir (Cadesthetics AB), Digizon (Digident GmbH) ve Everest ZH (Kavo) piyasada bulunan tam sinterlenmiş bloklardır.

Dijital olarak üretimi tamamlanmış olan alt yapı, opak yapısından dolayı, estetik bir görünümün elde edilmesi amacı ile daha sonra manuel olarak dental teknisyen tarafından laboratuvarında konvansiyonel veneer seramiği (feldspatik) ile kaplanmakta ve çeşitli fırınlama işlemlerinden sonra final restorasyon tamamlanmaktadır (Miyazaki ve diğerleri, 2013). Ancak alt yapı ve veneer seramiklerinin sahip oldukları farklı termal genleşme katsayıları, fırınlama ve sonrasında soğutma işlemleri sonucunda istenmeyen ısısal değişikliklerin meydana gelmesi, zirkonya alt yapı-veneer seramiği arasında istenmeyen makaslama kuvvetlerinin oluşması ve çeşitli veneerleme tekniklerinden dolayı, veneer materyalinin alt yapıdan kırılarak ayrılması (*chipping* ve *delaminasyon*) görülebilmektedir (Aboushelib ve diğerleri, 2005; Komine ve diğerleri, 2010; Komine ve diğerleri, 2012; Raigrodski ve diğerleri, 2012a; Raigrodski ve diğerleri, 2012b; Tan ve diğerleri, 2012).

Zirkonya alt yapı ile veneer seramiği arasındaki bağlantıda oluşan başarısızlıkları önlemek amacıyla çeşitli teknikler geliştirmiştir:

- CAD-CAM ile üretilmiş yüksek dirençli veneer seramiğinin zirkonya alt yapı üzerine sinterlenmesi (Beuer ve diğerleri, 2009).
- Veneer seramiğin basınç (*press-on*) tekniği ile üretilmesi (Aboushelib ve diğerleri, 2006).
- *Press-on* tekniği ile üretilmiş veneer seramiğinin üzerine tabakalama tekniği ile veneer seramiği uygulanması (Çift veneerleme tekniği – *Double veenering technique*) (Aboushelib ve diğerleri, 2008).

Son zamanlarda, zirkonya-veneer başarısızlığını önlemek için yukarıda bahsi geçen yöntemlere alternatif olarak monolitik zirkonya restorasyonlar

kullanıma girmiştir (Marchack ve diğerleri, 2011; Schley ve diğerleri, 2010). Monolitik terimi, 'tek materyalden, tam kontur şeklinde üretilmiş' anlamına gelmektedir. Son yıllara kadar monolitik kronlar, genellikle estetik olarak üstün ancak mekanik olarak zayıf materyallerden oluşturulmakta ve anterior bölgede kullanılmaktaydı. Camsı seramikler, lösit ve lityum disilikat dolduruculu seramikler ve hibrit seramikler monolitik kron yapımında yaygın olarak kullanılmaktadır. Ancak zirkonyanın diğer tam seramik sistemlere göre düşük translusensisi konvansiyonel zirkonyanın monolitik kron yapımında kullanımını estetik açıdan sınırlamaktadır (Griffin, 2013; Mitov ve diğerleri, 2016) bu nedenle, zirkonyanın mikroyapısında birtakım modifikasyonlar yapılarak konvansiyonel zirkonyaya göre translusensi özellikleri geliştirilmiştir (da Silva ve diğerleri, 2017). Alümina içeriğinin azaltılması, yoğunluğun artırılması, tanecik boyutunun küçültülmesi, yapısına kübik zirkonya eklenmesi, içeriğindeki yabancı maddelerin ve yapısal defektlerin azaltılması yapılan modifikasyonlardan bazılarıdır (Zhang, 2014). Kristal taneciğin boyutu, polikristalin seramiklerin translusensilerinin düzenlenmesinde en etkili olan mikroyapısal özelliktir. Önceki yıllarda yüksek translusensiye sahip seramik materyallerin geliştirilmesi amacıyla sinterleme sırasında tanecik boyutlarının büyütülmesi yöntemi uygulanmaktaydı (Cheng ve diğerleri, 2002). Daha büyük tanecikler daha az tanecik sınırı olmasına yol açarak ışığın dağılmasını azaltmaktadır. Ancak zirkonya seramiklerde, daha büyük tanecik boyutu seramiğin mekanik özellikleri açısından zararlı olmakla birlikte tetragonal fazın stabilitesini de olumsuz etkilemektedir. Bu nedenle, zirkonyanın translusensinin artırılması amacıyla tanecik boyutunun büyütülmesi uygun değildir (da Silva ve diğerleri, 2017). Daha translusent zirkonya elde etmek için uygulanan başka bir

yaklaşım tanecik boyutunu ciddi oranda düşürmektir. Ancak tanecik boyutunun “çift kırılma fenomeninin” azaltılmasıyla sonuçlanacak kritik değere ulaşana dek küçültülmesi gereklidir. Zirkonyada çift kırılma, mikroyapısındaki kristalografik oryantasyona bağlı olarak ortaya çıkar. Farklı refraktif indekslere sahip bir kristal olan tetragonal kristal fazın fazla miktarda olmasından dolayı çift kırılma meydana gelir. Refraktif indekslerdeki varyasyonlara bağlı izotropik olmayan davranış belirgin bir ışık dağılımına neden olur. Bu dağılım etkisinin üstesinden gelmek için geliştirilen bir diğer yol ise kübik zirkonya kullanımıdır. Kübik zirkonya optik izotropik davranış sağlayarak translusensiyi artırır (da Silva ve diğerleri, 2017).

Her ne kadar yeni zirkonya materyalleri daha yüksek translusensiye sahip olsa da; restorasyonun final estetiği halen beyazımsı opak renk nedeni ile sınırlıdır. Bu nedenle, zirkonya materyalinin renk özelliklerinin geliştirilmesi üzerine çalışmalar devam etmektedir. Transludent zirkonya materyaline renklendirici pigmentlerin eklenmesinin materyalin bükülme direnci ve translusensini etkilemediği belirtilmiş olmakla beraber; bu bulgular, spesifik renklendirme metotları ile sınırlıdır ve genel bir yargıya varılamaz (Kim ve Kim, 2014; Sedda ve diğerleri, 2015). Zirkonyanın sinterleme öncesi aşamada renklendirici solüsyona daldırılması en çok kullanılan renklendirme yöntemlerinden biridir. Ancak bu yöntemin dezavantajı, renk pigmentlerinin belirli bir derinliğe kadar ulaşabilmesi sonucunda homojen olmayan bir renkle sonuçlanabilmesidir (Rinke ve Fischer, 2013). Diğer bir renklendirme yöntemi ise renklendirilmiş zirkonya blokların kullanılmasıdır. Bu bloklar daha homojen bir renklenme sağlar (Kim ve Kim, 2016). Bunun yanında mine ve dentinin optik özelliklerini taklit eden çeşitli translusensilere sahip polikromatik CAD-CAM

blokları da mevcuttur. Ayrıca, eksternal boyama ile yüzey karakterizasyonları yapılarak da renk uyumu sağlanmaya çalışılmaktadır (Rinke ve Fischer, 2013).

Monolitik restorasyonların popülaritesinin gün geçtikçe artmasına ve zirkonya materyalinin estetik özelliklerinin geliştirilmesine rağmen, zirkonya alt yapıların veneer seramiği ile kaplanması yöntemi ile üretilen restorasyonlar halen geçerliliğini korumaktadır. Bu nedenle, zirkonya-veneer seramiği bağlantısını arttırmak amacıyla zirkonyaya birtakım yüzey işlemleri uygulanmaktadır.

2.2. Zirkonya Alt Yapı ile Veneer Seramiği Arasındaki Bağlantı Direncini Artırmaya Yönelik Uygulanan Yüzey İşlemleri

Zirkonya-veneer seramiği arasında optimum mikromekanik adezyonu sağlamak ve klinik olarak uzun dönemde başarı elde edebilmek oldukça zordur ve bu adezyonu artırmaya yönelik çeşitli mekanik ve kimyasal yüzey işlemleri uygulanmaktadır. Bu işlemler, zirkonya alt yapıya, porselen ile kaplanmadan önce uygulanmakta ve yüzeye ekleme veya yüzeyden eksiltme yoluyla yapılmaktadır. Ancak günümüzde uygulanan yüzey işlemlerinin hangisinin daha etkili olduğu yönündeki tartışmalar halen devam etmektedir (Elsaka, 2013; Song ve diğerleri, 2013).

Alüminyum oksit ile kumlama, lazer ile pürüzlendirme, döner aletler ile pürüzlendirme, asit ile pürüzlendirme, plazma sprej uygulaması, ısı uygulaması, tribokimyasal silika kaplama ve liner materyali uygulanması gibi çeşitli yüzey işlemleri uygulanmaktadır (Casucci ve diğerleri, 2011; Çağlar ve Yanıkoğlu, 2016; Derand ve diğerleri, 2005; Ebeid ve diğerleri, 2017; Ghasemi ve diğerleri, 2014; Lorente ve diğerleri, 2010; Lundberg ve diğerleri, 2017; Çakır-

Ömür ve diğerleri, 2017; Passos ve diğerleri, 2015; Pereira ve diğerleri, 2014; Song ve diğerleri, 2013; Subaşı ve diğerleri, 2014; Yoon ve diğerleri, 2014).

2.2.1. Kumlama

Alüminyum oksit (Al_2O_3) partikülleri ile kumlama yöntemi diş hekimliğinde en fazla kullanılan yüzey işlemi olarak bilinir. Bu yöntem ile hem yumuşak ve kontamine tabakalar uzaklaştırılır hem de mikromekanik bağlantı için gerekli olan pürüzlü yüzeyler elde edilir. Yüzey pürüzlülüğünün artırılması ile birlikte yüzey enerjisi ile ıslatılabilirlik artmakta ve yüzey gerilimi azaltmaktadır (Blatz ve diğerleri, 2003; Hallmann ve diğerleri, 2012a). Mikroretansiyon kilitlenme alanları yaratmak için en çok kullanılan yöntem 30-250 μm boyutlarındaki Al_2O_3 tanecikleriyle kumlama. Taneciklerin yüzeye hızla çarpması sonucunda bazı elementlerin yüzeyden uzaklaşması, bazılarının ise yüzeyde birikimi ile karmaşık reaksiyonlar meydana gelmekte ve yüzey enerjisi aktive olmaktadır (Turp ve diğerleri, 2013). Yüzey enerjisi, alüminyum oksit partiküllerinin zirkonya materyali ile birleşimi sonucunda t-m martensitik transformasyonunun indüklenmesi ile oluşturulmaktadır (Chevalier ve diğerleri, 2009; Schelling ve diğerleri, 2001). Bu durum, materyal yapısında hacim artışına neden olmakta, dolayısı ile olası çatlakların ilerlemesini engellemektedir (Eğilmez ve diğerleri, 2014). Kumlama işlemi ile meydana gelen martensitik transformasyonun, bazı araştırmacılar tarafından materyalin ömrünü uzattığı (Aboushelib ve Wang, 2010; Curtis ve diğerleri, 2006; Karakoca ve Yılmaz, 2009; Wang ve diğerleri, 2008), bazıları tarafından da azalttığı düşünülmektedir (Schubert ve Frey, 2005; Shimizu ve diğerleri, 1993).

Kumlama işlemi, hem laboratuvar da hem de hasta başında uygulanabilen bir yöntem olup tek başına veya diğer yöntemler ile kombine olarak

kullanılabilmektedir. Olumlu özelliklerinin yanında kumlama işleminin zirkonya seramiklerin yüzeyinde çatlak ve kırıklara neden olduğu, aynı zamanda monoklinik faz içeriğini artırarak materyalin mekanik direncini azalttığı rapor edilmiştir (Guazzato ve diğerleri, 2005; Monaco ve diğerleri, 2013; Uo ve diğerleri, 2006; Zhang ve diğerleri, 2004). Bu nedenle kumlama işleminin düşük basınç altında yapılması (0.2 MPa) veya hiç kumlama yapılmaması önerilmektedir (Asar ve Çakırbay, 2013; Hallmann ve diğerleri, 2012b). Düşük basınç ile uygulanan kumlama işlemi sonucunda materyalin yüzeyinde daha kısıtlı bir alanda stres oluşmakta ve daha az zarar oluşmaktadır (Yoon ve diğerleri, 2014). Diğer bir yandan, bazı araştırmacılar, kumlama işleminden sonra ısıtma işleminin uygulanmasının, t-m transformasyonunu geriye döndürdüğü, böylece oluşturulan stresi uzaklaştırarak olası zararı önlediğini rapor etmişlerdir (Kırmalı ve diğerleri, 2013; Liu ve diğerleri, 2013).

Al_2O_3 partikülleriyle kumlama işleminde partiküllerin boyutu, işlem sırasında uygulanan basınç, seramik yüzeyine olan mesafe, kumlama süresi ve kumlama açısı dikkat edilmesi gereken parametrelerdendir (Mattiello ve diğerleri, 2013).

2.2.2. Lazer ile Pürüzlendirme

Lazer, '*Light Amplification by Stimulated Emission of Radiation*' kelimelerinin baş harflerinden oluşan ve 'ışığın uyarılarak güçlendirilmesi' veya 'hızlandırılmış ve yoğunlaştırılmış yüksek enerji taşıyan ışık demeti' anlamına gelmektedir. Lazer teorisi, Albert Einstein'ın, 1900'lü yıllarda fotonlar ve uyarılmış emisyon ile ilgili ortaya attığı fiziksel prensibe dayanmaktadır (Coluzzi, 2000). İlk lazer cihazı, 1960 yılında Theodore H. Maiman tarafından sentetik bir yakut çubuk kullanılması ile geliştirilmiştir (Büyükakyüz ve Tunalı, 1998).

Teknik dallarda ve tıp alanında günümüzde kullanımı oldukça yaygınlaşan lazerler, Amerika Birleşik Devletleri'nde FDA (*Food and Drug Administration*) tarafından onaylanarak diş hekimliği pratiğinde yerini almıştır (Kimura ve diğerleri, 2000). Diş hekimliğinde giderek popüleritesi artan lazerler, ilk kez 1995 yılında uygulanmaya başlanmıştır. Kullanılan dalga boyları 193-106000 nm arasında değişkenlik göstermektedir (Sulewski, 2000). Lazerlerin, sert ve yumuşak doku lezyonlarının tedavisi, pürüzlendirme uygulamaları, kavite preparasyonu, kök kanal preparasyonu ve dezenfeksiyonu, beyazlatma tedavileri ve hipersensitivite tedavileri gibi oldukça geniş kullanım alanları vardır (Tablo 2.4.) (Çelik ve Gökay, 2005; Üşümez ve diğerleri, 2000).

Lazer ışığı, monokromatik (tek renkli; dalga boyundaki tüm fotonların aynı enerji seviyesinde olması), kolime (doğrusal; fotonların aynı yönde hareket etmesi, herhangi bir sapma veya yayılma göstermemesi) ve koherans (eş fazlı; ışığı oluşturan fotonların aynı fazda olması ve birbiri ile uyumlu hareketler yapması) özellikleri sayesinde diğer ışıklardan ayrılır. Monokromatik özelliği ile sadece hedeflenen dokularda etki gösterirken, çevre dokulara en az seviyede zarar vermektedir. Bu duruma lazerin doku seçiciliği özelliği denmektedir (Asar ve Çakırbay, 2013).

Etkilerini, ışık enerjisinin ısı enerjisine dönüştürülmesi ile gösterirler. Lazer ve madde arasındaki en önemli etkileşim, lazer enerjisinin emilmesidir. Emilim (absorbsiyon), enerjinin hedeflenen yüzey tarafından absorbe edilmesidir. Absorbsiyonu; uygulanan yüzeyin kalınlığı, pigmentasyonu, yoğunluğu, içerdiği su ve mineral miktarı, aynı zamanda ışığın geliş açısı ve süresi büyük oranda etkilemektedir (Çağlar ve Yanıkoğlu, 2016; Dederich, 1993; Uludamar ve diğerleri, 2011; van As, 2004).

Lazer ışığı, operasyon alanına 2 şekilde uygulanabilmektedir; (1) sürekli iletim (*continuous mode*) olarak tanımlanan ve ışığın aralıksız olarak gönderilmesi şeklinde, (2) serbest atımlı iletim (*free-running pulse mode*) olarak tanımlanan ve ışığın aralıklı olarak, daha açık bir şekilde, cihazın aktif hale geçirildikten sonra tekrar pasif hale geçirilmesi ile uygulanabilmektedir (Coluzzi, 2000; Dederich ve Bushick, 2004).

2.2.2.1. Lazer Uygulama Parametreleri

Dalga Boyu: Lazer enerjisinin meydana getirdiği etkinin değerlendirilmesindeki en önemli parametredir. Elektromanyetik veya ışık dalgasının birbirine komşu pik yaptığı noktalar arasındaki mesafe olarak bilinir (Dederich, 1993). Lazer seçiminde dikkat edilmesi gereken en önemli nokta, lazer uygulanacak yüzeyin hangi dalga boyunu en iyi absorbe ettiğidir (Miserendino ve diğerleri, 1995).

Pulsasyon Süresi: Lazer enerjisinin uygulama süresi olarak bilinir ve milisaniye olarak tanımlanır (Miserendino ve diğerleri, 1995).

Pulsasyon Sıklığı/Frekans: Saniyede atılan lazer puls (atım) enerjisi ya da sıklığı olarak bilinir ve Hertz (Hz) birimi ile tanımlanır (Dederich, 1993).

Güç: Her atımın sahip olduğu güç olarak bilinir ve Watt (W) olarak tanımlanır. Matematiksel olarak P (*power*) = lazer enerjisi x atım sıklığı olarak hesaplanmaktadır.

Dalga Formu: Zamana bağlı olarak çıkan lazer gücünü ifade eder. Sürekli (devamlı), parçalı (aralıklı, kesintili) ve pulsasyonlu olmak üzere 3 şekilde olabilir. Sürekli formunda, lazer kesintisiz bir şekilde uygulanırken, parçalı formda ise lazer ışık süresi ayarlanabilmektedir. Pulsasyonlu formda ise, atımlar şeklinde lazer ışığı uygulanmaktadır (Dederich, 1993).

Tablo 2.4. Diş hekimliğinde kullanılan lazer tipleri, dalga boyları ve kullanım alanları (Uyar, 2009)

Lazer Tipi	Dalga Boyu (nm)	Kullanım Alanı
ArF(Argon Florür) Excimer Lazer	193 nm	• Çürük Temizliği • Sert Doku Uygulamaları • Endodonti
KrF Excimer Lazer	248 nm	
XeCl (Xenon Klorür) Excimer Lazer	308 nm	
Frequency Doubled Alexandrite Lazer	377 nm	• Diş Taşı Temizliği
Argon İyon Lazer	488 nm	• Yumuşak Doku • Kompozit Polimerizasyonu • Beyazlatma • Hipersensitivite Tedavisi
Diyot (Düşük seviye) Lazer	600-908 nm	• Biyostimülasyon
Altın Buharı Lazer	628 nm	
Argon Pumped Dye Lazer	630 nm	
Copper Vapor Pumped Dye Lazer	630 nm	
Helyum-Neon Lazer	632 nm	
Ruby Lazer	694,3 nm	-
Diyot (GaAlAs: Galyum- Alüminyum-Arsenid,	800-830 nm 904-950 nm	

GaAs: Galyum-Arsenid) Lazer		• Yumuşak Doku İşlemleri (Periodontal ve endodontik uygulamalar) • Analjezi • Beyazlatma • Çürük Ablasyonu
Nd:YLF (Neodimyum:İtrium-Lantanum-Florür) Lazer	1053 nm	
Nd:YAG (Neodimyum:İtrium-Alüminyum-Garnet) Lazer	1064 nm	
Nd:YAP (Neodimyum:İtrium-Alüminyum-Perovskit) Lazer	1340 nm	
Ho:YAG (Holmiyum:İtrium-Alüminyum-Garnet) Lazer	2120 nm	
Er, Cr:YSGG (Erbiyum, Krom:İtrium-Skandiyum-Galyum-Garnet) Lazer	2780 nm	• Sert Doku Uygulamaları • Sınırlı Yumuşak Doku Uygulamaları
Er:YAG (Erbiyum:İtrium-Alüminyum-Garnet) Lazer	2940 nm	
CO ₂ (Karbon Dioksit)	9300, 9600, 10600 nm	• Sert ve Yumuşak Doku Uygulamaları

Son yıllarda CO₂, Nd:YAG, Er:YAG, ve Er,Cr:YSGG lazerler yüzey işlemlerinde kullanılmaktadır. Lazerlerin çıkış gücü, enerji yoğunluğu, atım süresi, atım sıklığı ve atım uzunluğu gibi enerji ayarları etkinliklerinde rol oynayan önemli parametrelerdir. Bu lazerlerin uygulanması birçok araştırmada (Akın ve diğerleri, 2011; Akyl ve diğerleri, 2010; Arami ve diğerleri, 2014; Cavalcanti ve diğerleri, 2009; Demir ve diğerleri, 2012; Erdem ve diğerleri, 2014; Ersu ve diğerleri, 2009; Ghasemi ve diğerleri, 2014; Kasraei ve diğerleri, 2014; Kırmalı ve diğerleri, 2014; Kırmalı ve diğerleri, 2015; Liu ve diğerleri, 2013; Murthy ve diğerleri, 2014; Noda ve diğerleri, 2010; Turp ve diğerleri, 2014; Ural ve diğerleri, 2010; Ural ve diğerleri, 2012; Üşümez ve diğerleri, 2013; Zanjani ve diğerleri, 2014) değerlendirilmiş olmakla birlikte, literatürde lazerle pürüzlendirmenin zirkonya üzerindeki etkinliği konusunda bir fikir birliği bulunmamaktadır.

CO₂ lazerin emisyon dalga boyu seramikler tarafından absorbe edilebildiği için, seramik yüzey işlemlerinde kullanılmasının uygun olduğu bildirilmiştir. CO₂ lazerin uygulanması sırasında oluşan ısının yüzeyde konkoidal yırtıklar oluşturduğu ve bu alanların da mikromekanik bir bağlantı sağladığı düşünülmektedir (Ersu ve diğerleri, 2009).

Nd:YAG lazerler, uygulandıkları zirkonya yüzeyinde siyahlaşmaya ve kırık oluşumlarına neden olmaktadır. Siyahlaşma, uygulanan yüzeydeki oksijen miktarının azalması sonucunda, kırıklar ise, eriyen yüzeyin daha sonra sertleşmesi ile meydana gelmektedir (Noda ve diğerleri, 2010).

Erbium lazerler, mikro-patlamalar ve buharlaşmadan oluşan 'ablasyon' adı verilen bir mekanizmayla, uygulandıkları yüzeyden partikül uzaklaştırırlar. Çalışma prensipleri; enerjinin hedef dokudaki su molekülleri tarafından emilmesi

ve ani ısınma ile buharlaşmanın meydana gelmesidir. Yüksek buhar basıncı ile birlikte hacim genişmesi meydana gelmekte ve yüzeyde mikropatlamalar oluşarak mikromekanik retansiyona katkıda bulunabilecek kraterler ortaya çıkmaktadır (Kırmalı ve diğerleri, 2015; Uludamar ve diğerleri, 2011). Er:YAG ve Er,Cr:YSGG lazerlerin temel özellikleri ve dalga boyları birbirlerine yakındır (Er:YAG-2.94nm, Er,Cr:YSGG-2.78nm) ve bu nedenle uygulandıkları doku veya yüzeyde benzer etki gösterdikleri ileri sürülmektedir (Hossain ve diğerleri, 1999). Er:YAG lazerde yaklaşık 600°C'de, Er,Cr:YSGG lazerde ise yaklaşık 800°C'de ablasyon tepkimesi meydana gelmektedir (Harashima ve diğerleri, 2005).

Zirkonya yüzeyine lazer uygulaması ile ilgili en güncel yayınlar Er,Cr:YSGG lazer ile ilgilidir (Ghasemi ve diğerleri, 2014; Kırmalı ve diğerleri, 2015; Zanjani ve diğerleri, 2014). Er,Cr:YSGG lazer, 1990 yılında geliştirilmiş olup (Eduardo ve diğerleri, 2012), fotoakustik lazer olarak da tanımlanmaktadır. İlk olarak diş çürüklerini uzaklaştırmada ve mine-dentin morfolojik yapısında meydana gelen değişiklikleri değerlendirmede herhangi bir yan etki oluşturmadan kullanılmıştır (Harashima ve diğerleri, 2005; Üşümez ve Aykent, 2003). Hava/su soğutması altında kullanıldığında, mine, dentin, sement ve kemik dokusunda herhangi bir kırık veya erimeye neden olmadan etkili ve temiz bir biçimde kesme yapabildiği bildirilmiştir (Üşümez ve Aykent, 2003). Su moleküllerine yüksek affinitesi olan Er,Cr:YSGG lazer, uygulandıkları yüzeyde lazer enerjisi ile su partiküllerini elektromanyetik enerji ile atomize ederek birleştirmekte ve yüzey pürüzlendirme yöntemi olarak kullanıldığında, zirkonya yüzeyindeki su molekülleri ile tepkimeye girerek, ablasyon mekanizması ile yüzeyde mikro-patlamalar yaratarak mikro-retansiyon alanları oluşturmaktadır. Oluşturduğu bu etkiden dolayı da hidrokinetik sistem olarak da

adlandırılmaktadır (Eduardo ve diğ erleri, 2012; Eversole ve diğ erleri, 1997; Rizo u ve diğ erleri, 1996).

2.2.3. Döner Aletler ile Pürüzlendirme

Zirkonya seramiklerin yüzey pürüzlendirilmesinde yüksek devirli kesici aletlerden de yararlanılabilir. P r zlendirmede kalın grenli elmas frezler, silisyum karbid veya Al_2O_3 aşındırıcı içeren zımparalar ve disk şeklindeki aletler kullanılabilir. Elmas frezlerle yapılan p r zlendirmede yüzey a ındırması yapılarak diğ er yöntemlere oranla daha pürüzlü yüzeyler oluşturulur. Döner aletlerle yapılan yüzey işleminin en büyük avantajı, ağız ortamında kolayca uygulanabilmesidir. Ancak kumlama yönteminde olduğu gibi döner aletlerle yapılan bu işlem sonucunda meydana gelen stres ile seramik yüzeyinde çatlaklar olu abilmekte ve restorasyonun yapısında zayıflama da meydana gelebilmektedir (Asar ve  akırbay, 2013; Curtis ve diğ erleri, 2006). Kullanılan enstrümanların sahip oldukları gren büyüklüğü ve bu aletlerin kullanıldığı hız da bu uygulamada gözönünde bulundurulması gereken parametrelerdendir. Kullanılan enstrümanların gren büyüklüğü ile meydana getirdikleri mekanik harabiyet doğrudan ilişkilidir (Pereira ve diğ erleri, 2014). İnce grenli bir frez yardımı ile pürüzlendirme işlemi zirkonyanın dönüşüm sertleşmesi mekanizmasının aktive olarak yüzey sertliğinin artmasını ve çatlak oluşumunun engellenmesini sağlamaktadır (Albakry ve diğ erleri, 2004). Ancak, daha kalın frezler (150 m) kullanılması yüzey p r zl l ğ  n  artırmakla birlikte zirkonyanın bükülme direncini azalttığı belirtilmiştir (Kosmac ve diğ erleri, 2000).

2.2.4. Silan Uygulaması

Silisyum atomlarını içeren silanlar, seramik yüzeyinde bulunan silikanın hidroksil iyonlarıyla siloksan ağı yaratan ve aynı zamanda adeziv rezinin matriksi ile kopolimerize olan çift fonksiyonlu hibrit inorganik-organik moleküllerdir. Ayrıca silanlar materyalin yüzey gerilimini düşürerek ıslanabilirliğini ve yüzey enerjisini arttırmaları (Matinlinna ve diğerleri, 2004). Böylece hidrofobik bir matriks olan adeziv rezin hidrofilik bir yüzey olan seramiğe bağlanabilir (Matinlinna ve diğerleri, 2006). Birçok farklı tipte silan bağlanma ajanının (3-metakriloksipropiltrimetoksilan, 3-akriloksipropiltrimetoksilan, 3-izosiyanatopropiltri-etoksilan) etkinliği değerlendirilmiş ancak zirkonya seramiklerde silika miktarı az olduğu için hiçbir istenen bağlanma direncini gösterememiştir (Barghi, 2000; Derand ve diğerleri, 2005; Frankenberger ve diğerleri, 2000; Kern ve Wegner, 1998; Tsuo ve diğerleri, 2006). Bu nedenle zirkonya seramiklerde silanlar genellikle silika kaplama yöntemleri ile birlikte uygulanırlar.

2.2.5. Silika Kaplama Yöntemleri

Bu yöntemler pirokimyasal ve tribokimyasal silika kaplama yöntemleri olarak 2 başlık altında incelenebilir.

2.2.5.1. Pirokimyasal Silika Kaplama

Bu yöntemde tetraetoksilan (TEOS) içeren yüzey kaplama solüsyonunun özel bir alevden geçirilmesiyle yaklaşık 0.1-1.0 µm kalınlığında silika tabakası yüzeyi kaplar. Çeşitli pirokimyasal silika kaplama sistemleri mevcuttur. Silicoater™ Classic, Silicoater™ MD, Siloc™ ve PyrosilPen-Technology bu sistemlerden bazılarıdır (Janda ve diğerleri, 2003). Silicoater, atmosferik oksijen

ile yakılan bütan gazı kullanarak metal veya seramiklere ısı uygulanmasını sağlayan bir laboratuvar cihazıdır. Ayrıca TEOS içeren bir haznesi de mevcuttur. Cihazın yakılması ile birlikte silan alevin içine dekompoze olur ve uygulanan yüzeyde silika tabakası oluşturur. Bu tabaka oldukça ince ve camsı yapıdadır ve silan ile kimyasal bir bağlantı oluşturabilir. Fakat bu yöntemin oldukça karmaşık, pahalı ve uygulanmasının zor olması ve ayrıca hasta başında uygulanamaması gibi dezavantajları vardır. Silicoater teknolojisinin bu negatif özelliklerinden dolayı Silicoater ile aynı çalışma prensibine sahip ancak uygulanması daha kolay ve ekonomik olan PyrosilPen ve Silano-Pen sistemleri piyasaya sunulmuştur (Janda ve diğerleri, 2003; Özcan ve diğerleri, 2008).

2.2.5.2. Tribokimyasal Silika Kaplama

Tribokimyasal silika kaplama yönteminde pirokimyasal yöntemden farklı olarak, zirkonya yüzeyine 30-110 μm boyutunda silika kaplanmış Al_2O_3 partikülleri uygulanır. Kumlama yaklaşık 15 μm derinliğinde yapılır ve bu işlemle zirkonyanın sadece yüzeyi pürüzlendirilmez; ayrıca silan ile kimyasal bağlanma yapılabilmesi için uygun hale getirilir (Kern ve Wegner, 1998). CoJet ve Rocatec sistemleri en yaygın olarak kullanılan tribokimyasal silika kaplama yöntemleridir (Druck ve diğerleri, 2014; Gomes ve diğerleri, 2013).

Klinikte uygulanabilen bir sistem olan CoJet sistemi (3M ESPE, Seefeld, Almanya), silika partikülleriyle modifiye edilmiş 30 μm boyutunda Al_2O_3 kumu ve bir silan solüsyonu olan ESPE-Sil' den oluşur (Della Bona ve diğerleri, 2007). Materyalin içeriğinde; %97'den fazla Al_2O_3 , %3'ten az amorf silika bulunmaktadır. Üretici firma bu sistemde Al_2O_3 partiküllerinin 2-10 mm mesafeden 2-3 bar basınç altında 15 sn. süreyle püskürtülerek yüzeyin silika tabakası ile örtülmesini önermektedir. Yüzeyde fazla kalan materyal kuru ve yağ

içermeyen hava ile temizlenir ve temizlenen yüzey herhangi bir sıvıyla temas etmemelidir. Daha sonra ESPE-Sil silan solüsyonu uygulanır ve 5 dk. süre ile kurumaya bırakılır. Böylece ilgili yüzeyin yüzey alanı artırılarak güçlü bir mikro mekanik kilitlenme sahaları elde edilmesi amaçlanır (Lorente ve diğerleri, 2010).

Laboratuvarda uygulanabilen Rocatec sistemi 1989 yılında geliştirilmiştir. Sistemin uyguladığı Al_2O_3 partiküllerine göre 2 farklı tipi vardır. Rocatec Soft sisteminde 30 μm ; Rocatec Plus sisteminde ise 110 μm silika ile kaplanmış Al_2O_3 partikülü kullanılır. Her iki sistemde de öncelikle Rocatec-Pre ile 110 μm 'lik Al_2O_3 partikülleri kullanılarak mikro-kumlama yapılır ve yüzey temizlenerek aktive edilmiş olur. İkinci aşamada 30 μm (Rocatec Soft) veya 110 μm (Rocatec Plus) boyutunda silika ile kaplanmış Al_2O_3 tozları zirkonya yüzeyine uygulanır. Tüm kumlama işlemleri 10 mm mesafeden, dik açıyla, 2.8 bar basınç altında ve 15 sn süre ile uygulanır. Daha sonra silika ile kaplanmış yüzeylere 3M ESPE-Sil ile silanizasyon işlemi yapılır.

2.2.6. Kloro-Silan Uygulaması

Piasek ve diğerleri (2009), tarafından geliştirilen bu yöntemde, buhar-faz depozisyon tekniği ile zirkonya yüzeyinde çok ince, silika benzeri bir tabaka oluşturulması amaçlanmıştır. $SiCl_4$ (silikon tetraklorit) ve su karışımından oluşan buhar, moleküler buhar depozisyon cihazı kullanılarak 15 dk süreyle zirkonya yüzeyine uygulanmaktadır. $SiCl_4$ ve H_2O ' nun reaksiyonu sonucu zirkonya yüzeyinde silika benzeri bir tabaka oluşmakta ve HCl gazı açığa çıkmaktadır. Bu işlem ile zirkonya yüzeyi silan uygulaması için hazırlanmış olur.

2.2.7. Gaz-Faz Florinasyon Tekniği

Bu yöntem zirkonya ile silan bağlantısını güçlendirmek için, zirkonya yüzeyinde ince bir oksiflorit dönüşüm tabakası oluşturulması esasına dayanır. Zirkonya bir plazma reaktörü içine yerleştirilerek florinasyon işlemi uygulanır ve yüzeydeki 1-3 nm kalınlığındaki bölgenin zirkonyum oksiflorite (ZrO_3F_4) dönüşmesi amaçlanır (Piascik ve diğerleri, 2011). Bu tabakanın silanla kimyasal olarak bağlanmayı arttırmasının yanı sıra, temas açısını azaltarak ıslanabilirliği de arttırdığı düşünölmektedir (Piascik ve diğerleri, 2012).

2.2.8. HIM/SIE Yöntemi (*Heat Induced Maturation/Selective Infiltration Etching*)

Yeterli süre ve ısı verildiğinde zirkonya taneciklerinin büyümeye yatkınlık gösterdiği tespit edilmiştir (Chevalier ve diğerleri, 2004). Zirkonyanın bu termodinamik özelliğinden yola çıkılarak *heat induced maturation* (HIM) yöntemi geliştirilmiştir. Bu yöntemde zirkonya iki kısa termal siklusa maruz bırakılarak tanecik sınırları bölgesinde stres oluşturulmaktadır. Bu stres tanecik büyümesine veya başka bir faza geçişe neden olacak kadar enerji barındırmamaktadır. Amaç, tanecik sınırlarında bir harekete neden olarak başka materyallerin zirkonyaya infiltrasyonunu kolaylaştırmaktadır. HIM yönteminde zirkonya önce 2 dk süreyle 750°C' ye ısıtılmakta, sonra 1 dk süreyle 650°C'ye soğutulmakta sonra tekrar 1 dk süreyle 750°C'ye ısıtılmakta ve sonrasında oda sıcaklığına soğutulmaktadır (Aboushelib ve diğerleri, 2007).

2.2.9. Sıcak Asit Solüsyonu ile Pürüzlendirme

Casucci ve diğerleri (2009) tarafından tanıtılan bu yöntem, metalik bir doğaya sahip zirkonyanın, metal ve alaşımlarının pürüzlendirilmesinde

kullanılan sıcak kimyasal solüsyon ile pürüzlendirmesi fikrinden yola çıkılarak geliştirilmiştir. Yöntemin uygulanması, 100°C sıcaklıktaki metanol (800 ml), %37'lik HCl (200 ml) ve ferrik klorid (2 gr) karışımını içeren solüsyonda, zirkonyanın 30 dk bekletilmesi şeklindedir (Casucci ve diğerleri, 2009). Yapılan araştırmalarda zirkonya yüzeyine sıcak asit solüsyonu uygulamasının Al_2O_3 ile kumlama işlemine göre daha fazla yüzey pürüzlülüğü (Casucci ve diğerleri, 2009) ve rezin simanla daha yüksek bağlanma değerleri (Casucci ve diğerleri, 2011) gösterdiği bildirilmiştir.

2.2.10. Plazma Spreyi Yöntemi

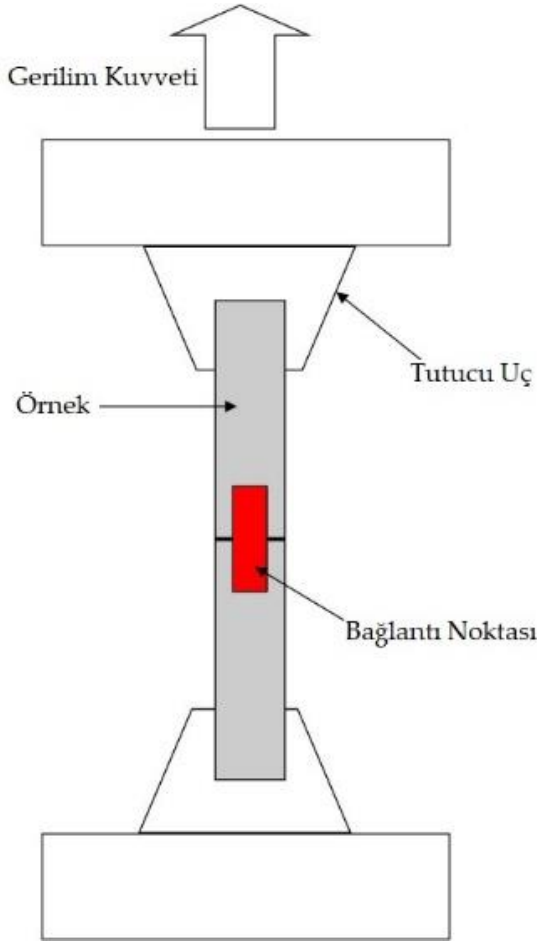
Plazma sprej tekniğinin henüz bağlanma mekanizması tam olarak anlaşılamasa da, çeşitli materyallere uygulandığında bağlanma direncinin arttığı gözlenmiştir. Plazma; iyonlar, atomlar ve nötral parçacıklar içeren kısmen iyonize olmuş gazdır. Gazın istenilen şekilde ve miktarda iyonize edilebilmesi için, işlemin vakum altında gerçekleştirilmesi gerekir. Yüksek frekansa sahip bir jeneratör gazın iyonize olarak plazmaya çevrilmesini sağlar. Zirkonya yüzeyine uygulanan plazma sprej yönteminde hekzometildisiloksan kullanılmıştır (Derand ve diğerleri, 2005). Bağlanmanın artmasının hidrojen ve kovalent bağlarla sağlandığı düşünülmektedir.

2.3. Zirkonyanın Mekanik ve Fiziksel Özelliklerinin Değerlendirilmesinde Kullanılan Mekanik Testler

Zirkonyanın mekanik ve fiziksel özelliklerini, aynı zamanda veneer seramiği ile bağlanma dayanımını değerlendirmek amacı ile gerilim ve mikrogerilim testleri, makaslama ve mikromakaslama testleri ve bükülme direnci testleri gibi birçok test yöntemi kullanılmaktadır (Saito ve diğerleri, 2010).

2.3.1. Gerilim (Çekme) Bağlanma Dayanımı Testi

Alt yapı ile üst yapı arasındaki bağlanma dayanımını ölçmeye yönelik kullanılan *in vitro* test yöntemidir. Bu test yönteminde birbirine birleştirilen farklı materyallerin bağlantı noktalarına longitudinal olarak materyallerde ayrılma gerçekleşene kadar çift taraflı gerilim kuvveti uygulanmakta ve ölçüm yapılmaktadır (Şekil 2.6.). Uygulanmasının kolay olması ve hızlı sonuçlar vermesi gibi avantajları mevcuttur. Ancak bu test yönteminde örnek geometrisi oldukça büyük bir rol oynamakta ve test düzeneğinde örneklerin yerleştirilmesindeki en ufak bir hata, istenmeyen kuvvet uygulanmasına ve materyallerde çentik (yuva) oluşumuna neden olarak homojen olmayan stres dağılımına bağlı koheziv kırılmaların oluşmasına ve hatalı verilerin elde edilmesi gibi sonuçlara neden olabilmektedir (Al-Dohan ve diğerleri, 2004; Dünder ve diğerleri, 2007; Hammad ve Talic, 1996).



Şekil 2.6. Gerilim bağlanma dayanımı testi düzeneğinin şematik görüntüsü (Lauto ve diğerleri, 2010)

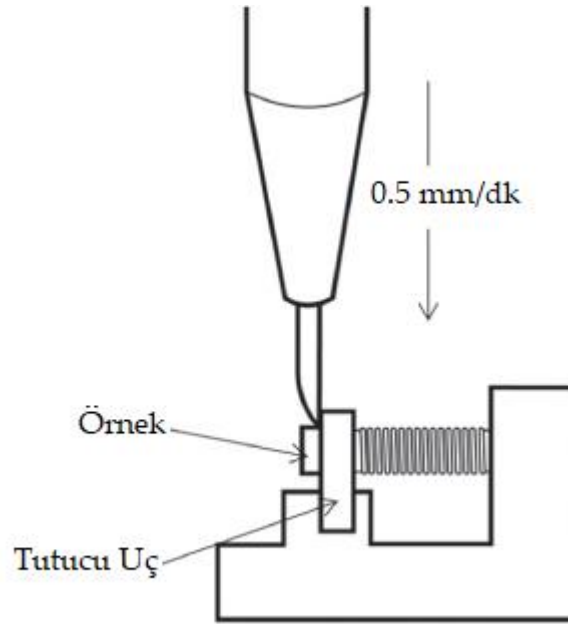
2.3.2. Mikrogerilim (Mikroçekme) Bağlanma Dayanımı Testi

Bu test yöntemi, ilk olarak 1994 yılında Sano ve diğerleri (1994), tarafından geliştirilmiş olup çekme testinden farklı olarak 1 mm^2 'den daha küçük yüzey alanlarının bağlanma dayanımının ölçümünde kullanılan bir *in vitro* test yöntemidir. Çalışma prensibinin çekme testi ile benzer olması ve çekme testi ile karşılaştırıldığında, her bir örnekten birçok mikro-örneğin elde edilebilmesi ile daha homojen stres dağılımına neden olarak koheziv kırılmaların önüne geçilmesi gibi avantajları bulunmaktadır. Ancak daha dar ve küçük yüzey

alanlarında ölçüm yapılacağından daha kompleks ve hassasiyet gerektiren bir işlem olması, en ufak bir yerleştirme hatasında yanlış sonuçların elde edilmesi, aynı zamanda örneklerin hazırlanmasında yaşanan zorluk ve özel ekipman gerektirmesi gibi dezavantajları bulunmaktadır (Van Meerbeek ve diğerleri, 2010).

2.3.3. Makaslama Bağlanma Dayanımı Testi

Bağlanma dayanımının değerlendirilmesinde en çok kullanılan *in vitro* test yöntemi olarak bilinmektedir. Literatürde bağlanma dayanımının değerlendirildiği çalışmaların %26'sında makaslama bağlanma dayanımı testinin kullanıldığı rapor edilmiştir (Van Meerbeek ve diğerleri, 2010). Aynı zamanda, zirkonya materyalinin bağlanma dayanımının değerlendirilmesinde de en sık kullanılan test yöntemidir (Al-Dohan ve diğerleri, 2004; Dünder ve diğerleri, 2007; Fischer ve diğerleri, 2009). Birbirine bağlanmış 2 materyalin bağlantı noktasına 0.5 mm/dk hızda, materyallerde ayrılma meydana gelene kadar makaslama kuvvetinin uygulanması şeklinde gerçekleştirilir (Şekil 2.7.) (Al-Dohan ve diğerleri, 2004). Kolay uygulanabilmesi ve hızlı sonuç vermesi gibi avantajları bulunmaktadır. Ancak örnek geometrisi, elde edilen verileri önemli ölçüde etkilemektedir. Örnek bünyesinde oluşabilecek anormal bir stres, homojen olmayan stres dağılımına, dolayısı ile koheziv kırılmalara neden olarak hatalı sonuçların ortaya çıkmasına neden olabilmektedir (Saito ve diğerleri, 2010).



Şekil 2.7. Makaslama bağlanma dayanımı test düzeneği şematik görüntüsü (Lee ve diğerleri, 2015)

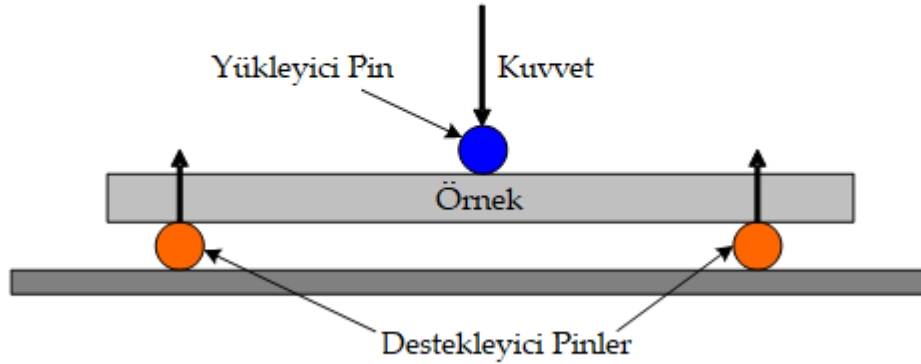
2.3.4. Mikromakaslama Bağlanma Dayanımı Testi

Tek bir diş örneğinden birçok örnek elde edilebilmesini amaçlayan mikromakaslama bağlanma dayanımı testi, 2002 yılında geliştirilmiştir. Makaslama bağlanma dayanımı testinden farklı olarak, mikromakaslama testinde daha küçük yüzey alanlarının bağlama dayanımlarının ölçülmesidir. Ancak makaslama bağlanma dayanımından daha fazla homojen olmayan stres dağılımı riskine sahip olmasından dolayı, literatürde sık tercih edilen bir test yöntemi olmamaktadır (Van Meerbeek ve diğerleri, 2010).

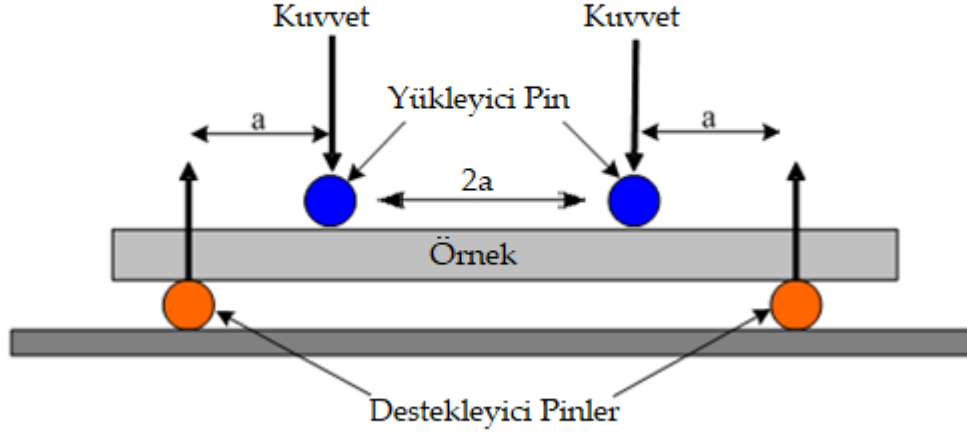
2.3.5. Bükülme Direnci Testleri

Bükülme direnci, uni-aksiyel (üç-dört nokta) ve bi-aksiyel bükülme testleri ile değerlendirilmektedir. Tekrarlanabilir ve güvenilir sonuçlar vermesi, aynı zamanda basma, çekme ve makaslama kuvvetlerini bir arada uygulamasından

dolayı sık tercih edilirler. Bükülme testleri sonucunda kopma ve rotasyon görülmektedir (Fischer ve diğerleri, 2008a; Giordano ve diğerleri, 1995). Dayanaklar arasına konumlandırılan örneklerde kuvvetin uygulandığı yüzeyde basma gerilimi, diğer tarafta ise çekme gerilimi görülür. Uni-aksiyel bükülme testinde, 2 noktadan desteklenen dikdörtgen çapraz-kesite sahip örneklerde, desteklenen noktalardan dikey yönde sadece 1 noktadan kuvvet uygulanmakta (üç nokta bükülme testi) (Şekil 2.8.), veya desteklerin 2 noktasından da kuvvet uygulanmaktadır (dört nokta bükülme testi) (Şekil 2.9.) (Rodrigues ve diğerleri, 2008).



Şekil 2.8. Üç nokta bükülme direnci test düzeneğinin şematik görüntüsü (Curkovic ve diğerleri, 2010)



Şekil 2.9. Dört nokta bükülme direnci test düzeneğinin şematik görüntüsü (Sabree, 2014)

Uni-aksiyel bükülme testine alternatif olarak geliştirilen bi-aksiyel bükülme testinde ise, disk şeklindeki örnekler, halka şeklindeki dayanak tarafından desteklenmekte ve kuvvet vertikal yönde, uni-aksiyel bükülme testinden farkı olarak merkez bölgeye uygulanmaktadır (Huang ve Hsueh, 2011). Bi-aksiyel bükülme testinin, uni-aksiyel bükülme testine göre bir takım avantajları mevcuttur; bi-aksiyel bükülme testinde kuvvet merkezden uygulandığı için kenar bölgelerdeki defektler göz ardı edilmekte ve erken başarısızlığa neden olmamaktadır (Pittayachawan ve diğerleri, 2007; Thompson, 2004). Bunun yanında, üç nokta bükülme testinde eşit olmayan (non-uniform) stres dağılımı ortaya çıkmakta ve bunun sonucunda da tutarsız sonuçlar meydana gelmekte iken, dört nokta bükülme testinde daha eşit bir stres dağılımı oluşturulmaktadır (Quinn ve Quinn, 2010; Shetty ve diğerleri, 1983). Dört nokta bükülme testinde, üç nokta bükülme testinden farklı olarak, daha geniş bir alan

kuvvet streslerine maruz kalmaktadır, dolayısı ile çatlak oluşma olasılığı daha fazladır (Quinn ve Morrell, 1991). Üç nokta ve dört nokta bükülme direnci testinin bulgularının korelasyon gösterdiği rapor edilmiştir (Fischer ve diğerleri, 2008a).

2.3.5.1. Weibull Analizi

‘En zayıf halka’ teorisini baz alan ve 1951 yılında Weibull tarafından geliştirilen matematiksel bir analiz yöntemi olan Weibull analizi, dental materyallerin dayanıklılık hesaplamalarında kullanılmaktadır (Quinn ve Quinn, 2010; Weibull, 1951). Bu analiz, katı ve kırılğan materyallerin sahip olduğu karakteristik dayanım varyasyonlarının hesaplanmasında ve aynı zamanda uygulanan deneysel test sonucunda elde edilen fraktografik başarısızlık (failure) olasılıklarının (başarısızlık tipi ve boyutu) kantitatif olarak istatistiksel değerlendirilmesinde kullanılmaktadır (Quinn ve Quinn, 2010).

2.4. Zirkonyanın Yüzey Morfolojisinin Değerlendirilmesinde Kullanılan Yöntemler

2.4.1. Taramalı Elektron Mikroskobu (*Scanning Electron Microscope, SEM*)

Taramalı Elektron Mikroskobu, katı cisimlerin mikroyapılarını incelemek amacı ile kullanılan bir yöntem olarak bilinir. Hem düşük hem de yüksek enerjili elektronlarla küçük bir alanın odaklanarak topografik yapısının incelenmesi esasına dayanır. Çalışma prensibi kısaca; incelenecek numunenin enerji yüklü ışın partikülleri ile bombardımana uğratılması ve numune molekülleri ile elastik çarpışma sonucu yüzeyinden yayılan geri saçılmış elektronların (*backscattered electrons*) ve elastik olmayan çarpışma sonucu yayılan ikincil elektronların (*secondary electrons*), elektrostatik lens tarafından tekrardan geri çekilerek floresan

ekranına 45° açı ile çarpması ve sintilatörde (*photomultiplier tube*, PMT) toplanarak sinyale çevrilmesi ve numunenin yüzey topografik yapısının 3 boyutlu görüntüsünün elde edilmesi şeklindedir (Joy ve Joy, 1996; Pawley, 1997).

2.4.2. Alan Emisyonlu Taramalı Elektron Mikroskobu (*Field Emission Scanning Electron Microscope*, FESEM)

Yüzey morfolojisi analizinde Taramalı Elektron Mikroskobuna alternatif olarak kullanılan Alan Emisyonlu Taramalı Elektron Mikroskobu'nun çalışma prensibi, Taramalı Elektron Mikroskobu ile benzer olması ile birlikte, bir takım üstün özellikleri bulunmaktadır. Konvansiyonel Taramalı Elektron Mikroskobu yönteminde sinyal-gürültü oranı (*signal-to-noise ratio*, S/N)'nın düşük olmasından dolayı daha düşük çözünürlükte ve daha yavaş görüntüler elde edilmektedir. Alan Emisyonlu Taramalı Elektron Mikroskobuna, S/N oranını artırmak amacı ile ısıtılmış tungsten termiyonik elektron kaynağının yerine yüksek parlaklığa sahip Alan Emisyonu Katod'u (*field emission cathode*) eklenmiştir (Pawley, 1997). Böylece yüksek çözünürlükte (yaklaşık 3-6 kat daha iyi) 3 boyutlu görüntüler elde edilebilmektedir (Nallusamy ve Babu, 2015).

2.5. Zirkonyanın Yüzey Pürüzlülüğünün Değerlendirilmesinde Kullanılan Yöntemler

2.5.1. Profilometre Cihazı ile Yüzey Analizi

Profilometre cihazı, yüzey pürüzlülüğünün 2 boyutlu olarak ölçümüne olanak veren ve pürüzlülük ile ilgili rakamsal veriler oluşturan, kullanımı oldukça kolay bir cihazdır. Tarayıcı uç (iğne uçlu bir elmas veya lazer olabilir) vasıtası ile ilgili yüzeyin taranması ve elde edilen verilerin elektriksel akım farklılıkları şeklinde kaydedilmesi esasına dayanır. Dijital veya analog donanım

yardımları ile de bu veriler grafiksel ve sayısal değerlere dönüştürülür. Sıklıkla kullanılan parametreler; Ra (*Roughness average*, ortalama pürüzlülük), Rmax (maksimum pürüzlülük derinliği), Rz (ortalama pürüzlülük derinliği) parametreleridir (Tholt ve diğerleri, 2006).

2.5.2. Atomik Kuvvet Mikroskobu (*Atomic Force Microscope, AFM*)

1986 yılında Gerd Binnig ve Heinrich Rohrer tarafından geliştirilen bu yöntem, yüzey pürüzlülüğünün kuvvet ile ölçülmesi esasına dayanmaktadır. Yöntemin çalışma prensibi, cihazın kuvvet uygulayıcı ucu yardımı ile örnek yüzeyine manyetik ve elektrostatik kuvvet uygulanması ve interatomik etkileşim sonucu meydana gelen sapma (*deflection*)'ların kaydedilmesidir. Sapma miktarı daha sonra mekanik tarayıcı sistem tarafından ölçülmekte ve hesaplanan veriler görüntüleme sisteminde grafiksel değerlere dönüştürülmektedir (Rugar ve Hansma, 2010).

2.6. Zirkonyanın Mekanik ve Fiziksel Özelliklerinin Değerlendirilmesinde Kullanılan Kimyasal Analiz Yöntemleri

2.6.1. Enerji Dağılımlı X-Işını Spektroskopisi (*Energy Dispersive X-Ray Spectroscopy, EDS*)

Enerji dağılımlı X-ışını spektroskopisi, örneklerin elementsel veya kimyasal analizini yapan bir yöntem olarak bilinir. Yöntemde iyi odaklanmış bir elektron demeti ile incelenecek olan örnek uyarılmakta ve emilim gerçekleşmektedir. Örnekteki her bir elementin kendine ait pik oluşturan atomik yapısı bulunmaktadır. Her bir element, X-ışınını farklı seviyelerde absorbe etmekte, dolayısı ile farklı seviyelerde içerik analizi yapılabilmektedir. Bu sayede

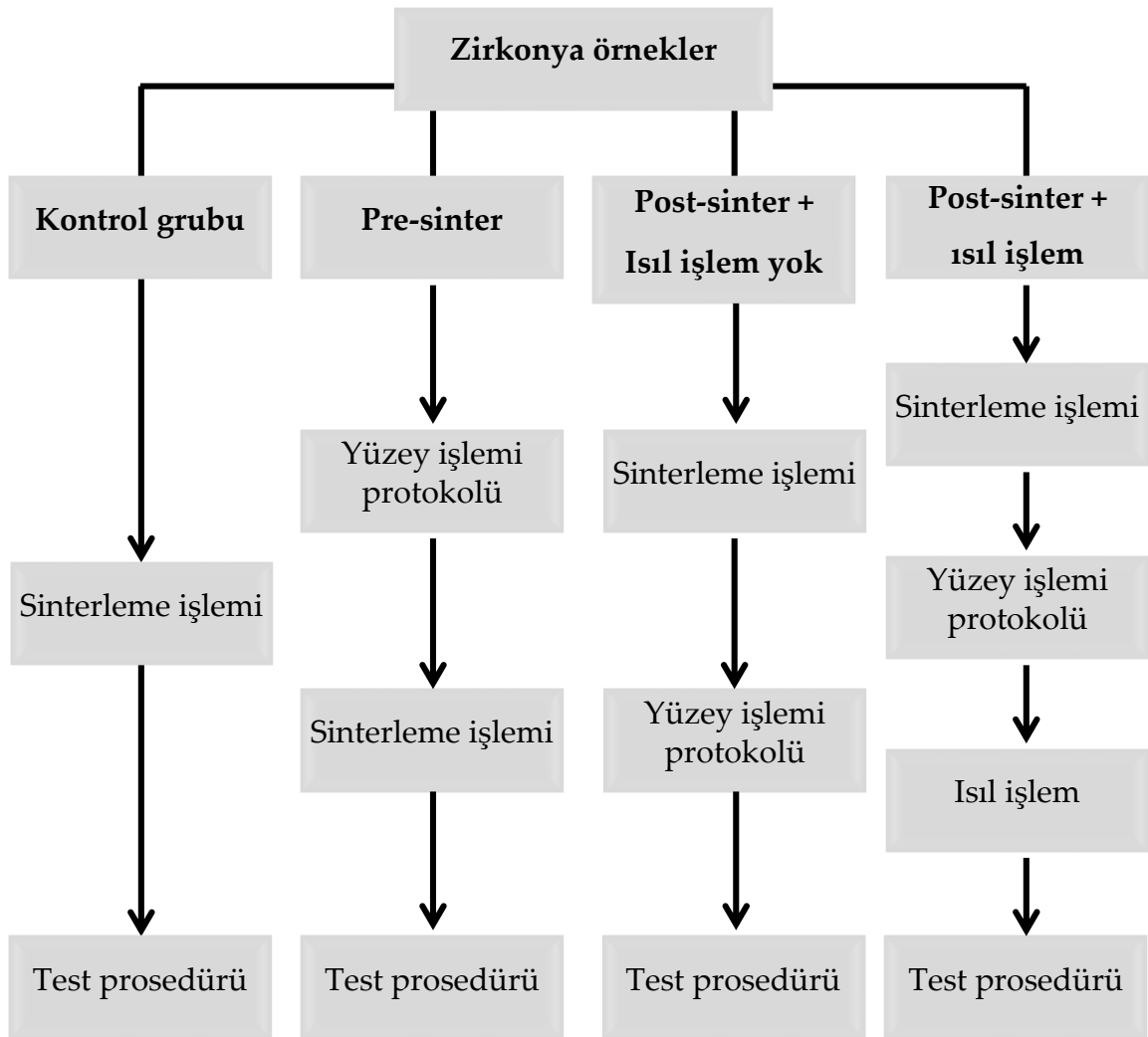
elemental dağılım spektrometre tarafından nitel ve nicel olarak değerlendirilmektedir (Allen ve diğerleri, 2012).

2.6.2. X-Işını Difraktometresi (*X-Ray Diffractometry, XRD*)

X-ışınlarının kullanılması ile kristal yapılı materyallerin moleküllerinin geometrik yapılarını ve fiziksel parametrelere bağlı faz değişimlerini değerlendirmede kullanılan bu yöntem, ilk olarak 1912 yılında Max Von Laue tarafından geliştirilmiştir (Authier, 2006; Nallusamy ve Babu, 2015). Kristal yapılı materyaller moleküler seviyede incelendiğinde, atomların belirli bir diziliş ile birleştiği ve böylece 3 boyutlu geometrik bir yapı (birim hücre) meydana getirdiği görülmektedir. Birim hücre, tekrarlayarak bir araya geldiğinde ise materyalin kitlesini oluşturmaktadır. Geometrik şekle göre birim hücre; kübik, tetragonal, heksagonal, ortorombik, rombohedral, monoklinik ve triklinik olmak üzere 7 farklı şekilde olabilir. Yüksek enerjili ve düşük dalga boyuna sahip X-ışını kristal yapılı bir materyale maruz bırakıldığında, atomlara ait elektronlar tarafından kırılarak farklı yönlerde dağılmaktadır. Difraktometre, bu kırılmanın hangi açılarda en fazla olduğunu tespit ederek kristal yapının geometrisinin anlaşılmasını sağlamaktadır (Nallusamy ve Babu, 2015). XRD analizi ile, örnekleri tahrip etmeden analiz yapılmakta ve kristalin birleşiklerin kalitatif değerlendirmesine olanak vermektedir. Bu uygulama, her bir kristal maddenin kendine özgü bir X-ışını difraksiyon şekli vermesine dayanarak maddenin ne olduğu hakkında bilgi vermektedir (Borie, 1965; Trautzt, 1955).

3. GEREÇ VE YÖNTEM

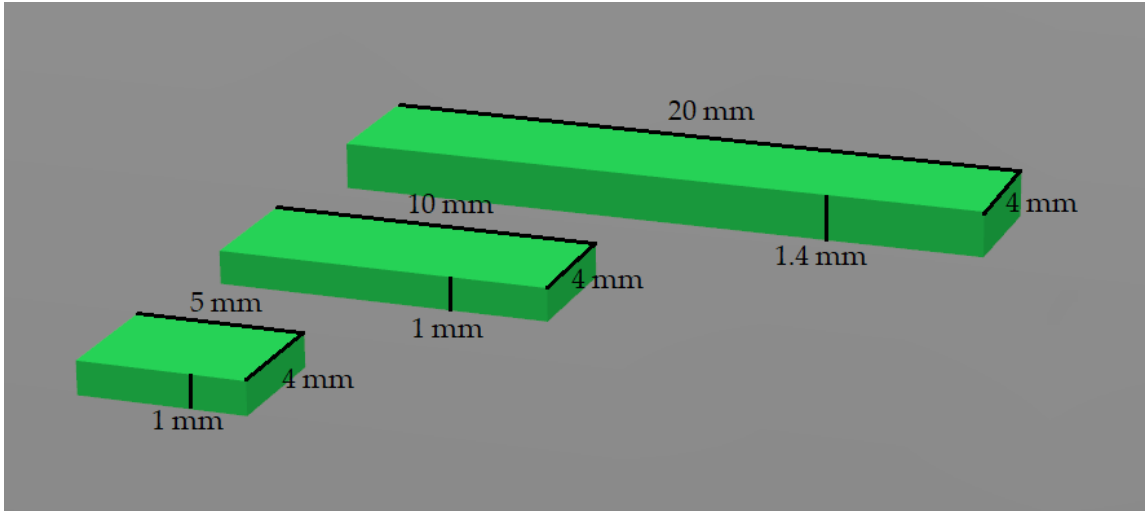
Bu çalışmada, yarı sinterlenmiş ve tam sinterlenmiş zirkonya örneklerine farklı enerji ayarlarında Er,Cr:YSGG lazer ile pürüzlendirme ve Al_2O_3 ile kumlama yüzey işlemleri uygulanarak, yüzey işlemlerinin zirkonyanın mekanik direnci, faz değişimi ve yüzey morfolojik özellikleri üzerine olan etkileri değerlendirilmiştir. Çalışma planı ve ana test grupları Şekil 3.1.'de gösterilmektedir.



Şekil 3.1. Çalışma planının şematik illüstrasyonu

3.1. Zirkonya Örneklerin Hazırlanması

Çalışmada uygulanacak test yöntemine göre farklı şekil ve boyutlarda 342 adet zirkonya örnek hazırlanmıştır. Yarı sinterlenmiş zirkonya bloklardan (GC Initial Zirconia Disk, GC Corporation, Tokyo, Japonya), Yakın Doğu Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı Klinik Laboratuvarı bünyesinde bulunan, 5 akslı CAD-CAM cihazı (Sirona inLab MC X5, Dentsply Sirona, PA, Amerika) ile 3 farklı boyutta örnekler üretilmiştir (Tablo 3.1.). Örnekler 3D Builder (Microsoft Corporation, Amerika) adlı bilgisayar programında tasarlanmış ve stereolitografi (stl) formatında kaydedilmiştir (Şekil 3.2.). Kaydedilen bu tasarımlar üretim için CAD-CAM cihazına aktarılmış (Şekil 3.3.) ve CAD cihazında frezelenecek bloklarda konumlarının belirlenmesinden sonra (Şekil 3.4.) CAM cihazı ile frezelenmiştir (Şekil 3.5.).



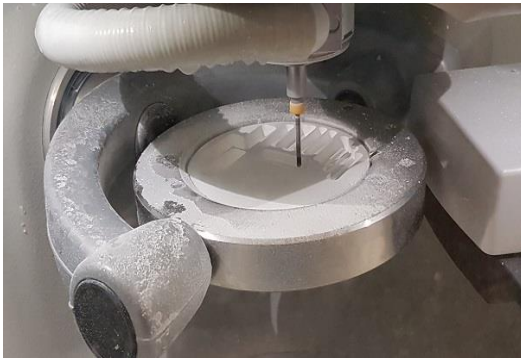
Şekil 3.2. 3D Builder bilgisayar programında tasarlanan ve stl formatında kaydedilen örnekler



Şekil 3.3. CAD-CAM cihazı



Şekil 3.4. Örneklerin CAD programı kullanılarak yarı sinterlenmiş zirkonya bloklar üzerinde konumlarının belirlenmesi

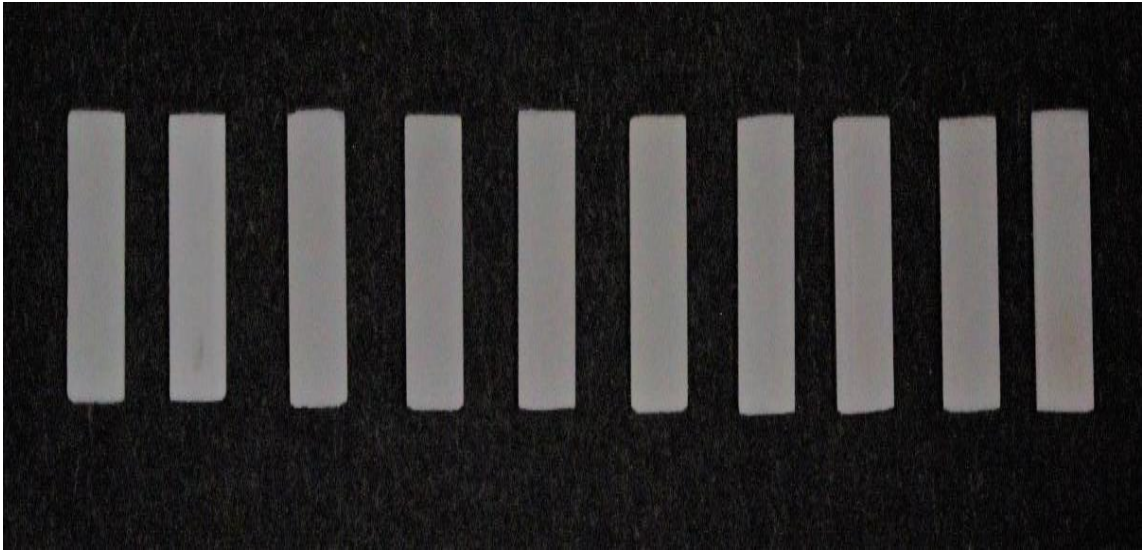


Şekil 3.5. Örneklerin CAM ünitesi ile frezelenmesi ve frezeleme işlemi sonrası örneklerin görüntüsü

Tablo 3.1. Çalışmada uygulanan test yöntemlerine göre hazırlanan zirkonya örneklerin boyutları ve sayıları

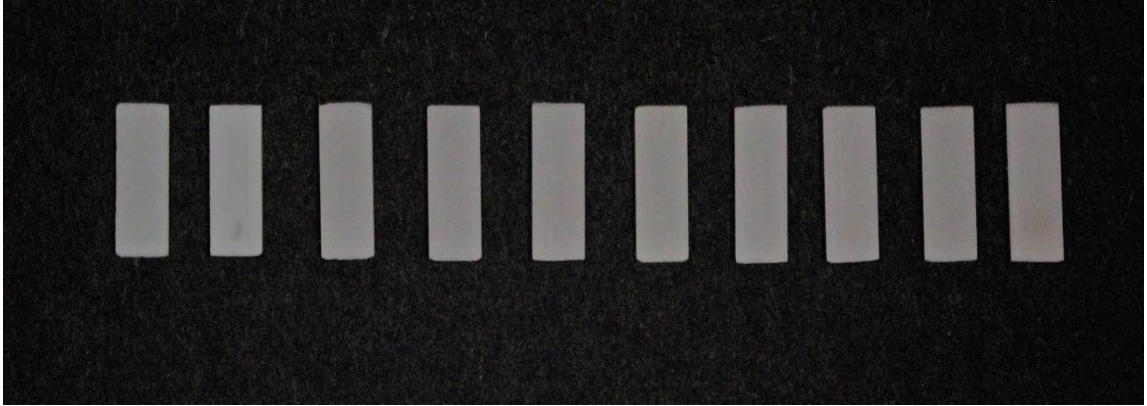
Test/Analiz Yöntemi	Örnek Boyutu	Örnek Sayısı
Dört nokta bükülme direnci	1.4 x 4 x 20 mm	190
XRD	1 x 4 x 10 mm	76
FESEM	1 x 4 x 5 mm	76
Toplam 342		

Dört-nokta bükülme direnci testi için 190 adet bar şeklindeki örnek, Uluslararası Standardizasyon Organizasyonu (ISO)'nun 6872:2015 (ISO, 2015) önerilerine göre 1.4 x 4 x 20 mm boyutlarında hazırlanmıştır (Şekil 3.6.).

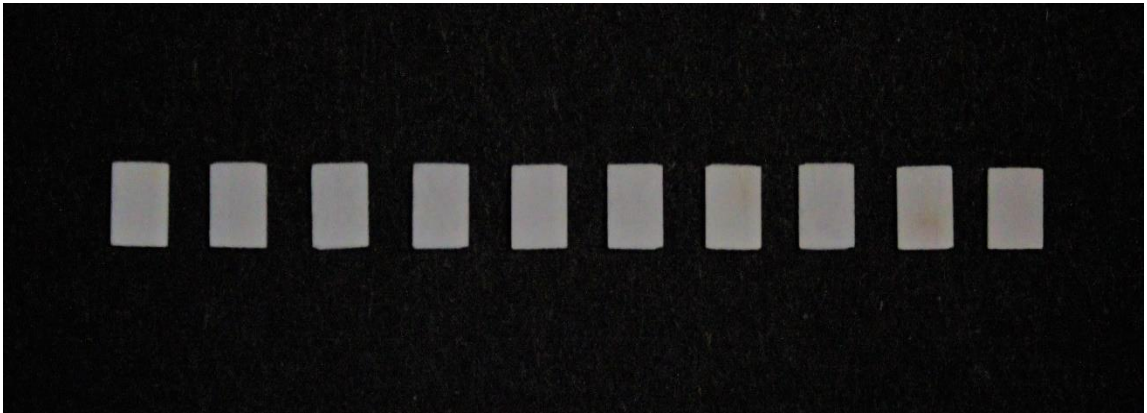


Şekil 3.6. Dört nokta bükülme direnci analizi için 1.4 x 4 x 20 mm boyutlarında hazırlanan zirkonya örnekler

X-ışını difraktometresi (XRD) ve alan emisyonlu tarama elektron mikroskobu (FESEM) analizleri için sırasıyla 76 adet 1 x 4 x 10 mm (Şekil 3.7.) ve 76 adet 1 x 4 x 5 mm (Şekil 3.8.) boyutlarında zirkonya örnekler elde edilmiştir. Standart düz yüzeyler elde edebilmek için tüm örnekler, parlatma cihazı (Phoenix Beta Grinder/Polisher; Buehler, Düsseldorf, Almanya) ve 600-, 800- ve 1200-grit pürüzlülüğe sahip silikon karbid diskler (English Abrasives, London, İngiltere) kullanılarak su altında, 15 sn. süreyle parlatılmıştır.



Şekil 3.7. XRD analizi için 1 x 4 x 10 mm boyutlarında hazırlanan zirkonya örnekler



Şekil 3.8. FESEM analizi için 1 x 4 x 5 mm boyutlarında hazırlanan zirkonya örnekler

3.2. Zirkonya Örneklerin Sinterlenmesi

Çalışmada hem sinterleme öncesi hem de sinterleme sonrası zirkonya örneklerle uygulanan yüzey işlemlerinin etkilerinin değerlendirilmesi amaçlandığı için, sinterleme öncesi (pre-sinter) gruplardaki örneklerle yüzey işlemleri sinterleme işlemi öncesinde uygulanmıştır. Sinterleme sonrası gruplardaki (kontrol, post-sinter ısı işlem uygulanmayan, post-sinter ısı işlem uygulanan) örneklerle ise freze işleminden sonra ilk olarak sinterleme işlemi sonrasında da yüzey işlemi uygulanmıştır. Örnekler, üretici firma talimatları doğrultusunda, 1450°C' de, 8 saat süreyle sinterleme fırını (Sirona inFire HTC speed, Dentsply Sirona, PA, Amerika) içinde sinterlenmişlerdir (Şekil 3.9.).



Şekil 3.9. Çalışmada kullanılan sinterleme fırını ve sinterlenen örnekler

3.3. Deneysel Grupların Oluşturulması ve Uygulanan Yüzey İşlemleri

Bükülme direnci testi, XRD ve FESEM analizine tabi tutulacak örnekler, hiç yüzey işlemi uygulanmayan ‘kontrol’ grubu; yüzey işlemlerinin sinterleme öncesi uygulandığı ‘pre-sinter’ gruplar; yüzey işlemlerinin sinterleme sonrası uygulandığı gruplarda ısıtıl işlem uygulanan ‘post-sinter+ısıtıl işlem’ ve ısıtıl işlem uygulanmayan ‘post-sinter+ısıtıl işlem uygulanmayan’ gruplar olmak üzere 4 ana gruba ayrılmışlardır (Şekil 3.1.). Yüzey işlemi uygulanan ana gruplar ise uygulanacak yüzey işlemine göre 6 eşit alt gruba (2 W-, 3W-, 4W-, 5W-, 6W- Er,Cr:YSGG lazer irradiasyonu ve Al_2O_3 ile kumlama) ayrılmışlardır. Böylece, kontrol grubu ile birlikte, toplam 19 adet test grubu oluşturulmuştur (Tablo 3.2.).

Tablo 3.2. Yüzey işlemi ve ısıtıl işlem uygulama protokolüne göre oluşturulan test grupları

Grup adı	Yüzey işlemi protokolü
Kontrol	Yüzey işlemi uygulanmadı
Pre-2W	Sinterleme öncesi 2W Er,Cr:YSGG lazer irradiasyonu
Pre-3W	Sinterleme öncesi 3W Er,Cr:YSGG lazer irradiasyonu
Pre-4W	Sinterleme öncesi 4 W Er,Cr:YSGG lazer irradiasyonu
Pre-5W	Sinterleme öncesi 5W Er,Cr:YSGG lazer irradiasyonu
Pre-6W	Sinterleme öncesi 6W Er,Cr:YSGG lazer irradiasyonu
Pre-K	Sinterleme öncesi kumlama

Post-2W	Sinterlemeden sonra 2W Er,Cr:YSGG lazer irradiasyonu, ısı işlem yok
Post-3W	Sinterlemeden sonra 3W Er,Cr:YSGG lazer irradiasyonu, ısı işlem yok
Post-4W	Sinterlemeden sonra 4W Er,Cr:YSGG lazer irradiasyonu, ısı işlem yok
Post-5W	Sinterlemeden sonra 5W Er,Cr:YSGG lazer irradiasyonu, ısı işlem yok
Post-6W	Sinterlemeden sonra 6W Er,Cr:YSGG lazer irradiasyonu, ısı işlem yok
Post-K	Sinterlemeden sonra kumlama, ısı işlem yok
Post-2W-ısı	Sinterlemeden sonra 2W Er,Cr:YSGG lazer irradiasyonu + ısı işlem
Post-3W-ısı	Sinterlemeden sonra 3W Er,Cr:YSGG lazer irradiasyonu + ısı işlem
Post-4W-ısı	Sinterlemeden sonra 4W Er,Cr:YSGG lazer irradiasyonu + ısı işlem
Post-5W-ısı	Sinterlemeden sonra 5W Er,Cr:YSGG lazer irradiasyonu + ısı işlem
Post-6W-ısı	Sinterlemeden sonra 6W Er,Cr:YSGG lazer irradiasyonu + ısı işlem
Post-K-ısı	Sinterlemeden sonra kumlama + ısı işlem

Yüzey işlemleri prosedürleri aşağıda belirtildiği şekilde uygulanmıştır:

Kontrol grubu: Örnekler yüzey işlemleri uygulanmamıştır.

Kumlama grupları: Örneklerin bir yüzeyi 110 μm Al_2O_3 partikülleri (Korox 110, Bego, Bremen, Almanya) ile 10 mm mesafeden, 2 bar basınç altında ve 15 sn. süreyle kumlama işlemine tabi tutulmuştur (Şekil 3.10.).

Er,Cr:YSGG lazer grupları: Örneklerin bir yüzeyine Er,Cr:YSGG lazer (Waterlase MD, Biolase, Irvine, CA, Amerika), MG6 safir uç (Biolase Technology Inc., Irvine, CA, Amerika) kullanılarak kontaklı sert doku modunda, 2-6 W enerji düzeylerinde, 10 Hz tekrarlama hızı ve 140 μs atım süresiyle, %55 su ve %65 hava altında uygulanmıştır. Lazer ucu örneğin tüm yüzeyini 10 mm mesafeden 30 sn. süreyle taramıştır (Şekil 3.11.).



Şekil 3.10. Kumlama cihazı



Şekil 3.11. Çalışmada kullanılan Er, Cr:YSGG lazer cihazı ve örneklerin yüzeylerine lazer uygulanması

3.4. Isıl İşlem

Dört nokta bükülme direnci testi, XRD ve FESEM analizleri öncesinde, ısıtım işlemi gruplarında (post sinter + ısıtım işlemi) bulunan örnekler, veneer seramiği uygulanmadan; ancak, üretici firmanın zirkonya alt yapı için önerdiği veneer seramiği (Initial Zr-Fs Ceramic Dentin, GC Europe, Leuven, Belçika) fırınlamasını simüle edecek şekilde (Tablo 3.3.), seramik fırını (Programat EP5000, Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein) içerisinde 800°C’de ısıtım işlemi tabi tutulmuşlardır (Şekil 3.12.).

Tablo 3.3. Veneer seramiklerinin I. Dentin fırınlama özellikleri (B: başlama ısısı, S: kurutma süresi, $t\uparrow$: fırınlama ısısının 1 dakikadaki yükselme miktarı, T: pişirme ısısı, H: pişirme ısısında bekleme süresi)

Veneer Seramiği	B (°C)	S (dk)	$t\uparrow$ (°C)	T (°C)	H (dk)
GC Initial Zirconia Disk	450	4	55	800	1



Şekil 3.12. Isıl işlemin uygulandığı porselen fırını

3.5. Dört Nokta Bükülme Direnci Testi

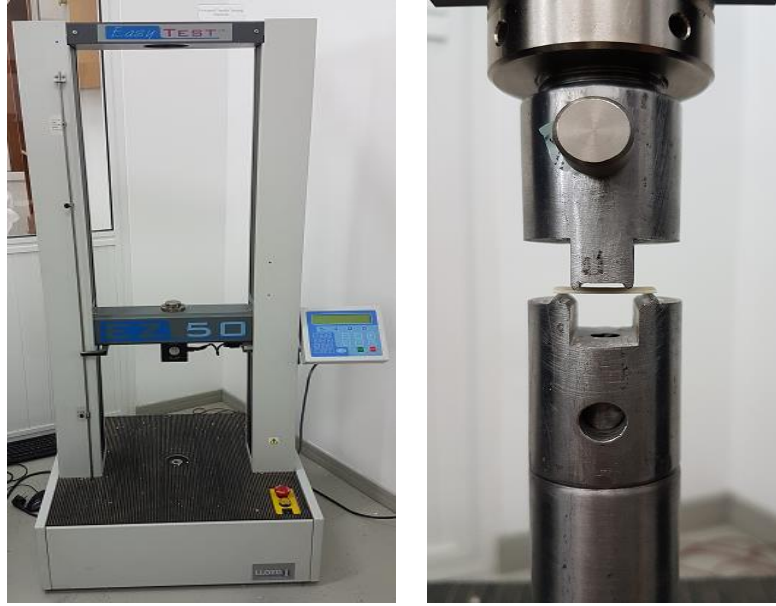
Çalışmada uygulanan yüzey işlemleri sonrasında, 1,4 x 4 x 20 mm boyutlarındaki 190 adet zirkonya örneğe (n=10) Yakın Doğu Üniversitesi Mühendislik Fakültesi bünyesindeki Universal Test Cihazı (EZtest-500 N Shimadzu; Kyoto, Japonya) ile ISO 6872:2015 standardındaki talimatlar

doğrultusunda dört nokta bükülme direnci testi uygulanmıştır (Şekil 3.13.). Zirkonya örnekler, 16 mm uzunluğundaki test düzeneğinde bulunan ve 1.5 mm çapa sahip olan 2 adet çelik destek çubuğun üzerine yerleştirilmiştir. Kuvvet, aralarında 8 mm mesafe bulunan yükleme çubukları ile 1 mm/dk kafa hızında, örnekte kırılma meydana gelene kadar uygulanmıştır (Şekil 3.14.).

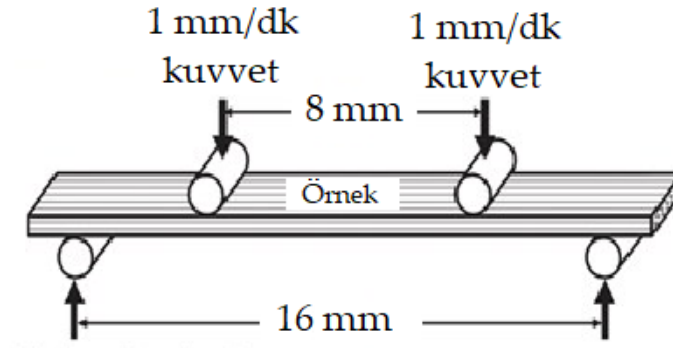
Test cihazına bağlı bilgisayar ekranında görülen yük/zaman eğrisindeki ani düşüş değerleri izlenerek, maksimum kuvvet (N) kaydedilmiş ve bükülme direnci (σ) Formül 3.1 kullanılarak megapaskal (MPa) biriminde hesaplanmıştır:

$$\sigma = 3PL / 4wb^2 \quad (3.1)$$

Formüldeki; P: kırılma kuvvetini (N), L: test düzeneği uzunluğunu (mm), w: örneğin genişliğini (mm) ve b: örneğin kalınlığını (mm) göstermektedir.



Şekil 3.13. Bükülme testinin uygulandığı Universal test cihazı ve test için özel olarak hazırlatılan bağlantı parçaları



Şekil 3.14. Test düzeneğinin şematik görünümü

Çalışmada, dört nokta bükülme direnci testinde kaydedilen bükülme direnci verileri kullanılarak Weibull analizi yapılmış, Weibull modülü ve karakteristik dayanım Formül 3.2. kullanılarak belirlenmiştir:

$$Pf = 1 - \exp [(-\sigma / \sigma_0)^m] \quad (3.2)$$

Formüldeki; Pf: kırılma olasılığını; σ : bükülme direncini; σ_0 : 63.21% kırılma olasılığındaki karakteristik dayanım değerini; ve m: Weibull modülü'nü temsil etmektedir.

Aynı zamanda yine aynı veriler kullanılarak bükülme modülü, Formül 3.3 ile hesaplanmıştır:

$$E = L^3 F / 4bh^3y \quad (3.3.)$$

Formüldeki; L: desteklerin arasındaki mesafeyi (mm); F: uygulanan kuvveti (N); b: örnek genişliğini (mm); h: örnek kalınlığını (mm); ve y: uygulanan yükün kapladığı alanı temsil etmektedir.

3.6. X-Işını Difraktometre Analizi

Çalışmada çeşitli yüzey işlemlerine tabi tutulan 76 adet 1 x 4 x 10 mm boyutlarındaki zirkonya örneğin (n=4) faz dönüşüm miktarları, Mersin Üniversitesi İleri Teknoloji Eğitim, Araştırma ve Uygulama Merkezi bünyesinde bulunan X-ışını difraktometre cihazı ile analiz edilmiştir (Şekil 3.15.). Örnekler, Cu/K-alfa 1 radyasyonda, 40 kV voltajda ve 20 mA akımda, 20-40 derece 2θ açısı arasında taratılarak analiz edilmiştir. Hesaplama hızı 1.8 s/adım ve 0.02° adım ayarlarında yapılmıştır.

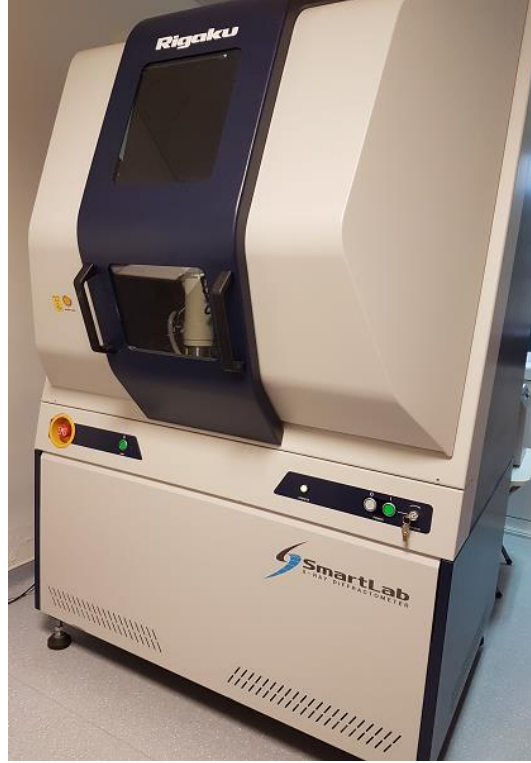
Yüzey işlemlerinin monoklinik faz miktarına (%) etkisi Formül 3.4. kullanılarak hesaplanan faz kompozisyonu ile değerlendirilmiştir (Garvie ve Nicholson, 1972):

$$X_m = [I_m(-111) + I_m(111)] / [I_m(-111) + I_m(111) + I_t(101)] \quad (3.4.)$$

Formüldeki X_m : monoklinik pik yoğunluk oranı; $I_m(-111)$ ve $I_m(111)$ sırasıyla $2\theta = 28.2^\circ$ ve 31.4° 'deki monoklinik pik ve $I_t(101)$ $2\theta = 31.1^\circ$ 'deki tetragonal pik yoğunluğudur.

X_m hesaplandıktan sonra, monoklinik faz hacim yüzdesi (V_m) Formül 3.5. kullanılarak hesaplanmıştır (Garvie ve Nicholson, 1972):

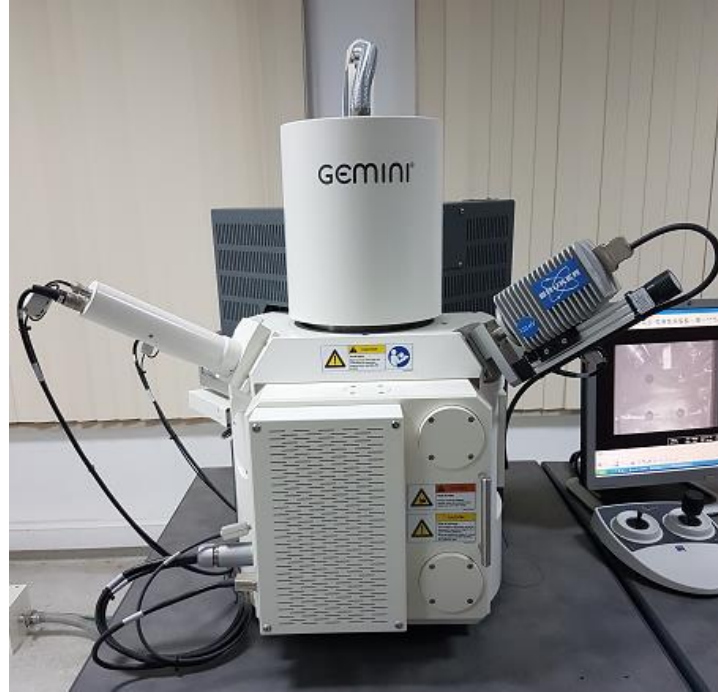
$$V_m = 1.311 \times X_m / 1 + (0.311 \times X_m) \quad (3.5.)$$



Şekil 3.15. Çalışmada örneklerin faz dönüşüm miktarlarının analizinde kullanılan X-ışını difraktometre cihazı

3.7. Alan Emisyonlu Taramalı Elektron Mikroskobu Analizi

Çalışmada çeşitli yüzey işlemleri uygulanmış 76 adet 1 x 4 x 10 mm boyutlarındaki zirkonya örneğin (n=4) yüzey topografilerini incelemek amacıyla, Mersin Üniversitesi İleri Teknoloji Eğitim, Araştırma ve Uygulama Merkezi bünyesinde bulunan alan emisyonlu taramalı elektron mikroskobu (SUPRA 55, Carl Zeiss, Oberkochen, Almanya) kullanılmıştır (Şekil 3.16.). İnceleme öncesi tüm örneklerin yüzeyleri, havasız ortamda platin/paladyum ile kaplanmıştır (Şekil 3.17.). Örnekler FESEM cihazında, tek bir kalibre gözlemci tarafından, 15 kV akselerasyon voltajı ve 1000-25000 büyütme aralıklarında incelenmiştir.



Şekil 3.16. Örneklerin yüzey topografilerinin incelenmesinde kullanılan alan emisyonlu taramalı elektron mikroskobu



Şekil 3.17. İnceleme öncesinde platin/paladyum ile kaplanmış zirkonya örnekler

3.8. Fraktografik Analiz

Fraktografik analiz için yine FESEM cihazından yararlanılmıştır. Bu analizde, farklı yüzey işlemlerine tabi tutulan gruplara uygulanan dört nokta bükülme direnci testi sonucu kırılan örneklerin kırık yüzeyleri incelenmiştir ve örnek yüzeylerinde *arrest* ve *hackle* çizgileri saptanarak ve örneklerdeki kırık orijini belirlenmiştir.

3.9. İstatistiksel Analiz

Tüm istatistiksel analizler SPSS 22.0 paket programı kullanılarak yapılmıştır (SPSS Inc, Chicago, IL, Amerika). Verilerin dağılımı Shapiro–Wilks testi ile değerlendirilmiş ve normal dağılım gösterdiği için parametrik testler kullanılmıştır. Kontrol ve test gruplarının bükülme direnci değerleri çift yön varyans analizi ile değerlendirilmiş ve anlamlılık tespit edildiğinde post hoc karşılaştırmalar Bonferroni testi kullanılarak gerçekleştirilmiştir. $P < 0.05$ değerleri istatistiksel olarak anlamlı kabul edilmiştir.

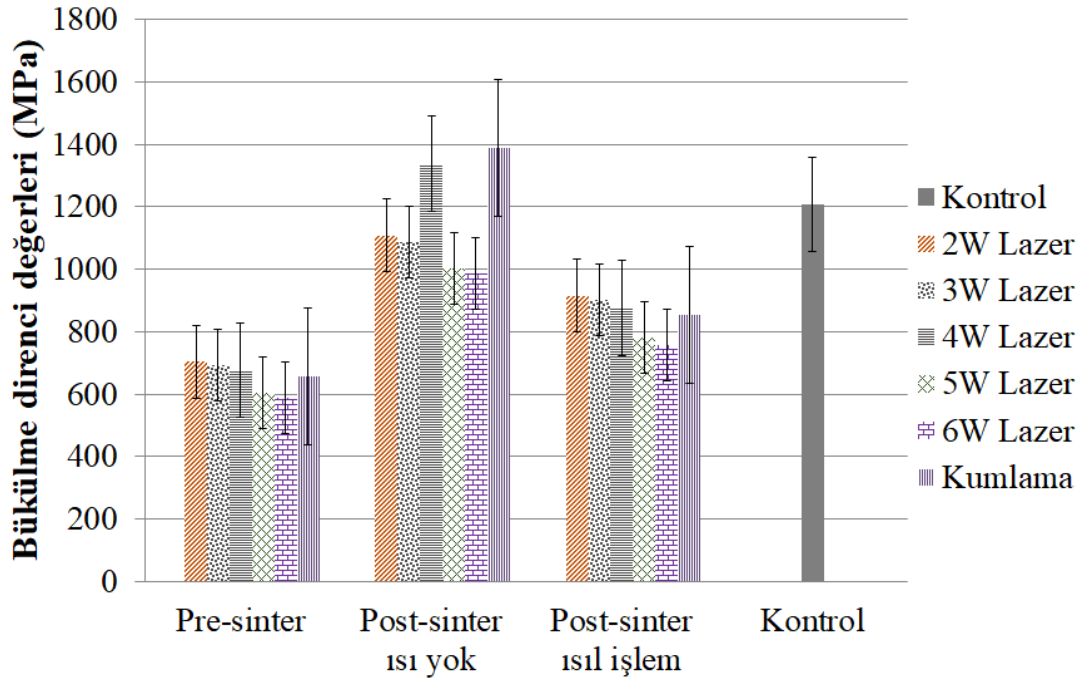
4. BULGULAR

Araştırmamızda, elde edilen veriler 4 ana başlık altında incelenmiştir:

1. Dört nokta bükülme direnci testi verileri
2. X-ışını difraktometre (XRD) analizi verileri
3. Alan emisyonlu taramalı elektron mikroskobu (FESEM) analizi ile yüzey morfolojisi görüntüleri
4. Fraktografik analiz verileri

4.1. Dört Nokta Bükülme Direnci Testi Verileri

Sinterleme öncesi ve sonrası yüzey işlemi uygulanmış ve ısı işlem görmüş veya görmemiş grupların ve kontrol grubunun ortalama bükülme direnci değerleri ve standart sapmaları Şekil 4.1. ve Tablo 4.1.'de gösterilmiştir.



Şekil 4.1. Farklı yüzey işlem yöntemleri uygulanan zirkonya örneklerin ortalama bükülme direnci değerleri (MPa)

Tablo 4.1. Farklı yüzey işlemleri uygulanmış zirkonya örneklerin ortalama bükülme direnci değerleri (MPa), standart sapmaları ve bükülme modülleri, Weibull modülü ortalama değerleri, karakteristik dayanım ve göreceli monoklinik faz miktarları (%). Aynı üst simge harflerine sahip olan değerler arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık yoktur ($P>0.05$)

Grup	Bükülme Direnci (MPa)	Bükülme Modülü (GPa)	Weibull Modülü-m	Karakteristik Dayanım (MPa)	Monoklinik Faz (%)
Kontrol	1207(± 176) ^a	191,4(9,2) ^A	19,55	1291,79	0
Pre-2W	704(± 148) ^b	175,3(7,1) ^B	11,24	729,74	0
Pre-3W	692(± 125) ^b	177,2(6,5) ^{B,C}	10,65	706,38	0
Pre-4W	677(± 127) ^b	181,4(7,3) ^C	11,35	700,32	0
Pre-5W	605(± 139) ^c	171,5(9,5) ^B	8,94	623,19	0
Pre-6W	588(± 205) ^c	169,7(8,6) ^D	6,07	611,19	0
Pre-K	658(± 101) ^b	166,8(6,4) ^D	11,04	663,02	0
Post-2W	1108(± 169) ^d	186,4(5,0) ^E	12,96	1136,44	9,7(0,8)
Post-3W	1086(± 185) ^d	185,2(6,9) ^E	13,40	1117,26	9,3(1,1)
Post-4W	1338(± 188) ^e	187,7(9,1) ^E	13,66	1368,37	10,8(0,4)
Post-5W	1003(± 171) ^f	183,4(7,8) ^E	11,29	1029,19	4,0(0,3)

Post-6W	985(± 165) ^f	182,6(5,9) ^E	11,28	1007,91	3,7(0,4)
Post-K	1390(± 216) ^e	189,3(6,6) ^A	14,78	1421,33	11,3(0,8)
Post-2W-1s1	915(± 192) ^g	180,9(8,2) ^C	10,87	942,08	0
Post-3W-1s1	903(± 164) ^g	181,2(6,3) ^C	11,38	927,81	0
Post-4W-1s1	876(± 156) ^g	178,7(7,9) ^{B,C}	10,82	891,27	0
Post-5W-1s1	781(± 102) ^h	177,5(7,1) ^{B,C}	11,18	793,07	0
Post-6W-1s1	756(± 135) ^h	179,7(8,3) ^{B,C}	11,33	777,51	0
Post-K-1s1	853(± 161) ^g	183,8(5,9) ^E	11,26	873,35	0

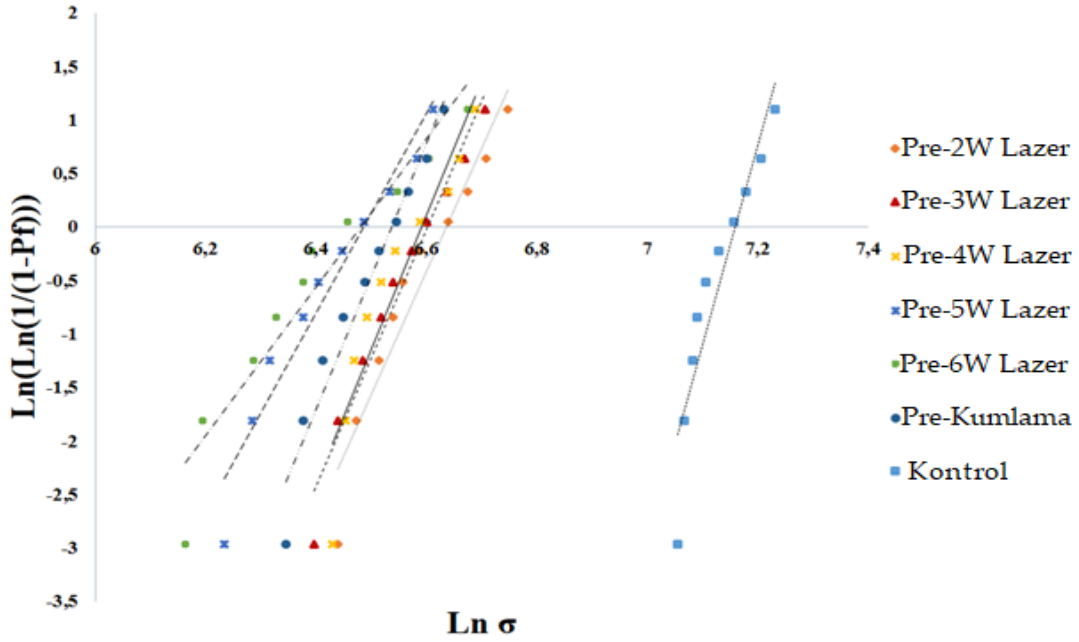
Örneklere sinterleme öncesi veya sonrası aşamada yüzey işlemi uygulanmasının ve örneklere ısı işlem uygulanmasının zirkonyanın bükülme direncini önemli ölçüde etkilediği tespit edilmiştir ($P < 0.05$). Sinterleme sonrası kumlama uygulanan grupta (1390 MPa) ve ısı işlem görmemiş 4 W lazer grubunda (1338 MPa) istatistiksel olarak en yüksek bükülme direnci değerleri elde edilirken ($P < 0.01$); bu iki grubun değerleri arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark bulunamamıştır ($P > 0.05$). Kontrol grubu, sinterleme sonrası kumlama uygulanan ve sinterleme sonrası 4 W lazer uygulanan gruplara göre daha düşük bükülme direnci değerleri ortaya koymasına karşın, kontrol grubunun bükülme direnci değerlerinin (1207 MPa) diğer tüm test gruplarına göre anlamlı derecede yüksek olduğu tespit edilmiştir ($P < 0.01$).

Sinterleme öncesi yüzey işlemi uygulanmış gruplarda, sinterleme sonrası yüzey işlemi uygulanan gruplara göre istatistiksel olarak anlamlı derecede daha düşük bükülme direnci değerleri tespit edilmiştir ($P < 0.05$). Bununla birlikte, sinterleme sonrası yüzey işlemi uygulanmış ve ısıtma işlemi görmüş gruplar, sinterleme sonrası yüzey işlemi uygulanmış ve ısıtma işlemi tabii tutulmamış gruplara kıyasla daha düşük bükülme direnci değerleri ortaya koymuştur ($P < 0.05$). Tüm test protokolleri arasında (sinterleme öncesi yüzey işlemi uygulanan, sinterleme sonrası yüzey işlemi uygulanan + ısıtma işlemi görmeyen, sinterleme sonrası yüzey işlemi uygulanan + ısıtma işlemi gören), 5 W ve 6 W lazer uygulanan gruplarda daha düşük bükülme direnci değerleri tespit edilmiştir. Sinterleme öncesi 5 W ve 6 W lazer uygulanmış gruplar tüm test grupları arasında en düşük bükülme direnci değerlerini göstermiştir ($P < 0.01$).

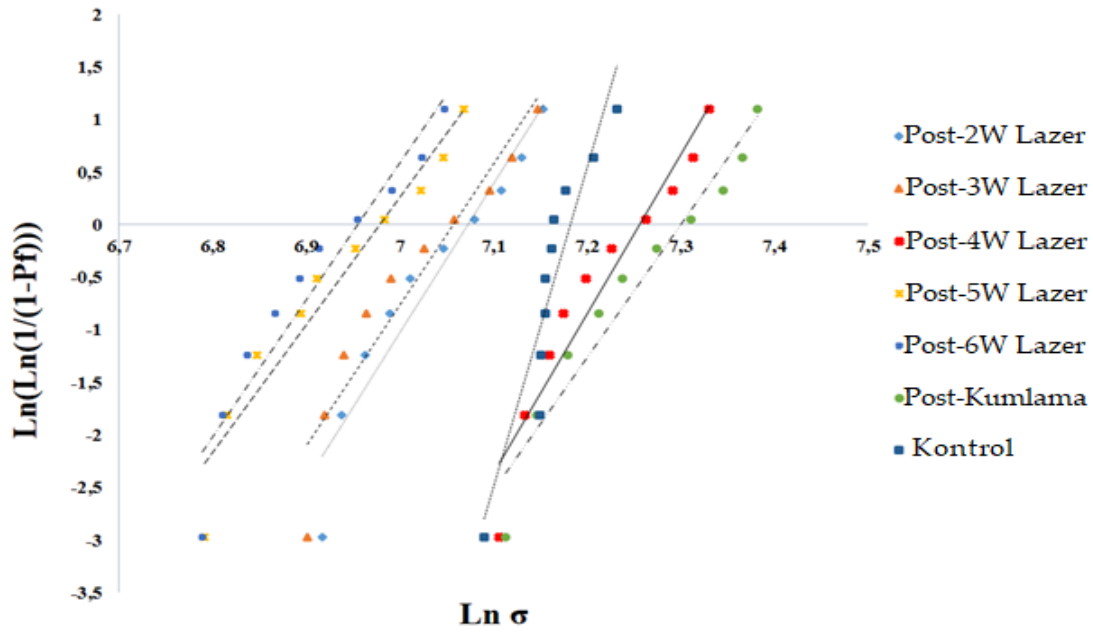
Dört nokta bükülme direnci testi sonucunda yapılan istatistiksel analizde elde edilen verilere göre, bükülme modülünün 166.8-191.4 arasında değişkenlik gösterdiği ve en yüksek bükülme modülü değerinin kontrol grubu ile birlikte Post-4W lazer gruplarının ortaya koyduğu tespit edilmiştir. En düşük bükülme modülü'nü ise Pre-K grupları ile birlikte Pre-6W lazer gruplarının ortaya koyduğu tespit edilmiştir. Elde edilen bu verilerin, bükülme direnci verileri ile orantılı değerlerde ortaya çıktığı, aynı zamanda karakteristik dayanım verileri ile de paralellik gösterdiği tespit edilmiştir (Tablo 4.1.).

Yapılan Weibull analizi sonucunda elde edilen verilere göre, Weibull modülünün 6.07-19.55 arasında değişkenlik gösterdiği tespit edilmiştir. En yüksek Weibull modülü değerini sırasıyla kontrol grubu ile Post-4W lazer grupları ortaya koymuşken; en düşük modül değerini ise sırasıyla Pre-6W lazer grupları ile Pre-5W lazer grupları ortaya koymuştur. Karakteristik dayanım

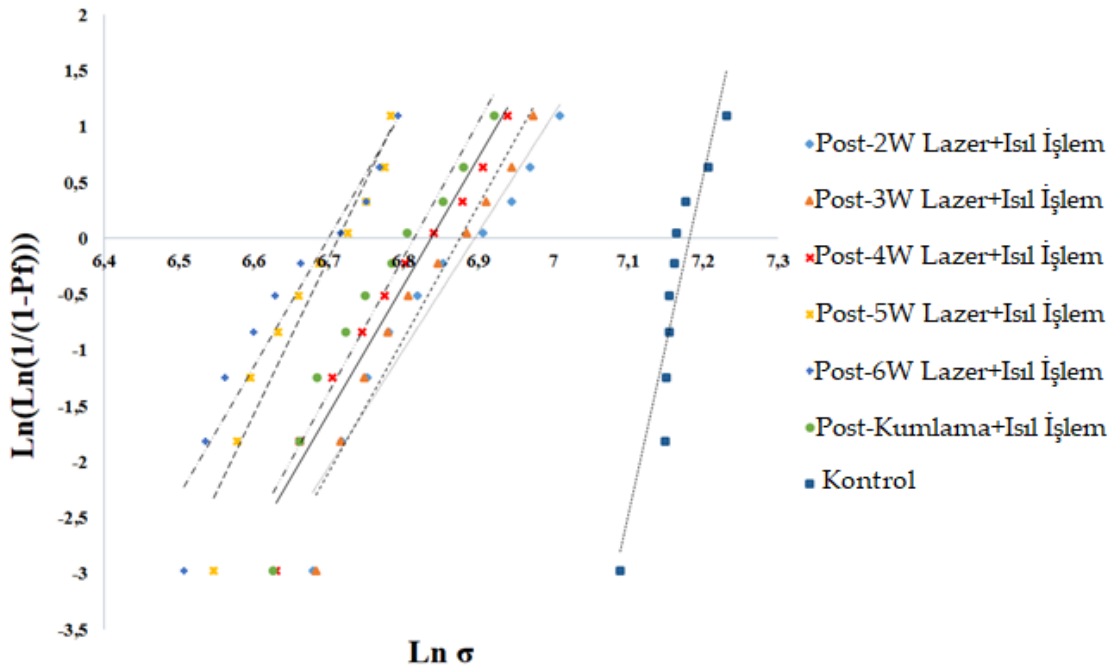
verileri de Weibull modülü verileri ile orantılı değerlerde tespit edilmiştir. Post-K grupları en yüksek karakteristik dayanım verilerini gösterirken; Pre-6W lazer grupları ise en düşük verileri göstermiştir. Uygulanan yüzey işlemlerinden bağımsız olarak, post-sinter + ısıt işlem görmeyen test grupları, pre-sinter + ısıt işlem görmüş test gruplarına oranla daha yüksek karakteristik dayanım verileri ortaya koymuştur (Tablo 4.1.). Weibull analizi verileri Şekil 4.2., Şekil 4.3. ve Şekil 4.4.'de gösterilmiştir.



Şekil 4.2. Sinterleme öncesi yüzey işlemi uygulanan grupların Weibull analiz verilerinin grafiği



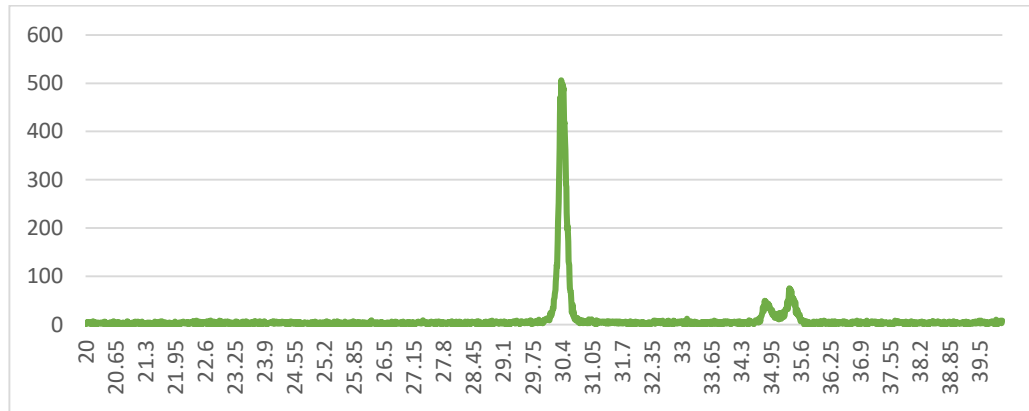
Şekil 4.3. Sinterleme sonrası yüzey işlemi uygulanan, ısıtıl işlem göreyen grupların Weibull analiz verilerinin grafiği



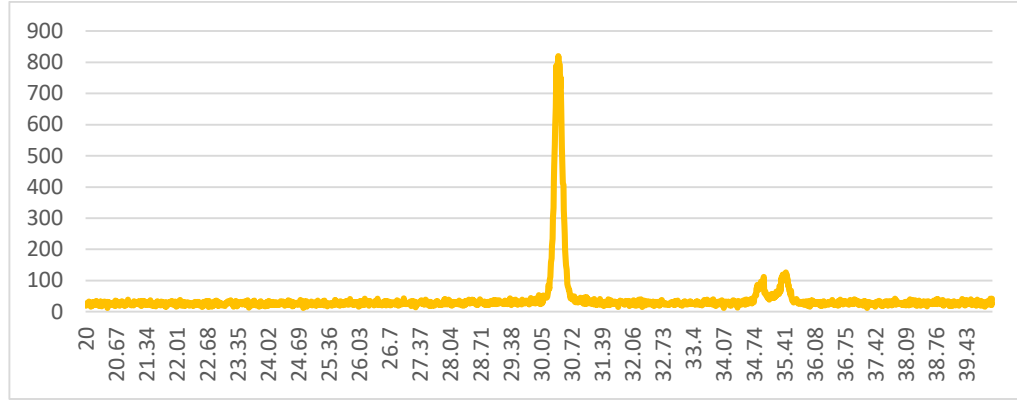
Şekil 4.4. Sinterleme sonrası yüzey işlemi ve ısıtıl işlem uygulanan grupların Weibull analiz verilerinin grafiği

4.2. X-Işını Difraktometre (XRD) Analizi Verileri

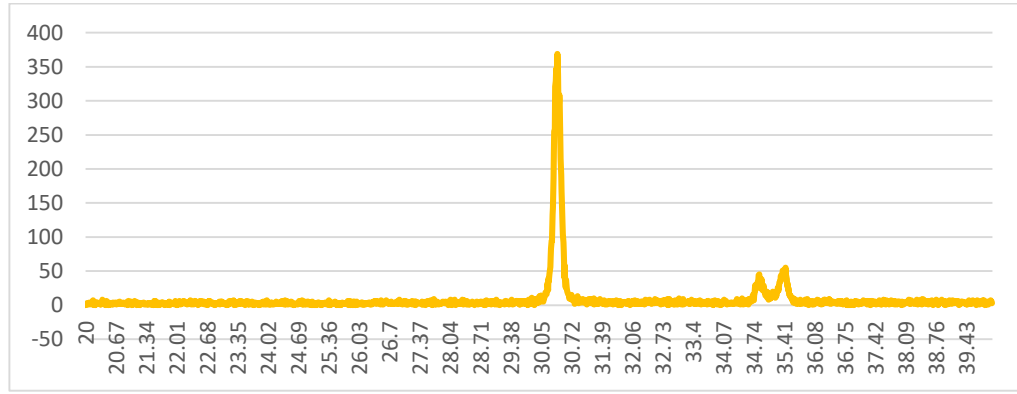
XRD analizi yapılan örnekler arasında monoklinik pikler sadece sinterleme sonrası yüzey işlemi uygulanmış ve ısı işlem görmemiş örneklerde tespit edilmiştir (Şekil 4.12., Şekil 4.13., Şekil 4.14., Şekil 4.15., Şekil 4.16., Şekil 4.17.). Monoklinik faz içeriği, kontrol grubunda (Şekil 4.5.), sinterleme öncesi yüzey işlemi uygulanmış gruplarda (Şekil 4.6., Şekil 4.7., Şekil 4.8., Şekil 4.9., Şekil 4.10., Şekil 4.11.) ve sinterleme sonrası yüzey işlemi uygulanmış ve ısı işlem görmüş gruplarda (Şekil 4.18, Şekil 4.19., Şekil 4.20., Şekil 4.21., Şekil 4.22., Şekil 4.23.) tespit edilememiştir. Bahsedilen gruplardaki monoklinik faz içeriği ve standart sapmaları Tablo 4.1.'de gösterilmektedir. En yüksek monoklinik faz oranı kumlama grubunda, en düşük oran ise 6 W lazer grubunda gözlenmiştir. Yüzey işlemi uygulanmamış gruplarda faz dönüşümü izlenmezken, sinterleme sonrası yüzey işlemi uygulanmış ve ısı işlem görmüş örneklerde monoklinik fazdan tetragonal faza geri dönüşüm gerçekleşmiştir. Monoklinik faz tespit edilen test gruplarının X-ışını difraktometresi analizi grafiklerinin karşılaştırılması ise Şekil 4.24'te gösterilmiştir.



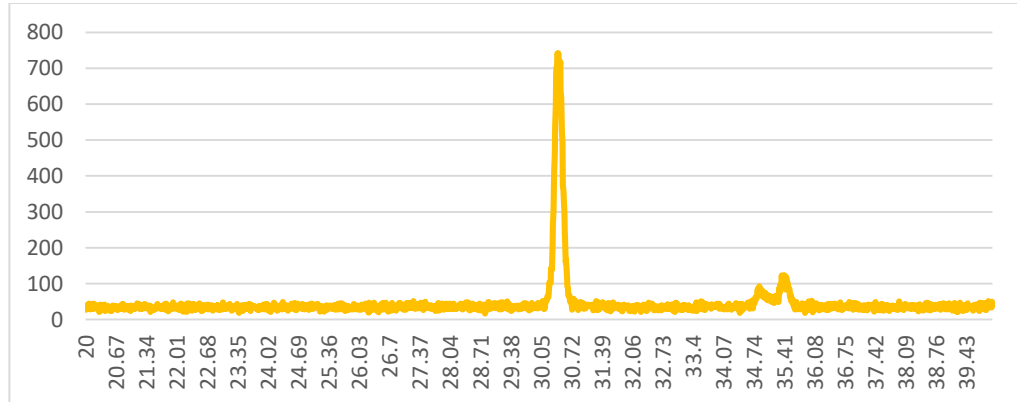
Şekil 4.5. Kontrol grubuna ait bir zirkonya örneğin X-ışını difraktometrisi analiz grafiği



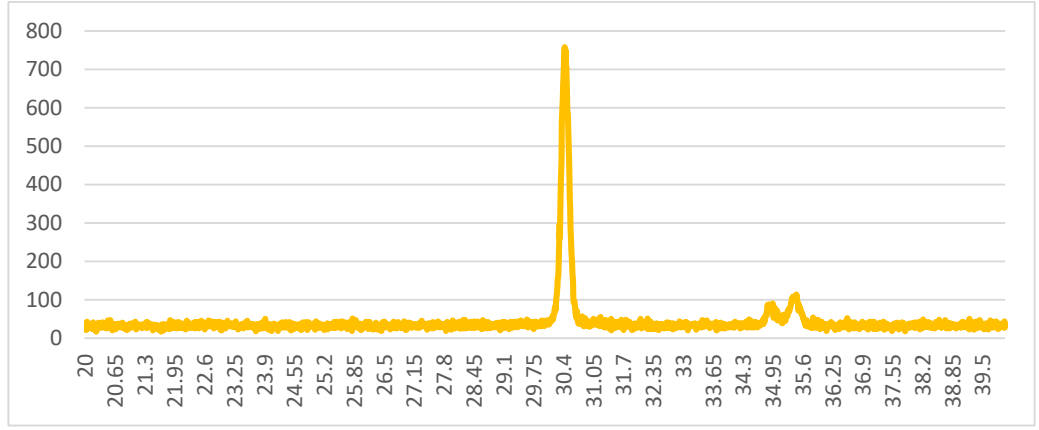
Şekil 4.6. Sinterleme öncesinde 2W Er, Cr: YSGG lazer işlemine tabi tutulan gruba ait bir zirkonya örneğin X-ışını difraktometrisi analiz grafiği



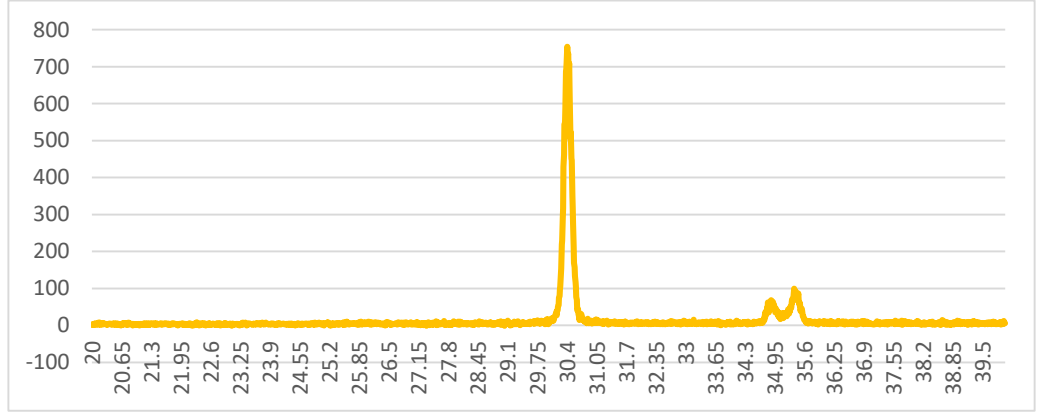
Şekil 4.7. Sinterleme öncesinde 3W Er, Cr: YSGG lazer işlemine tabi tutulan gruba ait bir zirkonya örneğin X-ışını difraktometrisi analiz grafiği



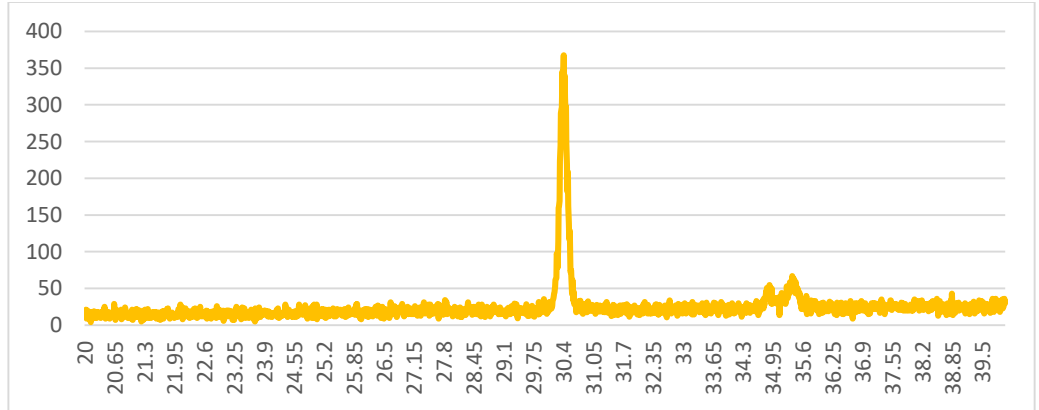
Şekil 4.8. Sinterleme öncesinde 4W Er, Cr: YSGG lazer işlemine tabi tutulan gruba ait bir zirkonya örneğin X-ışını difraktometrisi analiz grafiği



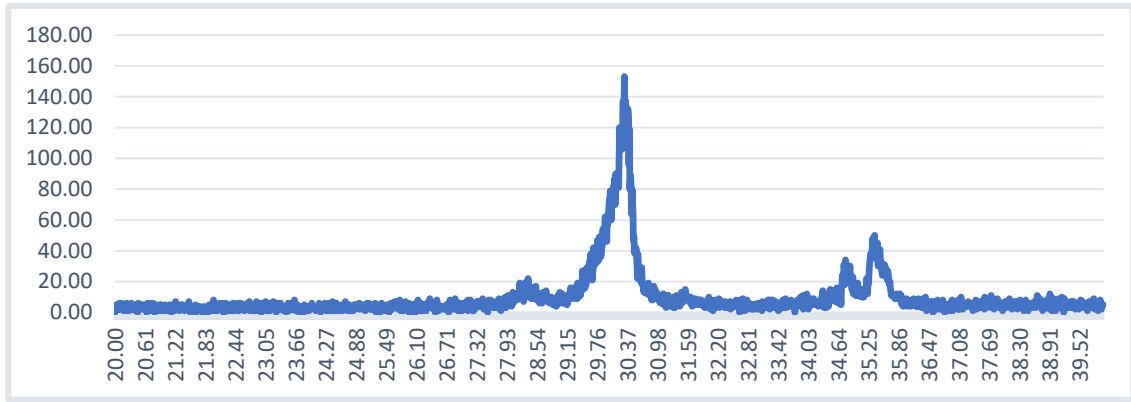
Şekil 4.9. Sinterleme öncesinde 5W Er, Cr: YSGG lazer işlemine tabi tutulan gruba ait bir zirkonya örneğin X-ışını difraktometrisi analiz grafiği



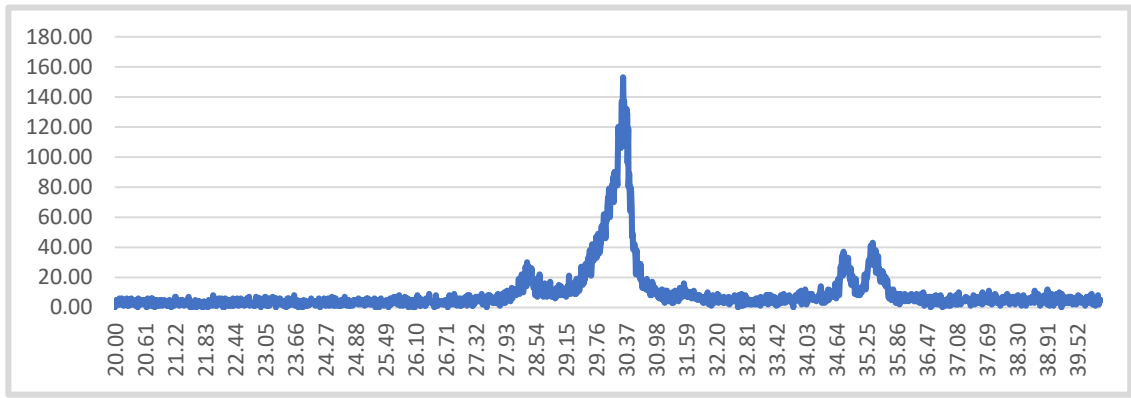
Şekil 4.10. Sinterleme öncesinde 6W Er, Cr: YSGG lazer işlemine tabi tutulan gruba ait bir zirkonya örneğin X-ışını difraktometrisi analiz grafiği



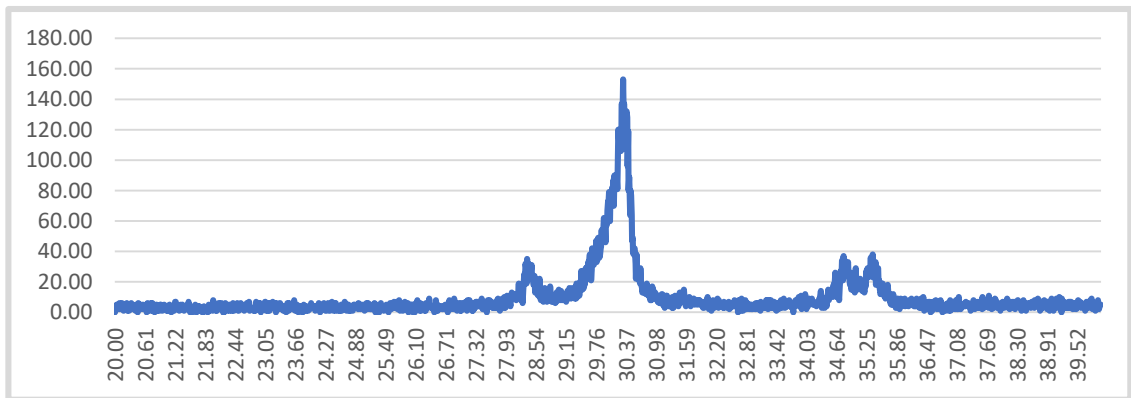
Şekil 4.11. Sinterleme öncesinde kumlama işlemine tabi tutulan gruba ait bir zirkonya örneğin X-ışını difraktometrisi analiz grafiği



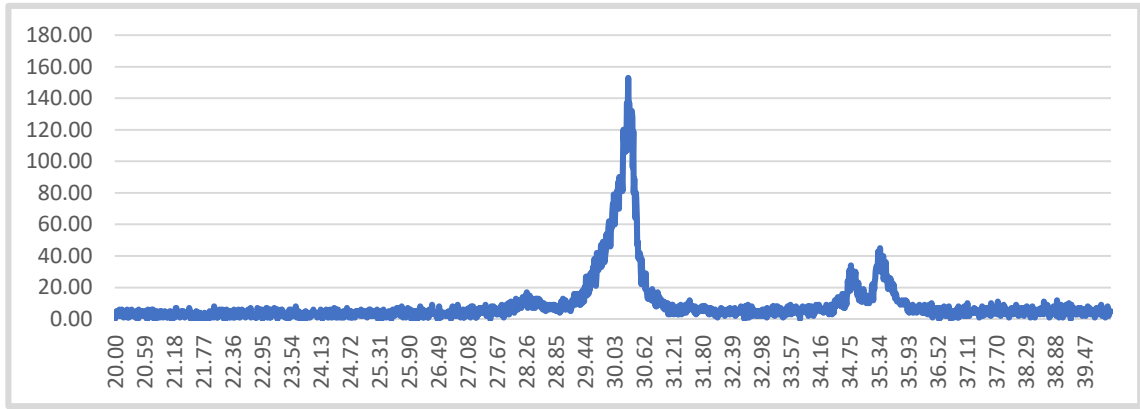
Şekil 4.12. Sinterleme sonrasında 2W Er, Cr: YSGG lazer işlemine tabi tutulan gruba ait bir zirkonya örneğin X-ışını difraktometrisi analiz grafiği



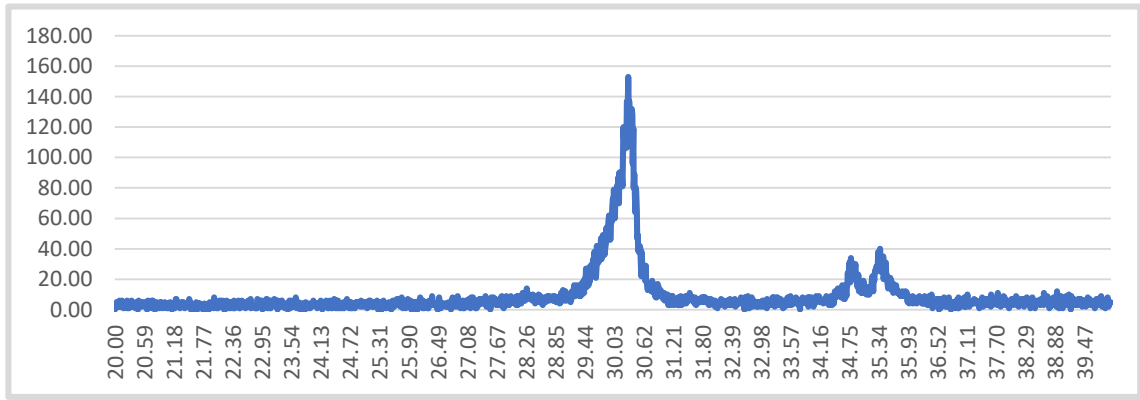
Şekil 4.13. Sinterleme sonrasında 3W Er, Cr: YSGG lazer işlemine tabi tutulan gruba ait bir zirkonya örneğin X-ışını difraktometrisi analiz grafiği



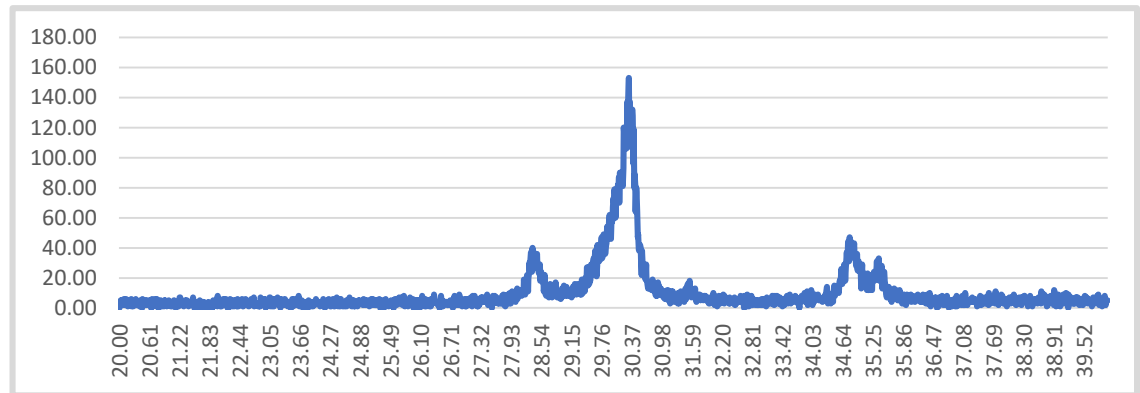
Şekil 4.14. Sinterleme sonrasında 4W Er, Cr: YSGG lazer işlemine tabi tutulan gruba ait bir zirkonya örneğin X-ışını difraktometrisi analiz grafiği



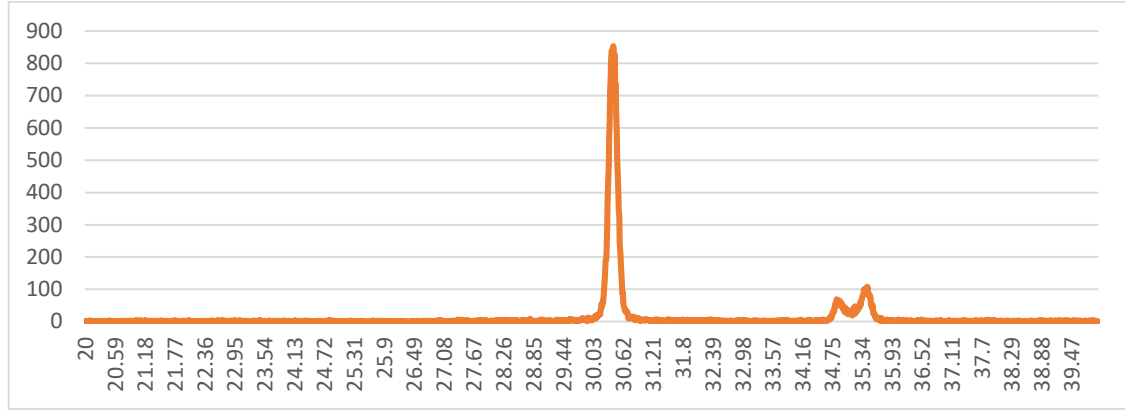
Şekil 4.15. Sinterleme sonrasında 5W Er, Cr: YSGG lazer işlemine tabi tutulan gruba ait bir zirkonya örneğin X-ışını difraktometrisi analiz grafiği



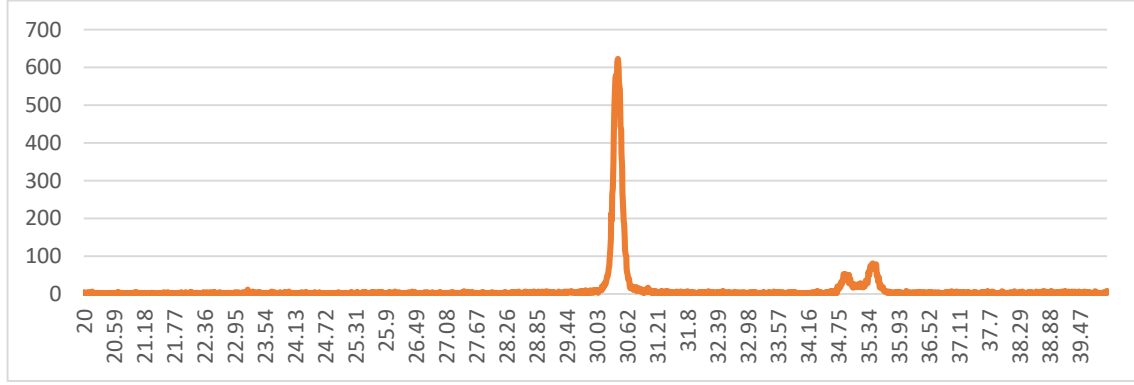
Şekil 4.16. Sinterleme sonrasında 6W Er, Cr: YSGG lazer işlemine tabi tutulan gruba ait bir zirkonya örneğin X-ışını difraktometrisi analiz grafiği



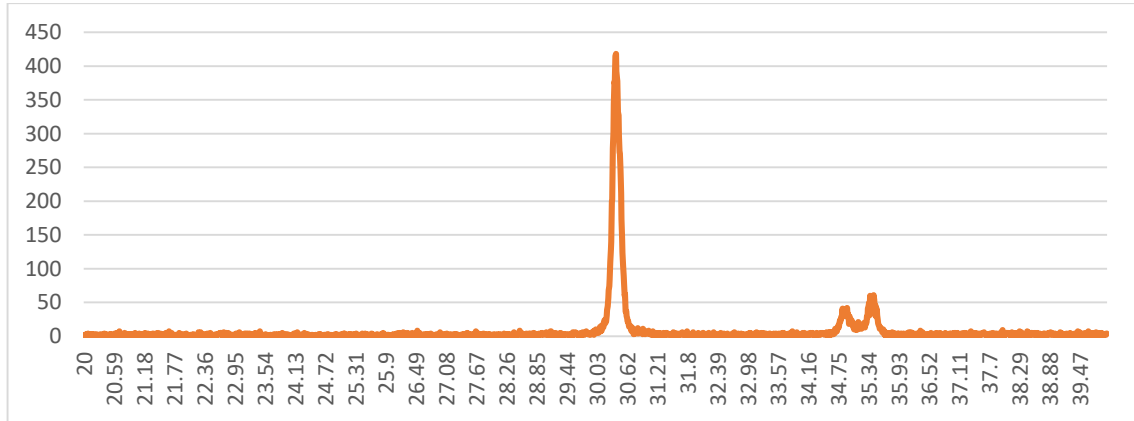
Şekil 4.17. Sinterleme sonrasında kumlama işlemine tabi tutulan gruba ait bir zirkonya örneğin X-ışını difraktometrisi analiz grafiği



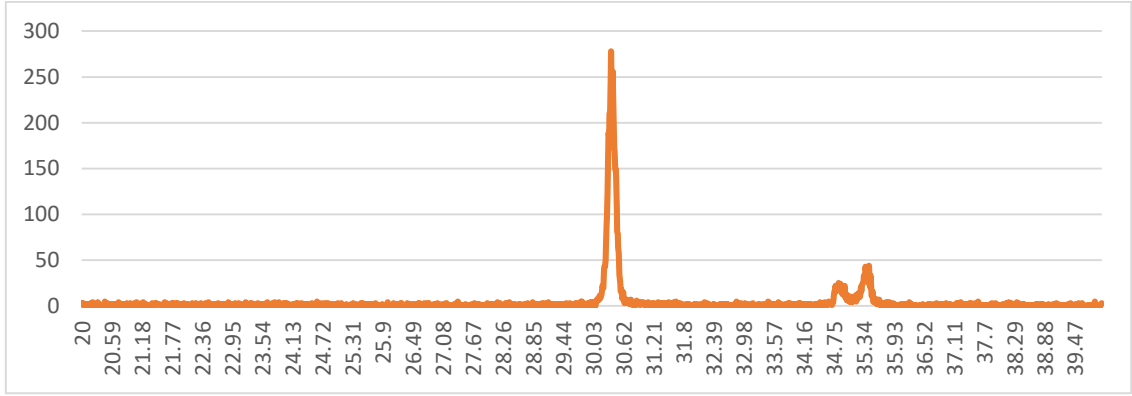
Şekil 4.18. Sinterleme sonrasında 2W Er, Cr: YSGG lazer + ısıtılma tabi tutulan gruba ait bir zirkonya örneğin X-ışını difraktometrisi analiz grafiği



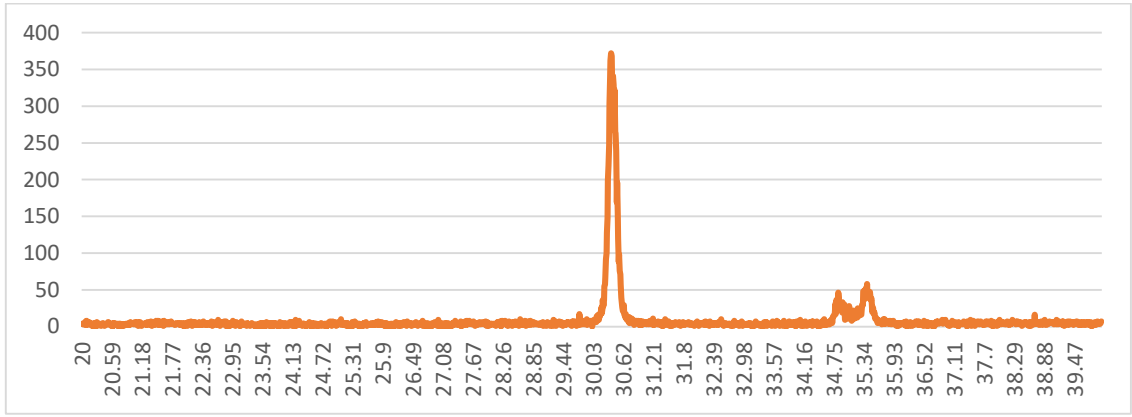
Şekil 4.19. Sinterleme sonrasında 3W Er, Cr: YSGG lazer + ısıtılma tabi tutulan gruba ait bir zirkonya örneğin X-ışını difraktometrisi analiz grafiği



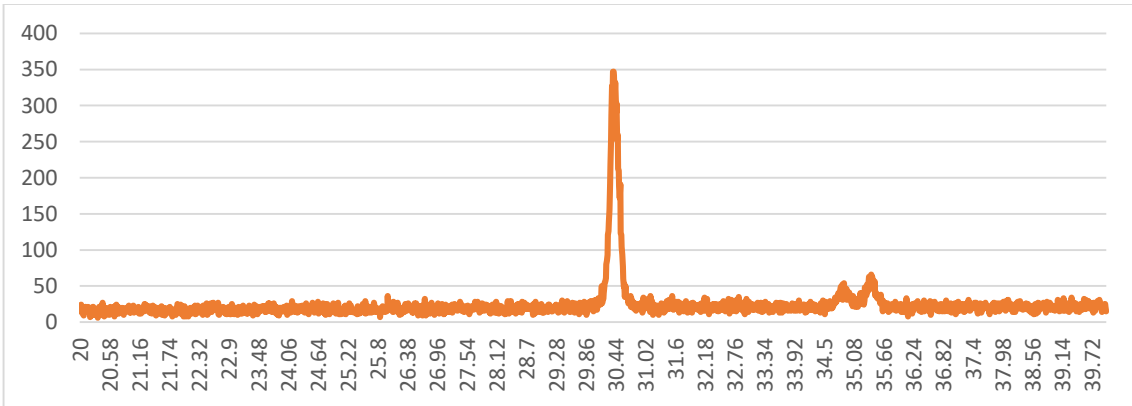
Şekil 4.20. Sinterleme sonrasında 4W Er, Cr: YSGG lazer + ısıtılma tabi tutulan gruba ait bir zirkonya örneğin X-ışını difraktometrisi analiz grafiği



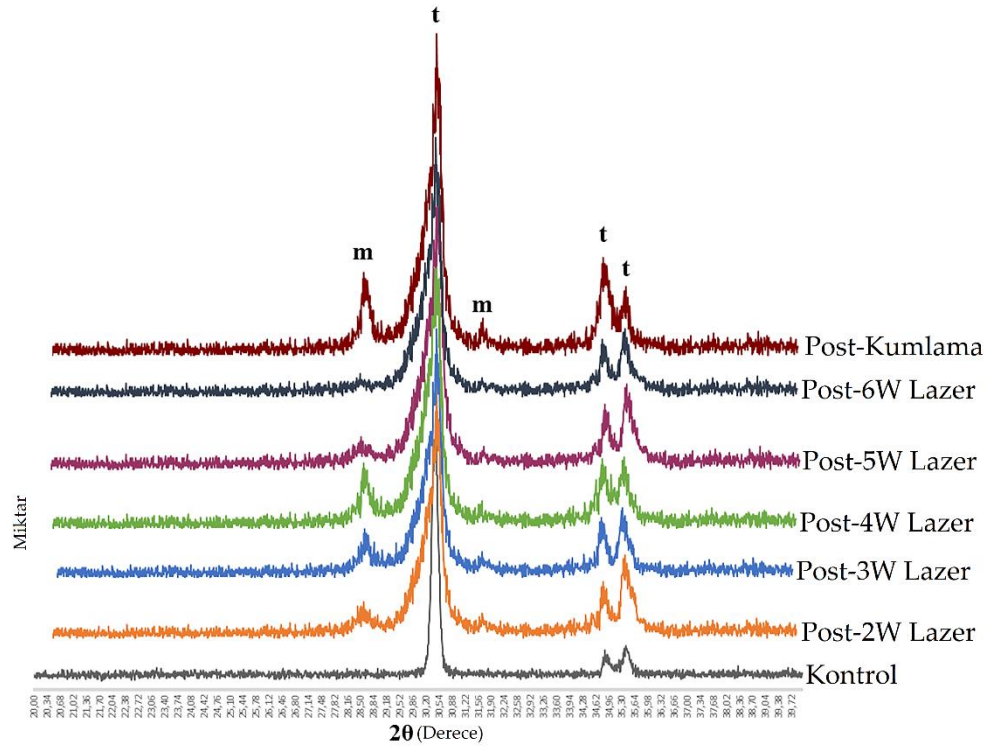
Şekil 4.21. Sinterleme sonrasında 5W Er, Cr: YSGG lazer + ısıtılma tabi tutulan gruba ait bir zirkonya örneğin X-ışını difraktometrisi analiz grafiği



Şekil 4.22. Sinterleme sonrasında 6W Er, Cr: YSGG lazer + ısıtılma tabi tutulan gruba ait bir zirkonya örneğin X-ışını difraktometrisi analiz grafiği



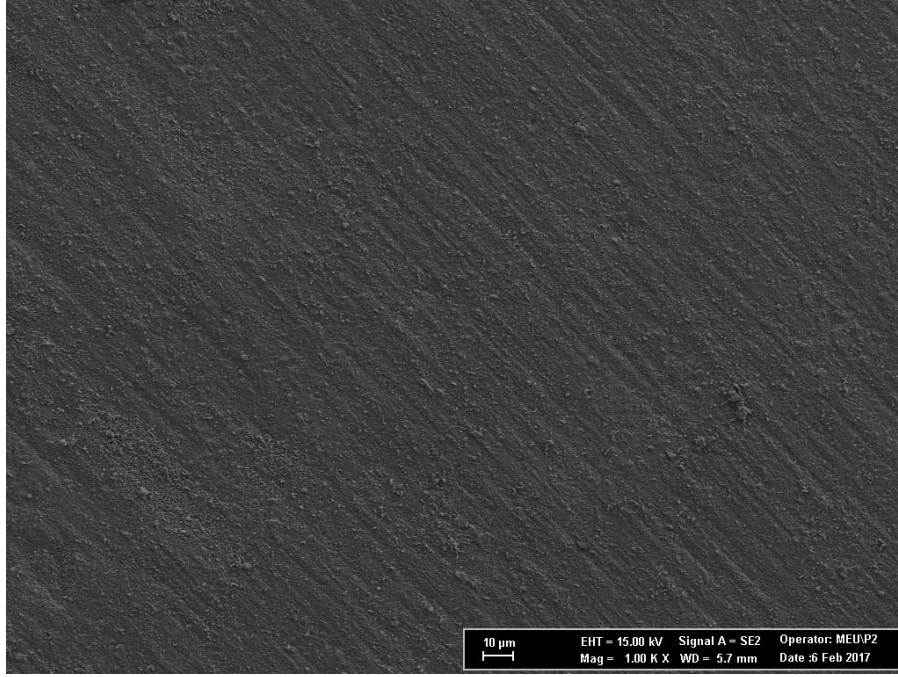
Şekil 4.23. Sinterleme sonrasında kumlama + ısıtılma tabi tutulan gruba ait bir zirkonya örneğin X-ışını difraktometrisi analiz grafiği



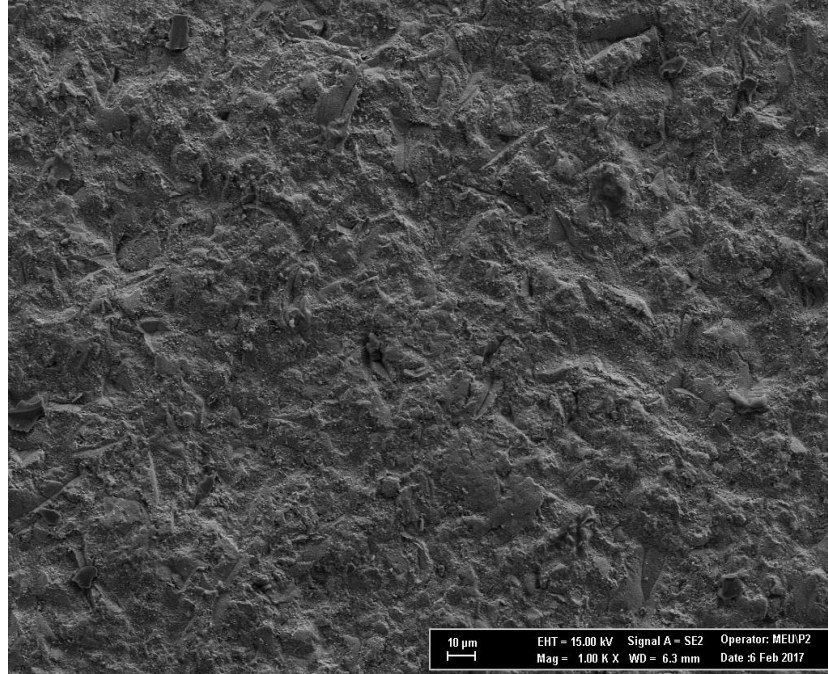
Şekil 4.24. Monoklinik faz tespit edilen test gruplarının X-ışını difraktometresi analizi grafiklerinin karşılaştırılması

4.3. Alan Emisyonlu Taramalı Elektron Mikroskobu (FESEM) Analizi ile Yüzey Morfolojisi Görüntüleri

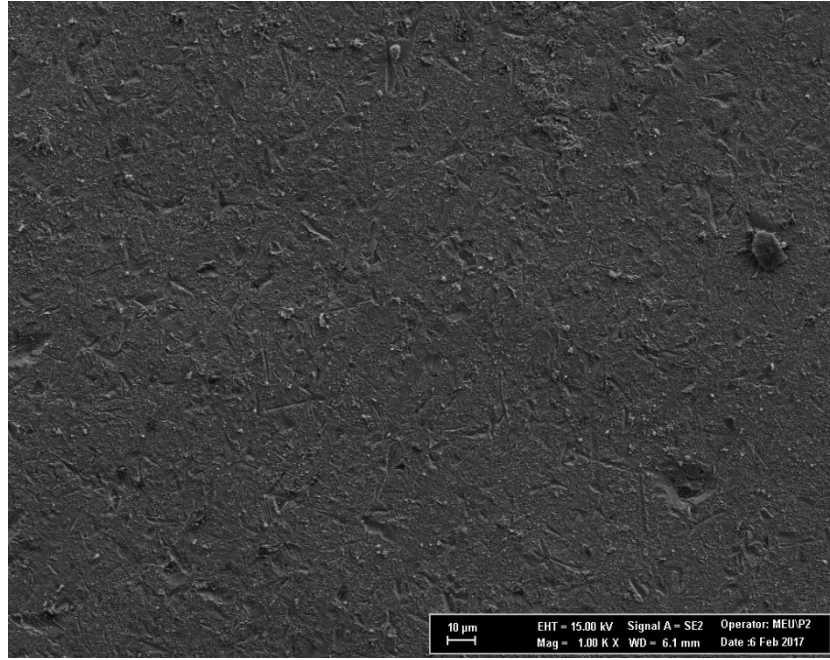
Elde edilen FESEM görüntüleri, zirkonya örneklerinin yüzey morfolojisinin, uygulanan yüzey işlemlerine ve yüzey işlemlerinin sinterlemeden önce veya sonra uygulanmasına göre etkilendiğini ortaya koymuştur. Kontrol grubu ile kıyaslandığında (Şekil 4.25.), sinterleme öncesinde kumlama işlemi uygulanan örneklerde (Şekil 4.26.) daha derin girintiler ve daha pürüzlü yüzeyler gözlemlenmiştir. Sinterleme sonrası kumlama işlemi uygulanan örnekler (Şekil 4.27.) ise sinterleme öncesi gruplara göre daha az girinti göstermiş ve kontrol grubuna benzer görünüm sergilemiştir.



Şekil 4.25. Kontrol grubundaki bir zirkonya örneğine ait x1000 büyütmedeki FESEM görüntüsü

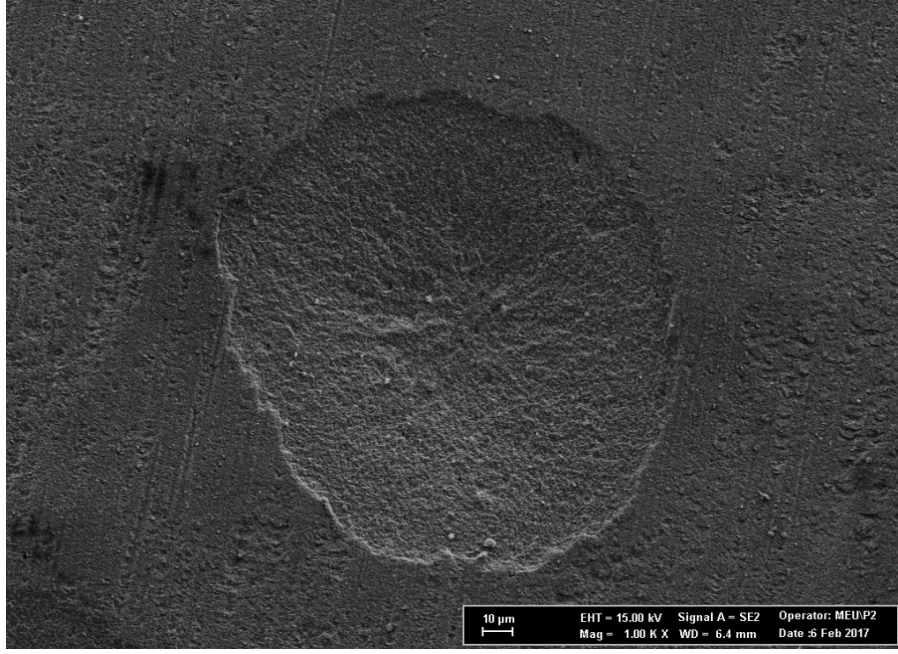


Şekil 4.26. Sinterleme öncesi kumlama işlemine tabi tutulan gruptaki bir zirkonya örneğine ait x1000 büyütmedeki FESEM görüntüsü

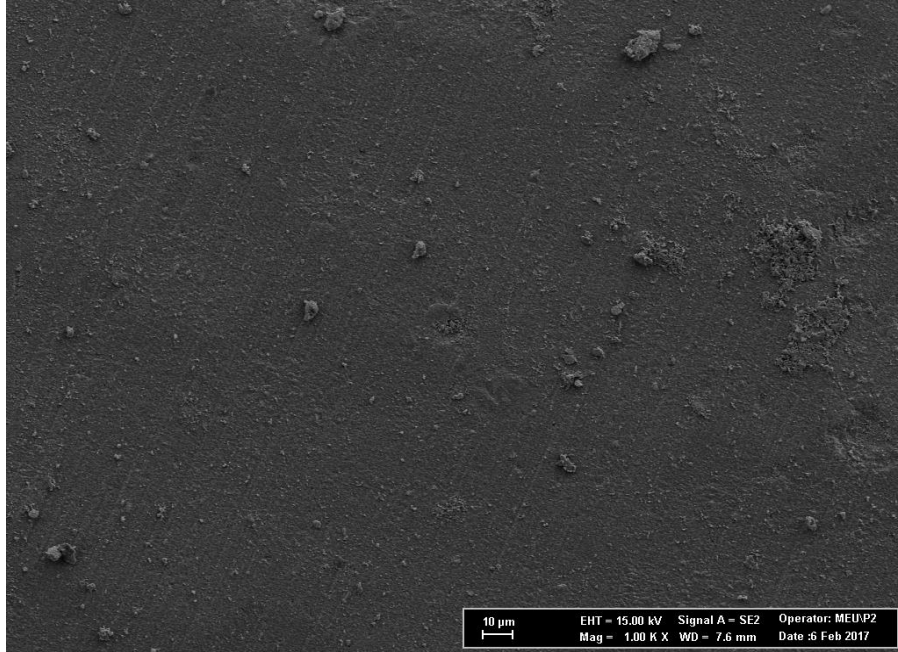


Şekil 4.27. Sinterleme sonrası kumlama işlemine tabi tutulan gruptaki bir zirkonya örneğine ait x1000 büyütmedeki FESEM görüntüsü

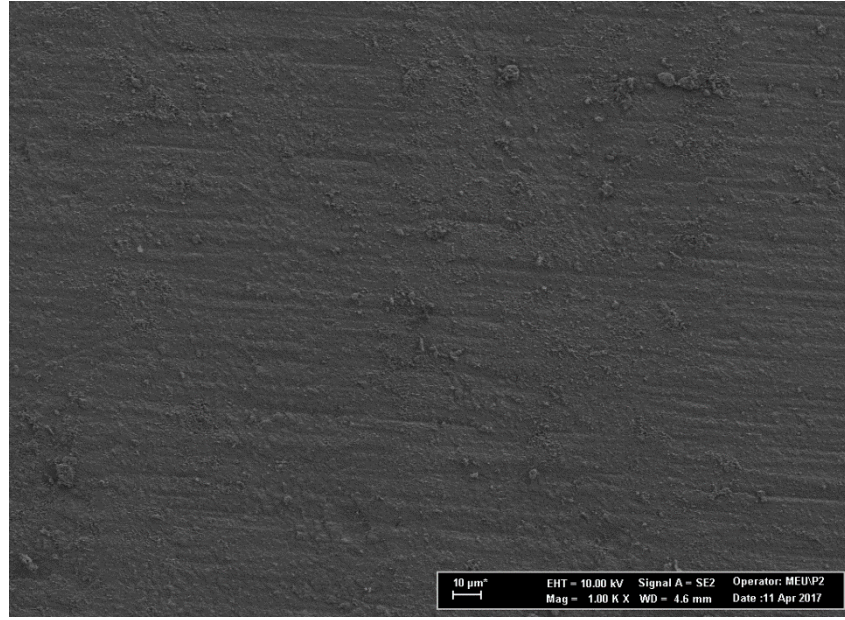
Sinterleme öncesi 2 W lazer işlemi uygulanan örneklerin yüzeylerinde 1000 büyütmede daha belirgin retansiyon alanları gözlenmiştir (Şekil 4.28.). Sinterleme sonrası 2 W lazer işlemi uygulanan ve sinterleme sonrası 2 W lazer + ısı işlem uygulanan örneklerin yüzeylerinde sinterleme öncesi gruplara oranla daha az belirgin pürüzlendirme alanlarına rastlanmıştır, ancak her iki gruba uygulanan yüzey işlemleri sonrasında bu iki grup arasında belirgin bir fark tespit edilememiştir (Şekil 4.29., Şekil 4.30.).



Şekil 4.28. Sinterleme öncesinde 2W lazer işlemine tabi tutulan gruptaki bir zirkonya örneğine ait x1000 büyütmedeki FESEM görüntüsü



Şekil 4.29. Sinterleme sonrasında 2W lazer işlemine tabi tutulan gruptaki bir zirkonya örneğine ait x1000 büyütmedeki FESEM görüntüsü

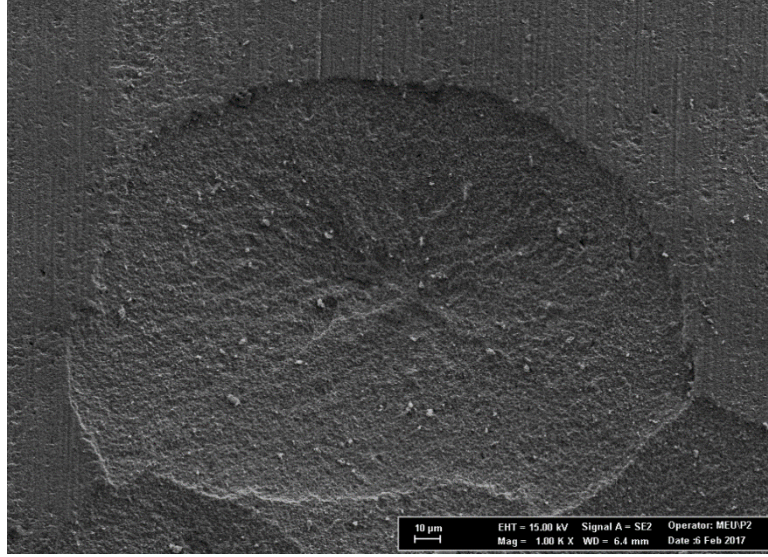


Şekil 4.30. Sinterleme sonrasında 2W lazer + ısı işlemi tabi tutulan gruptaki bir zirkonya örneğine ait x1000 büyütmedeki FESEM görüntüsü

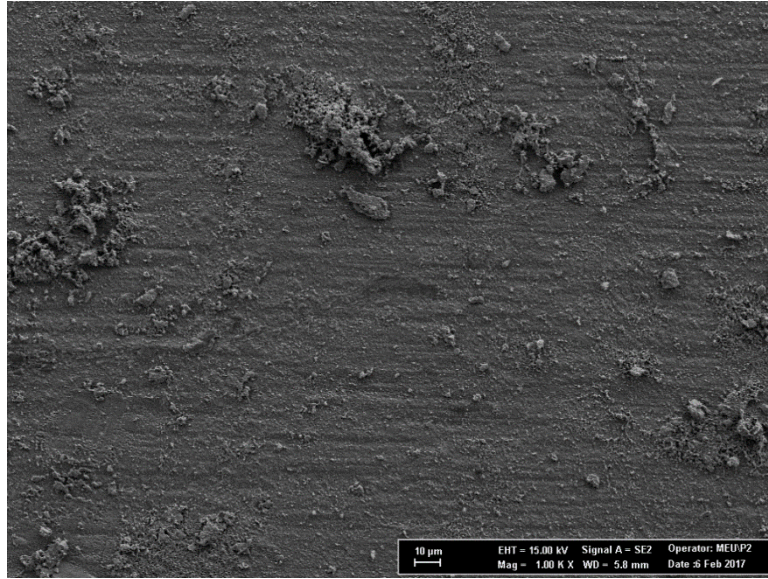
Sinterleme sonrası yüzey işlemi uygulanıp ısı işlemi uygulanmayan tüm örnek gruplarında yüzey tabakasında ayrılma izlenmiştir (Şekil 4.29., Şekil 4.32., Şekil 4.35.). Post-6W lazer gruplarında birçok mikroçatlak ve erimiş alanlar gözlenmiştir (Şekil 4.32.). Sinterleme sonrası yüzey işlemi uygulanıp ısı işlemi görmeyen gruplarda ve ısı işlemi uygulanan kumlama gruplarında (Post-K+ısı) plastik deformasyon ve mikroçatlak tespit edilmiş ve Post-K+ısı grubunda tanecik sınırları gözlenememiştir (Şekil 4.36.).

Sinterleme öncesi 6 W lazer işlemi uygulanan örneklerin yüzeylerinde 1000 büyütmede, sinterleme öncesi 2 W lazer işlemi uygulanan örneklerle oranla daha büyük retansiyon alanları gözlemlenmiştir (Şekil 4.31.). Bununla birlikte, sinterleme sonrası 6 W lazer işlemi uygulanan ve sinterleme sonrası 6 W lazer + ısı işlemi uygulanan örneklerin yüzeylerinde, sinterleme öncesi 6 W lazer işlemi

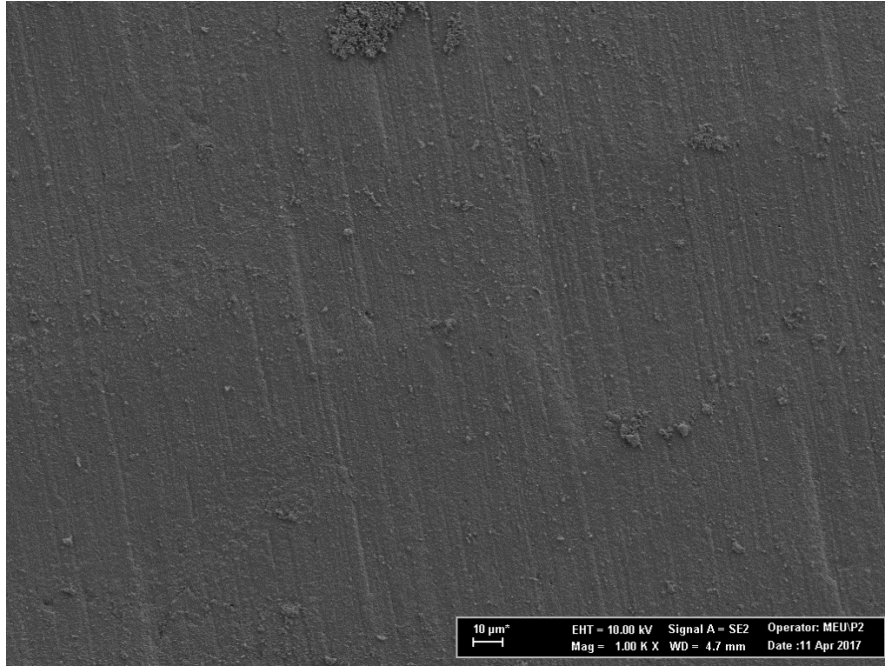
uygulanan örneklere oranla daha az belirgin düzensizlikler ve retansiyon alanları gözlemlenmiştir (Şekil 4.32., Şekil 4.33.).



Şekil 4.31. Sinterleme öncesinde 6W lazer işlemine tabi tutulan gruptaki bir zirkonya örneğine ait x1000 büyütmedeki FESEM görüntüsü

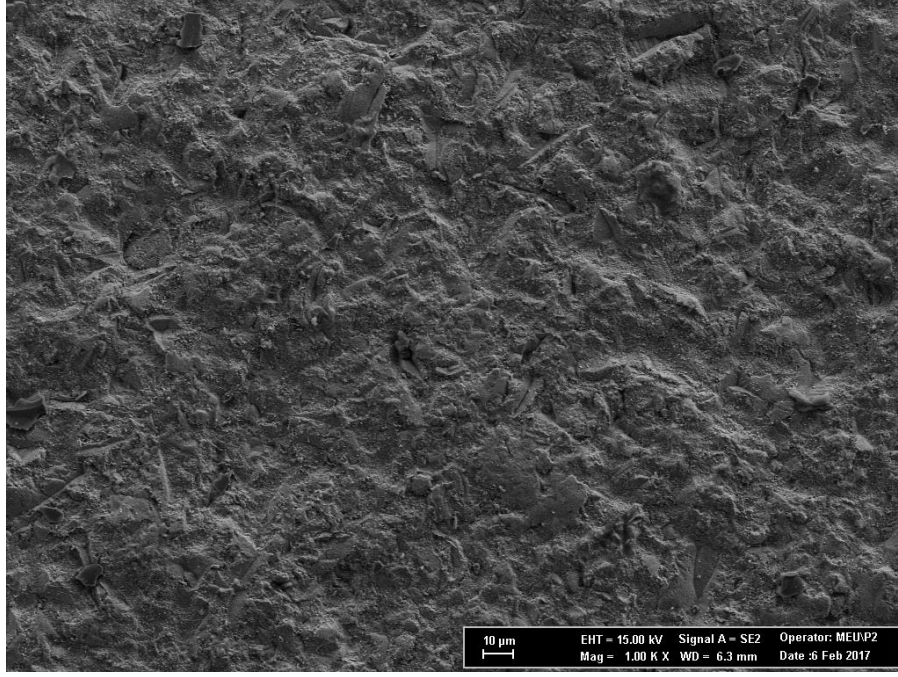


Şekil 4.32. Sinterleme sonrasında 6W lazer işlemine tabi tutulan gruptaki bir zirkonya örneğine ait x1000 büyütmedeki FESEM görüntüsü

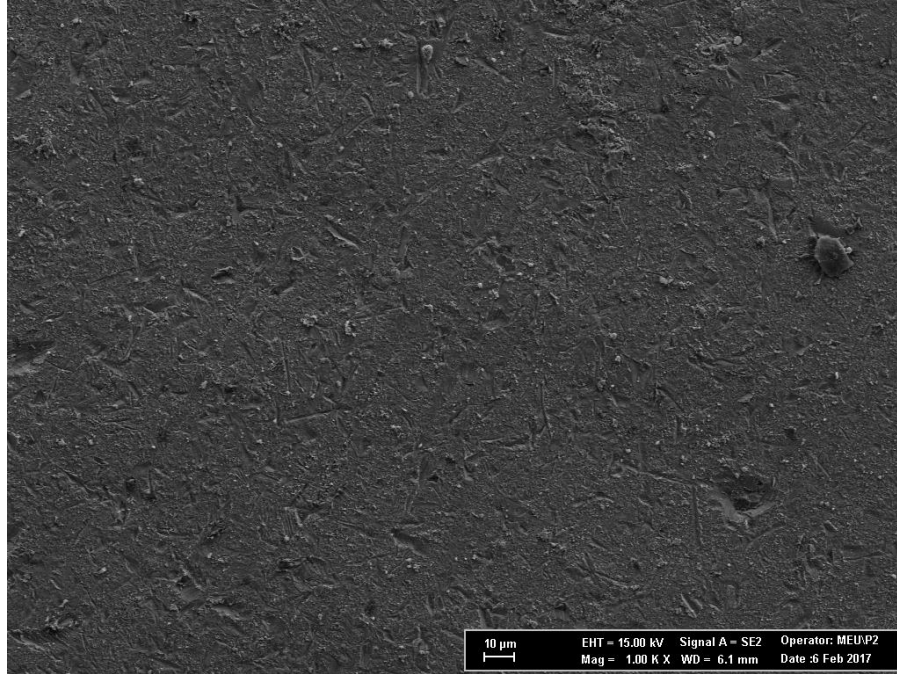


Şekil 4.33. Sinterleme sonrasında 6W lazer + ısıt işleme tabi tutulan gruptaki bir zirkonya örneğine ait x1000 büyütmedeki FESEM görüntüsü

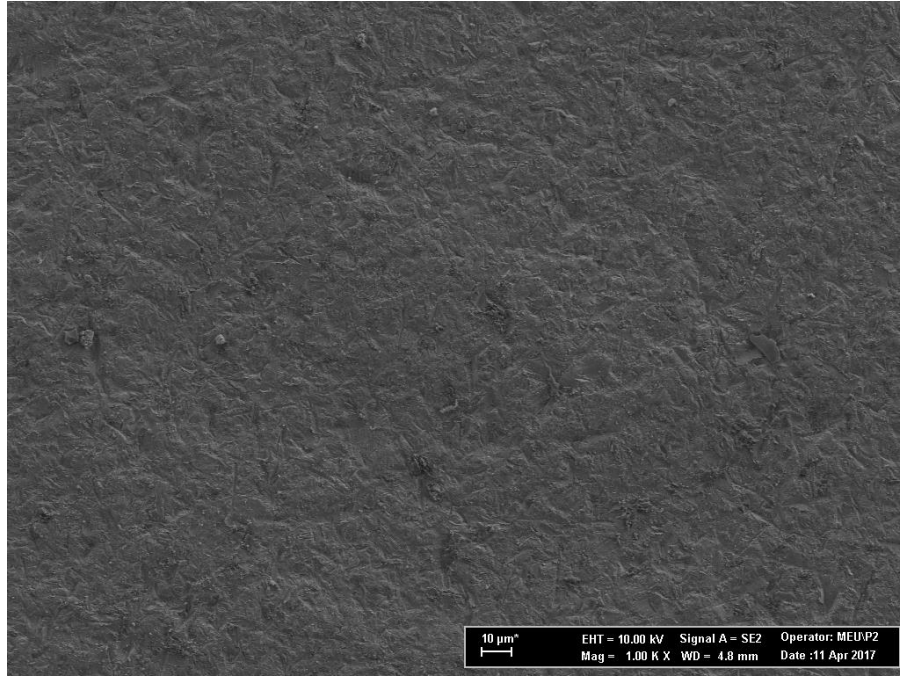
Sinterleme öncesi kumlama işlemi uygulanan örneklerin yüzeylerinde 1000 büyütmede, sinterleme sonrası kumlama işlemi ve sinterleme sonrası kumlama + ısıt işlem uygulanan örneklerin görüntülerine oranla daha belirgin yüzey pürüzlülüğüne rastlanmıştır. Ancak, lazer işleminin uygulandığı gruplara oranla kumlama işlemi uygulanan gruplarda daha geniş alana yayılmış belirgin düzensizlikler ve retansiyon alanlarına rastlanmıştır (Şekil 4.34., Şekil 4.35., Şekil 4.36.).



Şekil 4.34. Sinterleme öncesinde kumlama işlemine tabi tutulan gruptaki bir zirkonya örneğine ait x1000 büyütmedeki FESEM görüntüsü

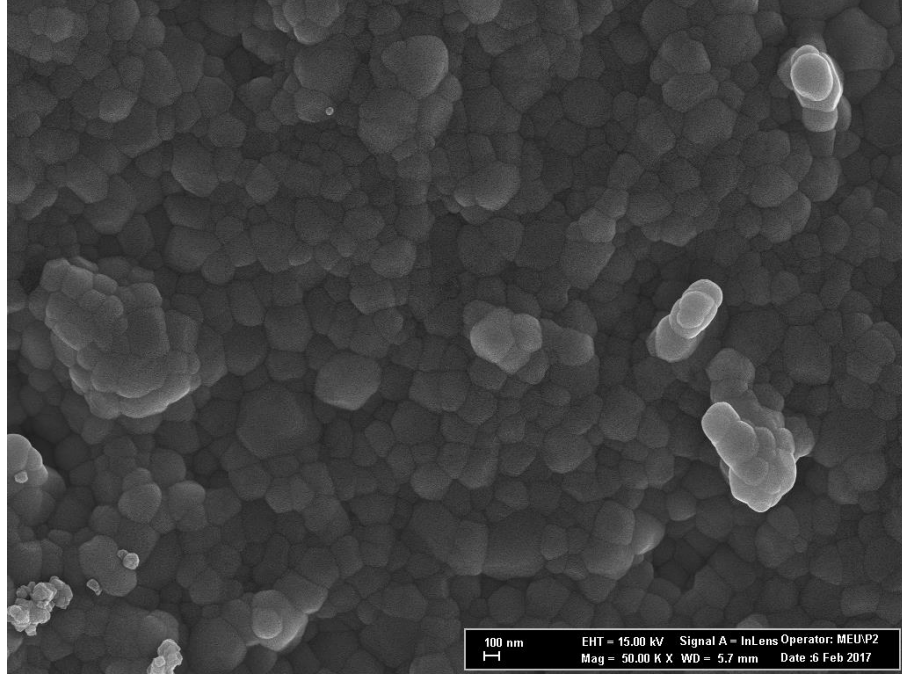


Şekil 4.35. Sinterleme sonrasında kumlama işlemine tabi tutulan gruptaki bir zirkonya örneğine ait x1000 büyütmedeki FESEM görüntüsü

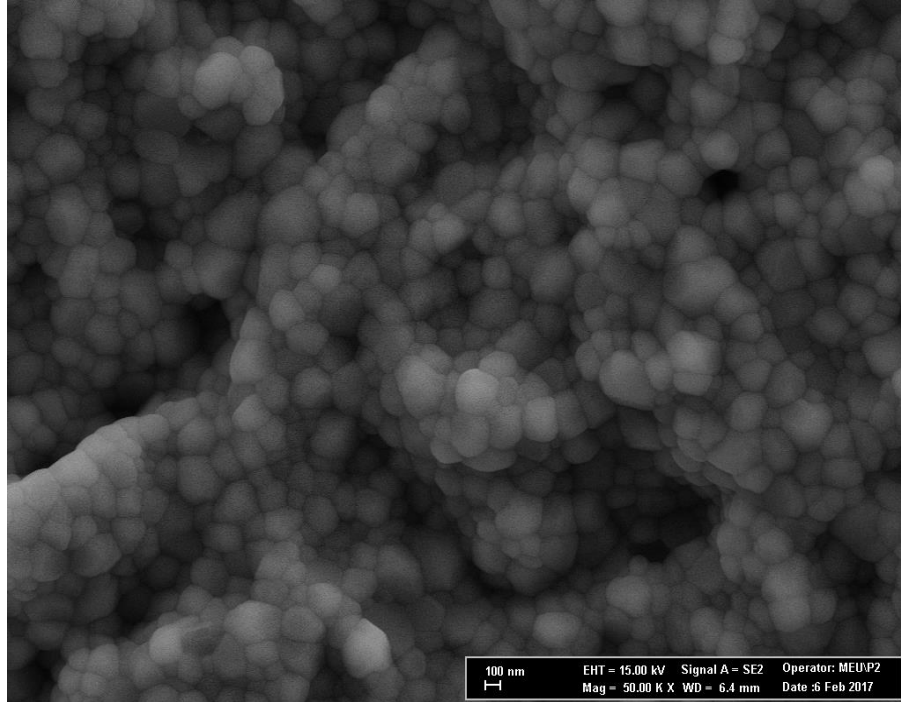


Şekil 4.36. Sinterleme sonrası kumlama + ısıt işleme tabi tutulan gruptaki bir zirkonya örneğine ait x1000 büyütmedeki FESEM görüntüsü

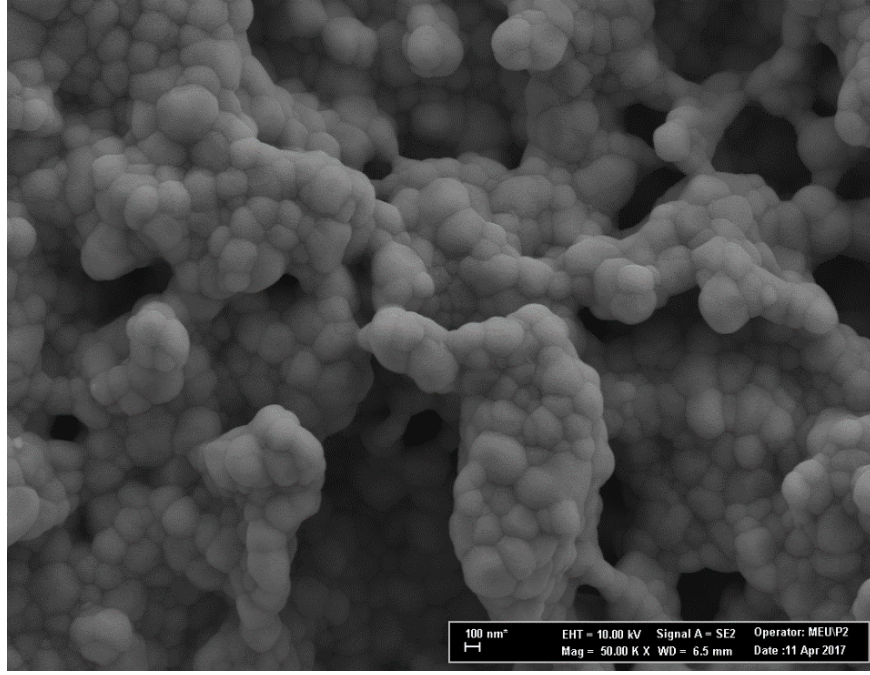
Sinterleme öncesi lazer işleme uygulanan yüzeyler, Er, Cr: YSGG lazerin çıkış gücünün artmasıyla belirgin düzensizlikler sergilemiştir. Kontrol grubu, sinterleme öncesi yüzey işleme uygulanan gruplar ve sinterleme sonrası yüzey işleme + ısıt işlem uygulanan gruplardaki örnekler 50000 büyütmede incelendiklerinde tanecik sınırlarının gözlenebildiği bulgulanmıştır (Şekil 4.37., Şekil 4.38., Şekil 4.39., Şekil 4.40., Şekil 4.41., Şekil 4.48.). Ancak, sinterleme sonrası yüzey işleme uygulanan gruplarda tanecik sınırları belirgin olarak gözlenememiştir (Şekil 4.42., Şekil 4.43., Şekil 4.44., Şekil 4.45., Şekil 4.46., Şekil 4.47.).



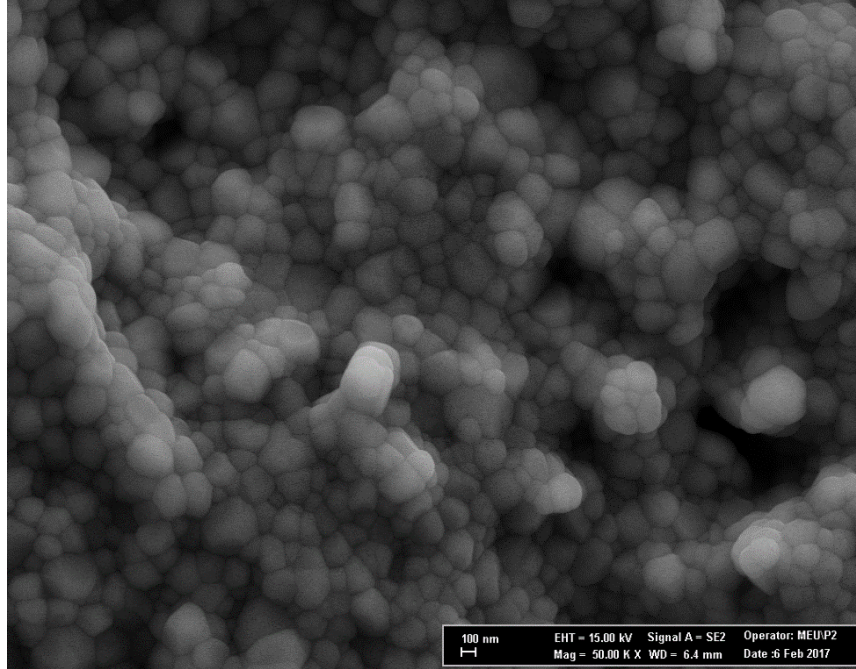
Şekil 4.37. Kontrol grubuna ait bir zirkonya örneğin x50000 büyütmedeki FESEM görüntüsü



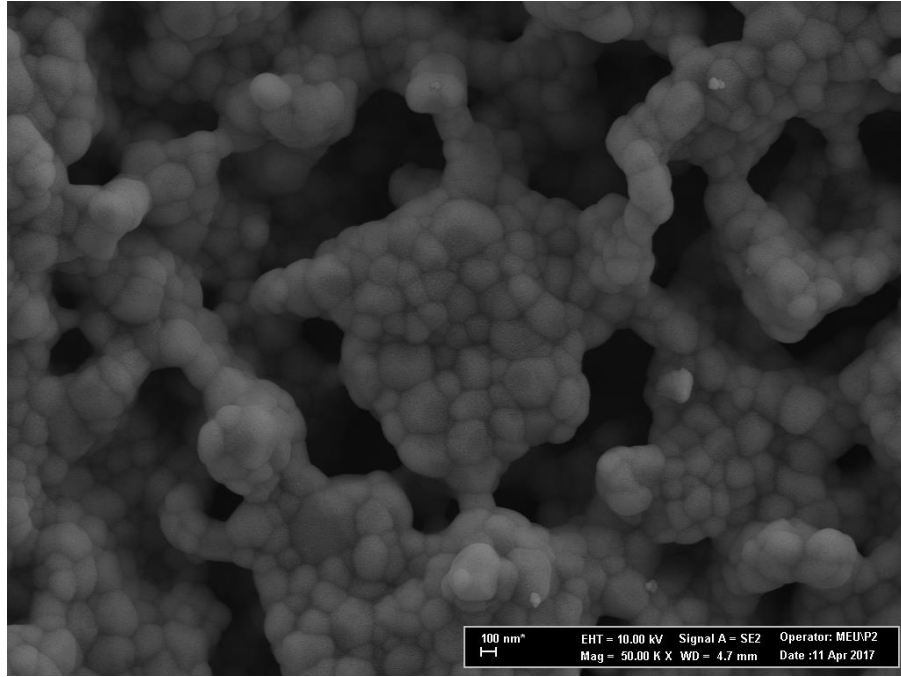
Şekil 4.38. Sinterleme öncesinde 2W Er, Cr: YSGG lazer işlemi uygulanmış gruba ait bir zirkonya örneğin x50000 büyütmedeki FESEM görüntüsü



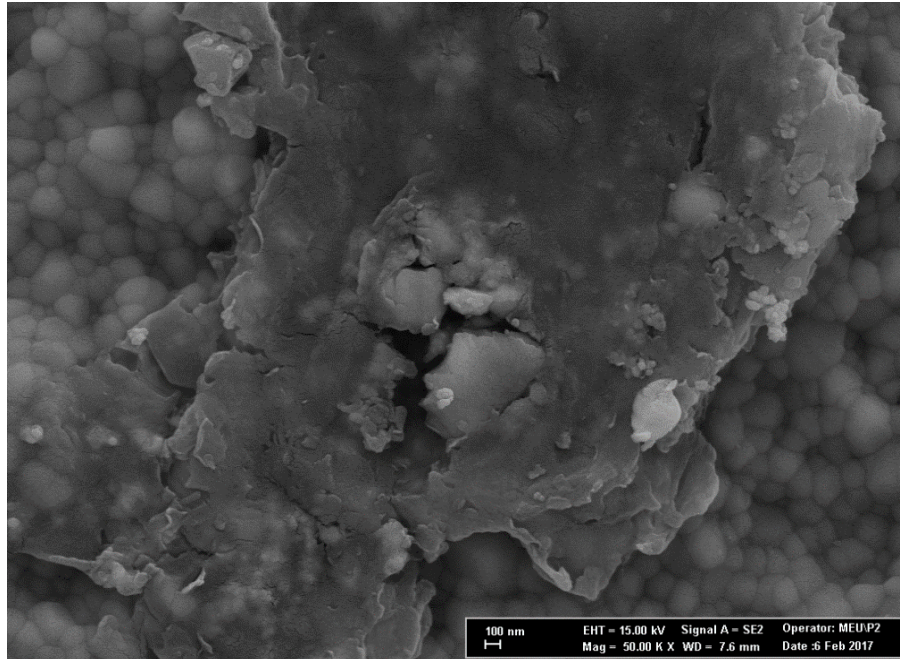
Şekil 4.39. Sinterleme sonrasında 2W Er, Cr: YSGG lazer + ısıt işlem uygulanmış gruba ait bir zirkonya örneğin x50000 büyütmedeki FESEM görüntüsü



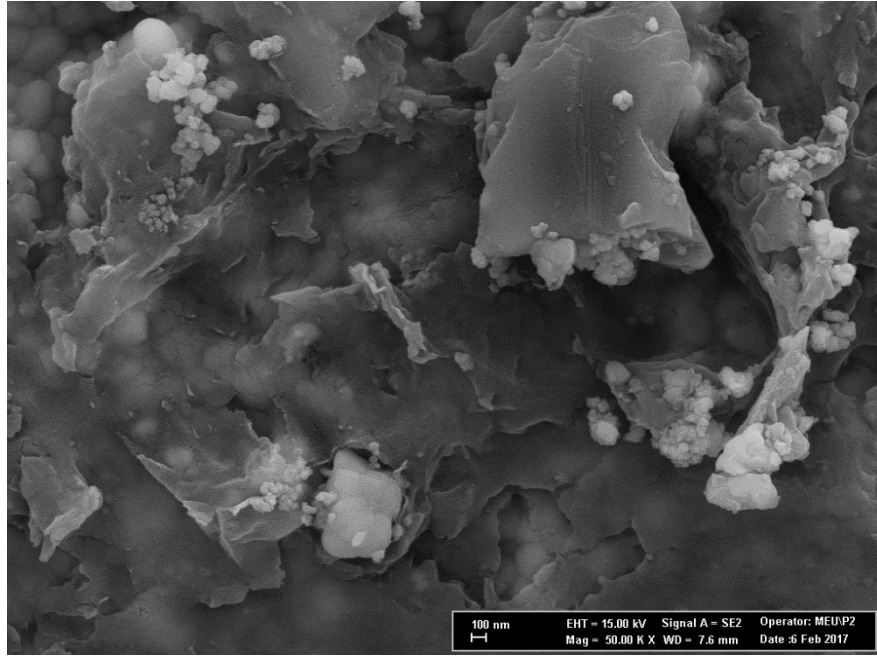
Şekil 4.40. Sinterleme öncesinde 6W Er, Cr: YSGG lazer işlemi uygulanmış gruba ait bir zirkonya örneğin x50000 büyütmedeki FESEM görüntüsü



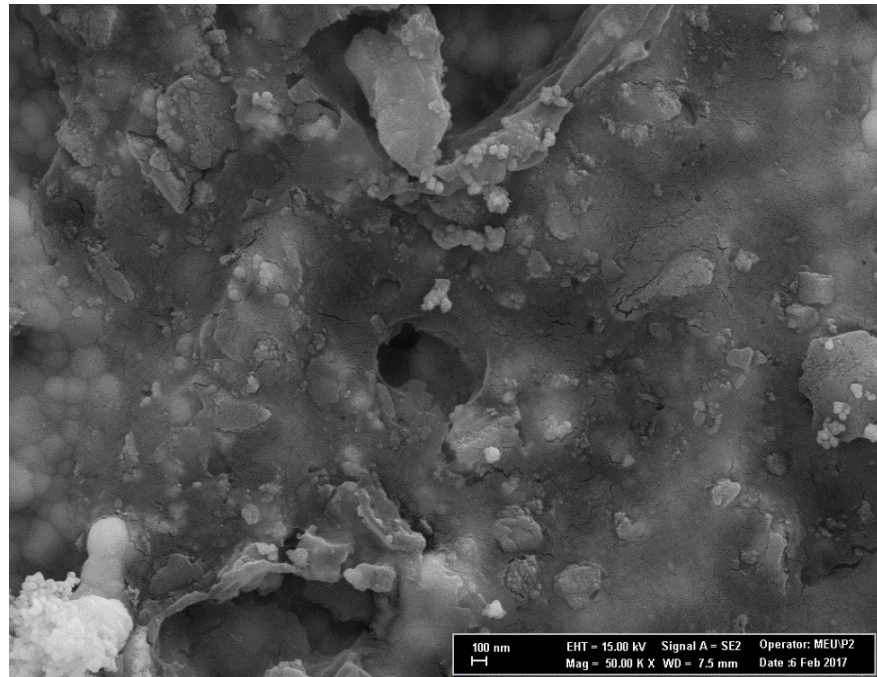
Şekil 4.41. Sinterleme sonrasında 6W Er, Cr: YSGG lazer + ısıt işlem uygulanmış gruba ait bir zirkonya örneğin x50000 büyütmedeki FESEM görüntüsü



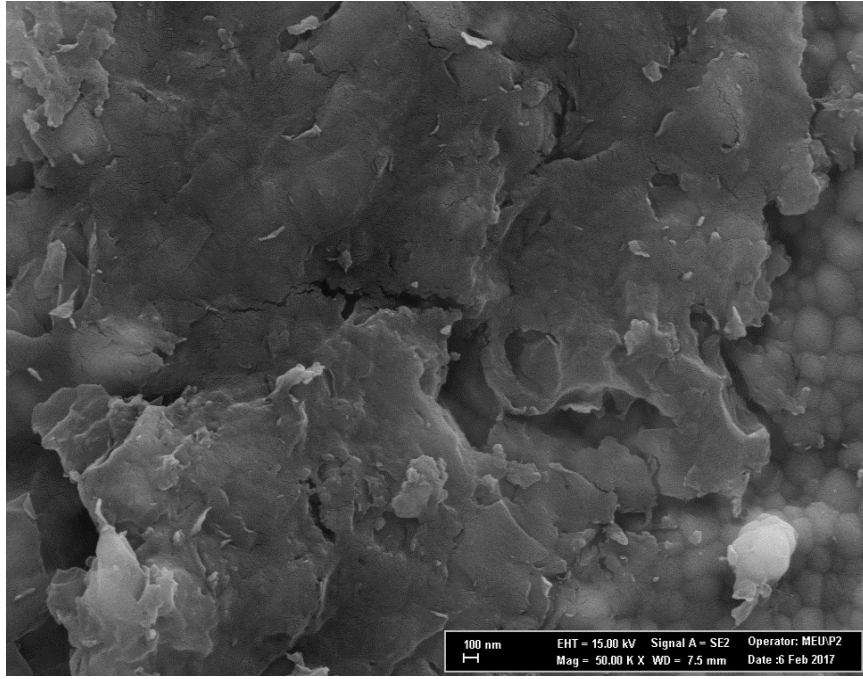
Şekil 4.42. Sinterleme sonrasında 2W Er, Cr:YSGG lazer işlemine tabi tutulan gruba ait bir zirkonya örneğin x50000 büyütmedeki FESEM görüntüsü



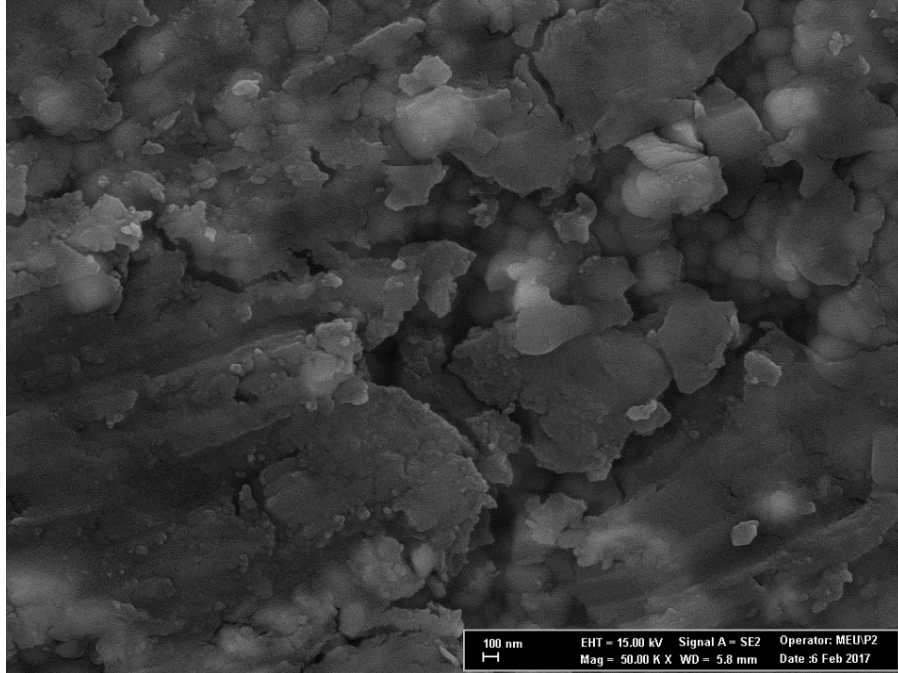
Şekil 4.43. Sinterleme sonrasında 3W Er, Cr:YSGG lazer işlemine tabi tutulan gruba ait bir zirkonya örneğin x50000 büyütmedeki FESEM görüntüsü



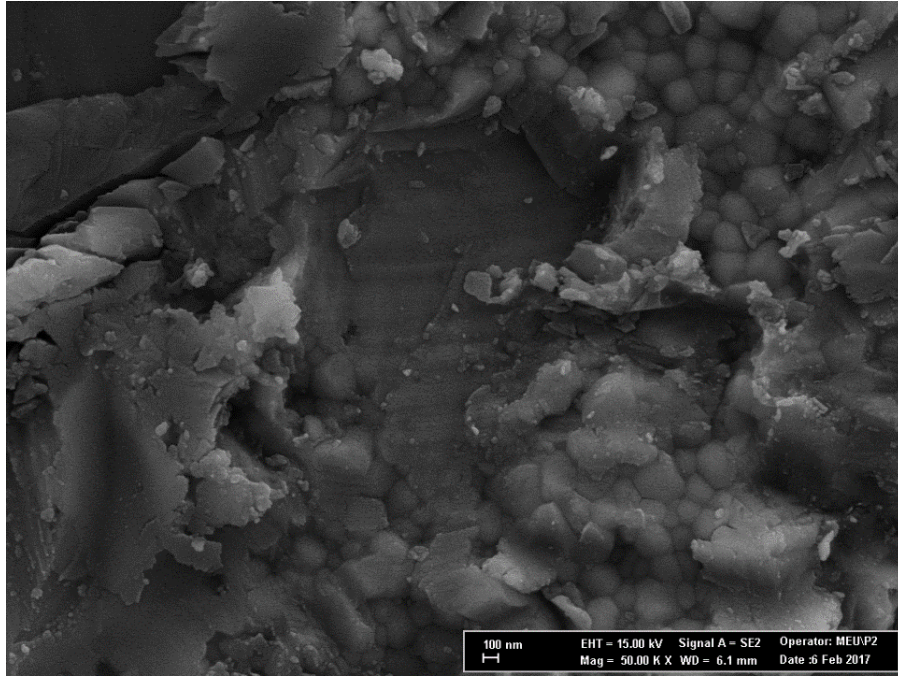
Şekil 4.44. Sinterleme sonrasında 4W Er, Cr:YSGG lazer işlemine tabi tutulan gruba ait bir zirkonya örneğin x50000 büyütmedeki FESEM görüntüsü



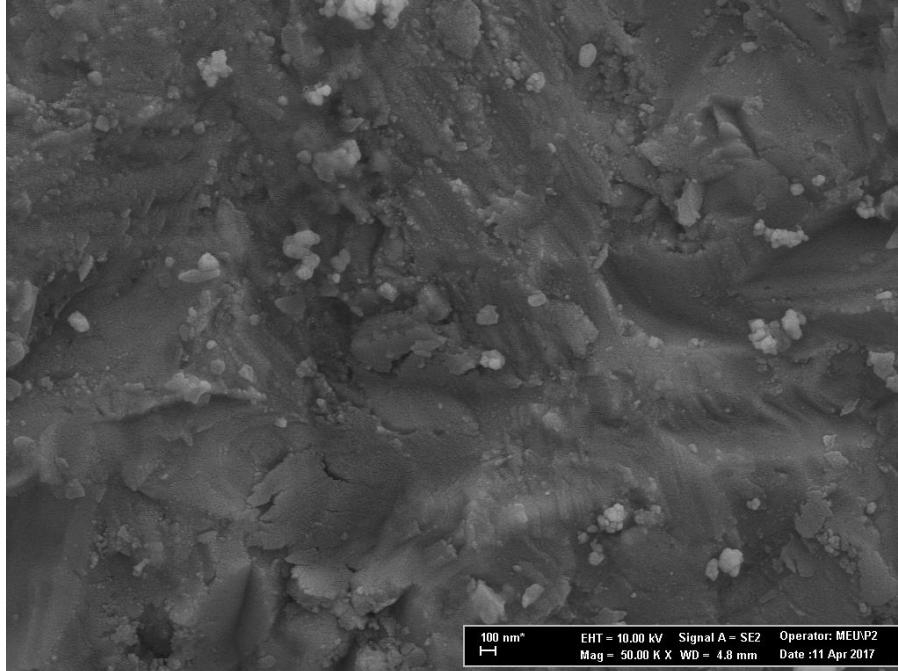
Şekil 4.45. Sinterleme sonrasında 5W Er, Cr:YSGG lazer işlemine tabi tutulan gruba ait bir zirkonya örneğin x50000 büyütmedeki FESEM görüntüsü



Şekil 4.46. Sinterleme sonrasında 6W Er, Cr:YSGG lazer işlemine tabi tutulan gruba ait bir zirkonya örneğin x50000 büyütmedeki FESEM görüntüsü



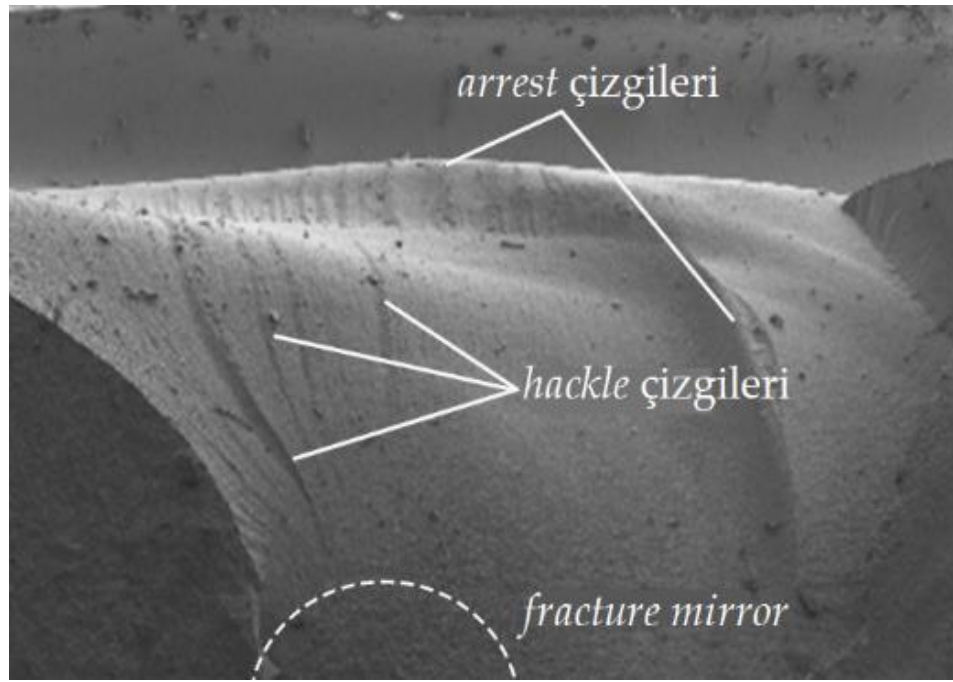
Şekil 4.47. Sinterleme sonrasında kumlama işlemine tabi tutulan gruba ait bir zirkonya örneğin x50000 büyütmedeki FESEM görüntüsü



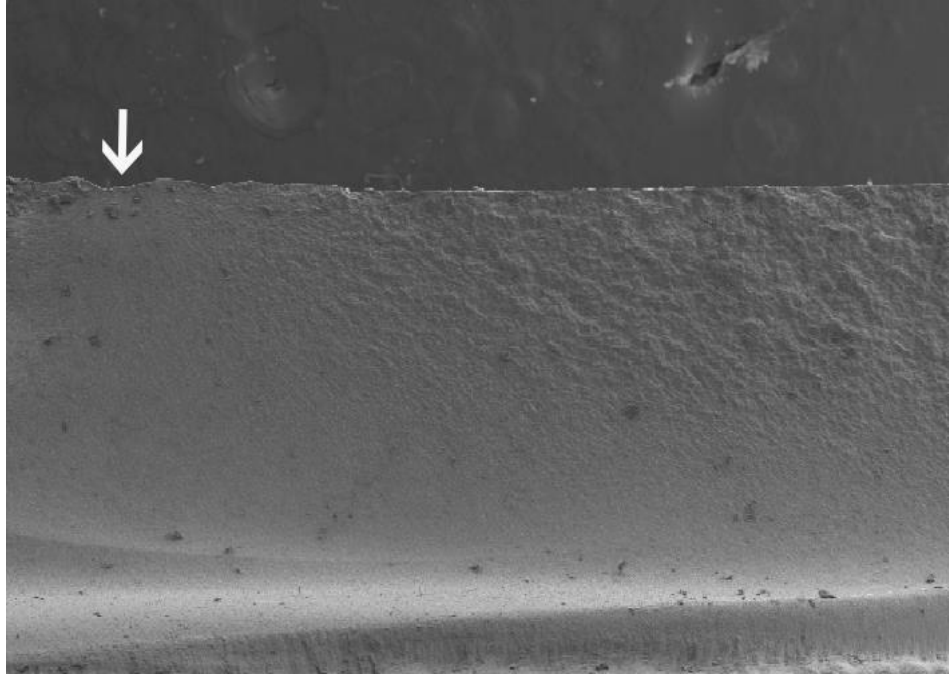
Şekil 4.48. Sinterleme sonrasında kumlama + ısıtılma işlemine tabi tutulan gruba ait bir zirkonya örneğin x50000 büyütmedeki FESEM görüntüsü

4.4. Fraktografik Analiz Verileri

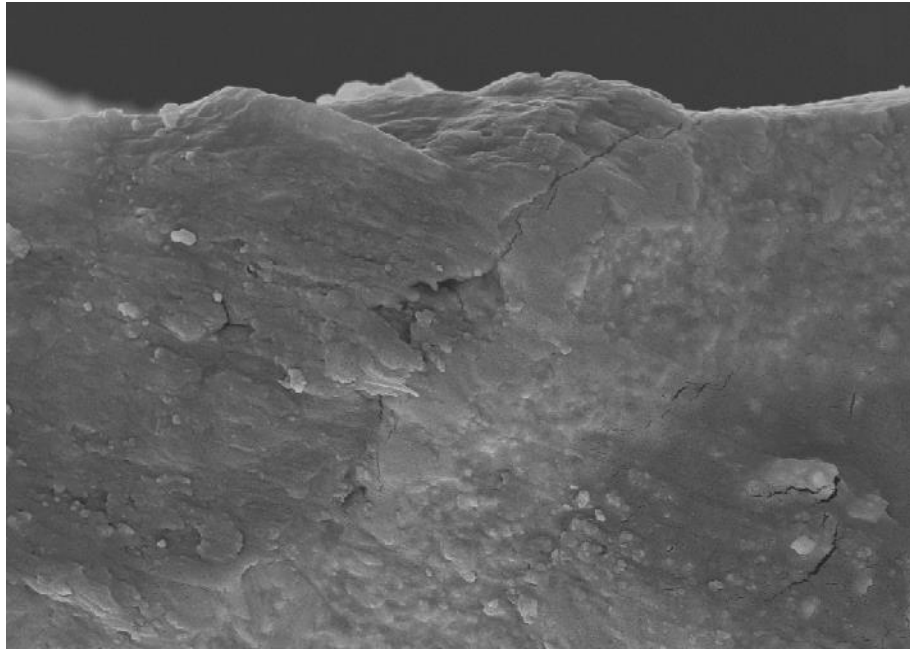
Yapılan fraktografik analiz sonucunda, uygulanan yüzey işlemleri ile meydana gelen ve çatlak ilerleme belirtileri olan *hackle* ve *arrest* çizgileri, Şekil 4.49.'te gösterilmiştir. *Fracture mirror*, kırığın başlangıcını belirlemede referans olarak kullanılmıştır. Elde edilen görüntülerde örneklerdeki çatlakların gerilim alanında oluştuğu ve basınç alanına doğru ilerlediği tespit edilmiştir (Şekil 4.50., Şekil 4.51., Şekil 4.52).



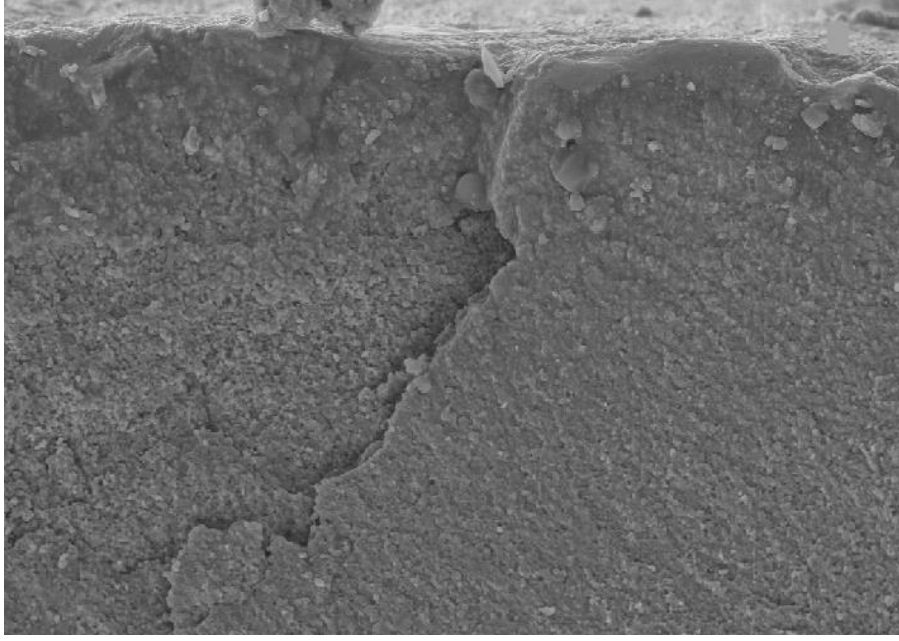
Şekil 4.49. Çatlak yüzeylerin x5000 büyütmedeki FESEM görüntüleri; *hackle* ve *arrest* çizgileri



Şekil 4.50. Çatlak yüzeylerin x5000 büyütmedeki FESEM görüntüleri; çatlağın başlangıç noktasının ok ile gösterildiği post-6W lazer grubuna ait görüntüsü



Şekil 4.51. Çatlak yüzeylerin x5000 büyütmedeki FESEM görüntüleri; Şekil 4.50.'de belirtilen noktanın büyütülmüş görüntüsü



Şekil 4.52. Çatlak yüzeylerin x5000 büyütmedeki FESEM görüntüleri; lazer uygulaması sonucu oluşan çatlağı gösteren post-5W lazer grubuna ait görüntüsü

5. TARTIŞMA

Hastaların artan estetik taleplerini karşılamak, aynı zamanda fonksiyonel ve dayanıklı rehabilitasyon seçenekleri sunmak, protetik diş hekimliği pratiğinde gündemin en üst sıralarında yerini almıştır. Dental teknolojideki, özellikle CAD-CAM teknolojisindeki hızlı ilerleyiş sonucunda, metal desteksiz tam seramik restorasyonlara olan istek ve uygulamalar giderek artmaktadır (Akay ve diğerleri, 2018; Miyazaki ve diğerleri, 2013). Geleneksel tam seramik restorasyonlar, metal destekli restorasyonlardaki estetik problemin önüne geçmek, dolayısı ile iyi bir estetik görünüm sergilemek amacı ile diş hekimliği pratiğinde yaygın kullanım alanı bulmuş, ancak seramik materyalinin mekanik olarak zayıf (bükülme direnci-100 MPa) ve kırılgan (kırılma dayanımı-1.0 MPa) bir yapıya sahip olmasından dolayı, özellikle çiğneme fonksiyonunun yoğun olduğu posterior bölgede, kullanımı sınırlı kalmıştır (Aşar ve Çakırbay, 2013). Bu nedenden dolayı, tam seramik restorasyonların estetik ve metal destekli seramik restorasyonların ise yüksek mekanik direnci özelliklerini bünyesinde barındıran itrium oksit ile stabilize edilen zirkonya, çok üyeli anterior ve posterior restorasyon yapımında, iyi bir alternatif olarak düşünülmüştür (Uludamar ve diğerleri, 2011).

Zirkonya destekli tam seramik restorasyonlar, 1990'lı yılların sonlarında kullanıma girmiş olup, gösterdikleri yüksek kırılma dayanımına (5-10 MPa) ve bükülme direncine (900-1400 MPa) sahip olmaları ve biyouyumlu olmaları nedeni ile günümüzde yaygın kabul gören bir restorasyon seçeneği haline gelmişlerdir (Lundberg ve diğerleri, 2017). Ancak, tüm bu avantajlarının yanı sıra, yoğun kristal içeriğine bağlı olarak opak bir görüntüye sahip olması, zirkonyanın estetik ve optik özelliklerini olumsuz yönde etkilemekte ve bu

nedenle, zirkonya alt yapılar uygun veneer seramiği ile kaplanmaktadır (Bassir ve diğerleri, 2017; Subaşı ve diğerleri, 2014).

Günümüzde, zirkonya-veneer seramiği bağlantı mekanizması, halen belirsizliğini korumakta ve aktif bir araştırma konusu olmaya devam etmektedir. Zirkonya tam seramik restorasyonlarda en sık görülen başarısızlık nedenleri, veneer seramiğinin zirkonya alt yapıdan ayrılması (delaminasyon) ve veneer seramiğinde *chipping* oluşmasıdır (Vichi ve diğerleri, 2015). Bağlanma dayanımı, zirkonya alt yapı ve veneer seramiğinin termal katsayıları arasındaki uyumsuzluk nedeni ile oluşan rezidüel stresler, alt yapı ve veneer seramiği arasındaki bölgede defekt oluşumu, veneer seramiği uygulaması sırasında meydana gelen ısısal değişiklikler (ısıtma-soğutma) gibi birçok parametreden etkilenmektedir (Aboushelib ve diğerleri, 2005; Komine ve diğerleri, 2010; Komine ve diğerleri, 2012; Tan ve diğerleri, 2012). Yapılan klinik çalışmalarda, delaminasyon ve çatlak insidansının %13-%15.2 arası değiştiği rapor edilmiştir (Raigrodski ve diğerleri, 2006; Sailer ve diğerleri, 2006; Sailer ve diğerleri, 2007). Fischer ve diğerlerine göre bağlanma dayanımı, yukardaki faktörler dışında kimyasal bağlanma, mekanik kilitlenme, ara bölgedeki defekt tipi ve konsantrasyonu, yüzeyin ıslanabilirlik özellikleri ve veneer seramiğindeki baskı streslerinin derecesi gibi faktörlerden etkilenmektedir (Fischer ve diğerleri, 2008b; Fischer ve diğerleri, 2010).

Zirkonya tam seramik restorasyonların klinik başarısını arttırmak ve veneer seramiği ile zirkonya alt yapı arasındaki bağlanma direncini güçlendirmek için zirkonya alt yapıya bir takım yüzey işlemleri uygulanmaktadır. Kumlama, frezle aşındırma (*grinding*) (Candido ve diğerleri, 2017; Mosharraf ve diğerleri, 2011), silika kaplama (Yamaguchi ve diğerleri, 2012),

sıcak asit uygulaması (Elsaka, 2013), lazerle pürüzlendirme (Kırmalı ve diğerleri, 2013; Kırmalı ve diğerleri, 2016) gibi farklı yüzey işlemleri zirkonya yüzeyine uygulanmış ve bu yöntemler literatürde değerlendirilmiştir. Mekanik veya kimyasal tekniklerle zirkonya yüzeyinin pürüzlendirilmesi ve yüzey topografisinin değiştirilmesi, daha güçlü bir mikromekanik bağlanma için yüzey alanını arttırmakta ve yüzeyde düzensizlikler oluşturmaktadır (Miyazaki ve diğerleri, 2013).

Kumlama, restoratif materyallerin bağlanma direncini arttırmak için en sık kullanılan yüzey işlemlerinden biridir ve bazı zirkonya seramiği üretici firmaları, zirkonyanın veneer seramiği ile kaplanmasından önce kumlanmasını önermektedirler (Blatz ve diğerleri, 2003; Casucci ve diğerleri, 2010; Chaiyabutr ve diğerleri, 2008; Tsukakoshi ve diğerleri, 2008). Yapılan bir çok araştırmada da, kumlamanın zirkonyanın pürüzlendirilmesinde etkili bir yöntem olduğu savunulmuştur (Blatz ve diğerleri, 2003; Cavalcanti ve diğerleri, 2009; Kern, 2009; Xible ve diğerleri, 2006).

Aboushelib ve diğerleri (2008), piyasada bulunan farklı zirkonya seramik markalarına çeşitli yüzey pürüzlendirme işlemleri uygulamış ve veneer seramiği ile bağlantısına olan etkilerini değerlendirmişlerdir. Çalışmanın sonucunda 3.2 bar basıncı altında ve 120 µm partikül boyutundaki alüminyum oksit (Al_2O_3) ile yapılan kumlamanın, zirkonya seramiğinin yüzeyinde oldukça pürüzlü alanlar oluşturduğundan, test edilen diğer pürüzlendirme yöntemlerine oranla belirgin derecede yüksek bağlanma dayanımı verileri ortaya koyduğu tespit edilmiştir.

Kim ve diğerleri (2011), zirkonya yüzeyine uygulanan çeşitli yüzey pürüzlendirme işlemlerinin zirkonya ve veneer seramiği arasındaki bağlanma

dayanımına etkilerini değerlendirmiş, 110 μm partikül boyutundaki Al_2O_3 ile kumlamanın, döner aletler ile aşındırma veya liner uygulamasından daha yüksek bağlanma dayanımı sağladığını tespit etmişlerdir. Araştırmacılara göre kumlama işlemi ile zirkonya yüzeyinde oluşturulan girintiler ile yüzey alanının arttırıldığı, dolayısı ile veneer seramiği ile daha güçlü bir bağlantının oluşturulabileceği mikromekanik kilitlenme alanlarının meydana getirildiği öne sürülmüştür.

Güncel bir araştırmada (Lundberg ve diğerleri, 2017), çeşitli yüzey pürüzlendirme işlemleri sonrasında zirkonya seramiği ile veneer seramiği arasındaki bağlanma dayanımı değerlendirilmiştir. Kumlama ve döner aletler ile yapılan yüzey pürüzlendirme işlemlerinin karşılaştırıldığı çalışmada, bağlanma dayanımı testi olarak makaslama bağlanma dayanımı testi, çekme bağlanma dayanımı testi ve mikroçekme bağlanma dayanımı testi kullanılmıştır. Çalışmanın sonucunda, 110 μm partikül boyutundaki Al_2O_3 ile yapılan kumlama işleminin, elmas frezlerle yapılan pürüzlendirmeden daha etkili olduğu ve bağlanma dayanımını belirgin derecede arttırdığı gözlenmiştir. Literatürdeki araştırmaların sonuçları göz önünde bulundurularak, Al_2O_3 ile kumlama prosedürü test gruplarından biri olarak bu tez çalışmasına dahil edilmiştir.

Ancak literatürde, Al_2O_3 partikülleri ile yapılan kumlama işleminin zirkonya seramiğinde plastik deformasyonlara neden olabileceğini ve faz dönüşümünü tetikleyerek zirkonya yüzeyinde mikroçatlak oluşumuna yol açacağı ve yüzeyde monoklinik faz oranını arttırarak veneer seramiği ile bağlantısını olumsuz yönde etkileyebileceğini öne süren çalışmalar da mevcuttur (Guess ve diğerleri, 2010; Hallmann ve diğerleri, 2012a; Kosmac ve diğerleri, 1999; Zhang ve diğerleri, 2004). Guess ve diğerleri (2010), sinterleme işlemi sonrasında zirkonya seramiğine uygulanan yüzey pürüzlendirme işlemlerinin etkinliklerini

değerlendirmişlerdir. 0.5 mm kalınlığına sahip zirkonya örneklerle uygulanan 50 μm partikül boyutundaki Al_2O_3 ile yapılan kumlamanın ve zımparalanmanın etkinliklerinin değerlendirildiği çalışmada, örneklerin yüzeylerinde belirgin mikroçatlak formasyonu ile birlikte plastik deformasyon meydana geldiği, dolayısı ile kırılma olasılığının da arttığı rapor edilmiştir.

Michida ve diğerleri (2015), kumlama, silika ile kaplama ve frezle aşındırma yüzey işlemlerinin, zirkonyanın bükülme direncine olan etkilerini 4 nokta bükülme testi ile değerlendirmişler ve Al_2O_3 partikülleri ile yapılan kumlamanın ve silika ile kaplamanın, materyalin bükülme direncinde belirgin olarak artışa neden olduğunu ancak iki yöntem arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark olmadığını rapor etmişlerdir. Bunun yanında frezle aşındırmanın, zirkonyanın bükülme direncinde azalmaya neden olduğunu, bunun sebebi olarak da ani ve yüksek ısı artışından dolayı materyalde aşırı stres formasyonuna bağlı yüzeyde çatlak oluşumuna yol açtığını ve baskılayıcı stresleri elimine ettiğini öne sürmüşlerdir. Isı artışının, materyalde monoklinik faza geri dönüşümü indüklediği ve mekanik özelliklerinde zayıflamaya neden olduğunu savunmuşlardır.

Monoklinik faz miktarı zirkonyanın direnci ile direkt ilişkilidir (Amaral ve diğerleri, 2013). Zirkonyaya uygulanan yüzey işlemi prosedürleri genel olarak, zirkonya alt yapı CAD-CAM cihazında üretilip sinterlendikten sonra uygulanmaktadır. Ancak, tamamen sinterlenmiş zirkonyaya mekanik yüzey işlemi uygulanmasının, tetragonal fazdan monoklinik faza dönüşümü başlatabileceği öne sürülmüştür (Aurelio ve diğerleri, 2016) ve zirkonya yüzeyinde mikroçatlaklara neden olabileceği gösterilmiştir (Fonseca ve diğerleri, 2013; Monaco ve diğerleri, 2013). Ayrıca, bu mikroyapısal ve morfolojik

değişikliklerin materyalin dayanıklılığını ve sertliğini azaltabileceği öne sürülmüştür (Monaco ve diğerleri, 2013; Moon ve diğerleri, 2011). Bu nedenle son yıllarda araştırmalar, yüzey işlemlerinin zirkonyanın faz değişimi ve mekanik direnci üzerine etkisine yoğunlaşmıştır. Bu tez çalışmasında da uygulanan yüzey işlemi prosedürlerinin zirkonyanın faz değişimi üzerine etkisi değerlendirilmiştir.

Kumlama yapılan zirkonya örneklerde monoklinik faz oranının daha fazla olduğu ve faz değişimine uğramış bölgenin daha derin olduğu; buna bağlı olarak da bükülme direncinin arttığı bildirilmiştir. Monoklinik faz değişiminin yüzeyden materyalin içine doğru ilerlemesi ile mikroçatlaklar ve rezidüel stresler gelişebilmekte ve bundan dolayı bükülme direnci azalabilmektedir; ancak, faz değişimine uğrayan tabakanın derinliği mikroçatlak oluşturabilecek kadar fazla değilse, dirençte azalma olmamaktadır (Amaral ve diğerleri, 2013).

Sinterleme işleminden önce yüzey işlemi uygulanmasının, sinterlemeden sonra yapılan uygulamaya göre daha pürüzlü yüzeyler oluşturabileceğini (Ebeid ve diğerleri, 2017; Monaco ve diğerleri, 2013; Zhang ve diğerleri, 2015) ve daha yüksek bağlanma direnci sağlayabileceğini rapor eden araştırmalar mevcuttur (Monaco ve diğerleri, 2011; Moon ve diğerleri, 2011).

He ve diğerleri (2014), sinterleme öncesi kumlama işleminin uygulandığı gruplarda %500 oranında yüzey pürüzlülüğünde artış olduğunu ve sinterleme sonrası gruplara oranla belirgin derecede fark gözlemlendiğini rapor etmişlerdir. Bunun nedeni olarak, sinterlenmemiş ve düşük sertliğe sahip zirkonyada, Al_2O_3 partiküllerinin daha etkili bir şekilde mikromekanik kilitlenme alanları oluşturabildiğini rapor etmişlerdir.

Monaco ve diğerkleri (2013), zirkonya seramiğıne sinterlemeden önce ve sonra uygulanan yüzey pürüzlendirme işlemlerinin, zirkonyanın mikroyapısında meydana getirdiğı değışiklikleri incelemiş, sinterleme öncesi uygulanan pürüzlendirme ile zirkonya seramiğı yüzeyinde oldukça pürüzlü alanların oluştuğı ve minimal rezidüel streslerin meydana geldiğini belirtmişlerdir. Ancak, sinterleme sonrasında materyalin sertliğinin artması ile, uygulanan pürüzlendirmenin daha az yüzey pürüzlülüğü oluşturduğı ve tetragonal-monoklinik faz transformasyonuna neden olduğı rapor edilmiştir. Aynı zamanda faz değışimine bağılı olarak materyalin sertliğindeki azalma ve beraberinde gelişen yüksek internal stres sonucunda, örneklerin yüzeylerinde belirgin yüzey kırıklarının oluştuğı ve zirkonya seramiğinin mekanik özelliklerini olumsuz yönde etkilediğı gözlemlenmiştir. Benzer bir çalışmada (Ebeid ve diğerkleri, 2017), sinterleme sonrası uygulanan kumlama işleminin, zirkonya seramiğı içeriğinde monoklinik faz miktarını arttırdığı ve mekanik özelliklerinde zayıflamaya neden olduğı için, bu işlemin sinterlemeden önce yapılması gerektiğini öne sürülmüştür. Buna karşın, sinterlemeden sonra mekanik yüzey işlemleri uygulanması sonucu indüklenen faz dönüşümünün, materyal yüzeyinde sıkıştırıcı rezidüel stres oluşturarak zirkonyanın mekanik direncini arttırdığı da öne sürülmüştür (Aurelio ve diğerkleri, 2016). Song ve diğerkleri (2013), 110 µm partikül boyutuna sahip Al_2O_3 ile kumlama işlemleri uygulanmış zirkonyanın bükülme direncinin, yüzey işlemleri uygulanmamış kontrol grubuna göre anlamlı derecede arttığını bildirmişlerdir. Bu nedenle, bu tez çalışmasında zirkonyaya sinterleme öncesi ve sinterleme sonrası uygulanan yüzey işlemlerinin bükülme direnci ve faz dönüşümü üzerine etkileri incelenmiş; farklı yüzey işlemleri kıyaslanmış ve ısıl işlemin etkisi değıerlendirilmiştir.

Lazerin, zirkonya materyaline etkisi tam olarak bilinmemekle beraber, yüzeyinde erimeye/sertleşmeye neden olduğu, dolayısı ile yüzey topografisini ve de pürüzlülüğünü modifiye ettiği düşünülmektedir. Lazer irradiasyonu, rezin siman – zirkonya alt yapı ve zirkonya alt yapı - veneer seramiği arasındaki bağlanma direncinin artması için kullanılan alternatif bir yüzey işlemi haline gelmiştir (Kırmalı ve diğerleri, 2016).

Farklı lazer tiplerinin değerlendirildiği bir çalışmada, CO₂ ve Er:YAG lazerler ile yüzey pürüzlendirmesinin zirkonya-rezin siman bağlantısını güçlendirdiği, ancak Nd:YAG lazerin sadece kumlama ile birlikte kullanıldığında etkin bir pürüzlendirme gerçekleştirdiği rapor edilmiştir (Akyıl ve diğerleri, 2010). Ancak, literatürde Nd:YAG lazer uygulamasının, zirkonyanın pürüzlendirilmesinde uygun olmadığını savunan çalışmalar da mevcuttur. Noda ve diğerleri (2010), Nd:YAG lazer irradiasyonunun zirkonya mikroyapısındaki etkisini değerlendirdikleri çalışmada, bu lazerin zirkonyada oksijen içeriğini azalttığını ve çatlak formasyonunu indüklediğini belirtmişler ve bu lazer tipinin tetragonal zirkonyada kullanılmaması gerektiğini savunmuşlardır.

Literatürde kumlama ve lazer uygulamalarının zirkonya yüzeyi ve veneer seramiği ile bağlantısı üzerine etkileri karşılaştırılmıştır. Nikzadjamnani ve diğerleri (2017), Al₂O₃ ile yapılan kumlamanın ve CO₂ ile Er:YAG lazer irradiasyonunun, zirkonya-veneer seramiği bağlantısına olan etkilerini mikroçekme bağlanma dayanımı testi ile karşılaştırmışlar ve en yüksek bağlanma dayanımı değerlerini kumlama prosedürünün uygulandığı grupta olduğunu tespit etmişlerdir. Aynı zamanda yapmış oldukları SEM analizi ile zirkonya seramiği yüzeyinde en pürüzlü topografik değişikliklerin yine kumlama işlemi ile elde edildiğini belirtmişlerdir.

Er:YAG ve Er,Cr:YSGG lazerler erbiyum lazerlerin alt gruplarıdır ve benzer dalga boylarına sahip oldukları için (sırasıyla 2.94 nm ve 2.78 nm) dokularda ve dental materyallerde benzer etkiler oluşturmaktadırlar (Hossain ve diğerleri, 1999). Erbiyum lazerler hem su hem de hidroksiapatit kristalleri tarafından absorbe edilebilirler. Bu lazerler, yüzeyi ablasyon mekanizması ile modifiye ederler. Ablasyon, mikropatlamalar ve buharlaşma ile yüzeyden partikül uzaklaştırılmasıdır (Cavalcanti ve diğerleri, 2009; Cho ve diğerleri, 2013).

Cavalcanti ve diğerleri (2009), yaptıkları bir çalışmada, 4 W ve 6 W yoğunluklarındaki Er:YAG lazer uygulamasının, zirkonya yüzey pürüzlülüğünde artış sağladığını belirtmişlerdir. Zanjani ve diğerleri (2014), CO₂, Er,Cr:YSGG lazerlerin ve kumlamanın zirkonyaya olan etkilerini değerlendirdikleri çalışmada, kumlamanın kullanılan lazer tiplerinden daha etkili bir yüzey pürüzlülüğü oluşturduğunu tespit etmişlerdir. Bunun yanında, CO₂ lazerin sadece 4 W ve Er,Cr:YSGG lazerin ise 3W güçlerinde kullanıldığında zirkonya yüzeyinde etkili bir modifikasyon gerçekleştirdiklerini belirtmişlerdir.

Sinterleme öncesi aşamada lazer irradiasyonu yaparak zirkonyanın yüzey pürüzlülüğünü ve zirkonya-veneer bağlanma dayanımına etkisini inceleyen araştırmalar mevcuttur. Kırmalı ve diğerleri (2013), çeşitli yüzey işlemlerinin (kumlama, liner ve lazer) sinterleme öncesi zirkonya yüzeyindeki ve veneer seramiği ile bağlanma dayanımındaki etkilerini değerlendirdikleri çalışmada, kumlama ve Er:YAG lazerin birlikte uygulanmasının bağlanma dayanımında belirgin derecede artış sağladığını tespit etmişlerdir. Sinterleme öncesi aşamada kumlamanın (120 µm Al₂O₃) ve farklı güç ayarlarında (1–6 W) Er,Cr:YSGG lazer irradiasyonunun zirkonyanın yüzey pürüzlülüğü ve yüzey morfolojisi üzerine etkisini değerlendiren araştırmacılar (Kırmalı ve diğerleri, 2015), en yüksek

pürüzlülüğün 6 W çıkış gücünde tespit edildiğini bulgulamışlardır. Araştırmacılar, kumlamanın ve 4-6 W lazer uygulamasının zirkonya yüzeyinin pürüzlendirilmesinde etkili işlemler olduğunu rapor etmişlerdir (Kırmalı ve diğerleri, 2015). Araştırmacılar sonraki yayınlarında (Kırmalı ve diğerleri, 2016) aynı test parametrelerini yine sinterlemeden önce zirkonyaya uygulayarak zirkonya-veneer seramiği arasındaki bağlanma dayanımı değerlendirmişlerdir. En yüksek bağlanma dayanımı 6 W lazer grubunda; en düşük bağlanma değeri ise yüzey işlemi uygulanmayan kontrol grubunda gözlenmiş; 1-5 W lazer grupları ve kumlama grubu arasında anlamlı bir fark tespit edilememiştir. Araştırmacılar, daha iyi bir bağlanma direnci için lazerin yüksek çıkış gücünde kullanılması gerektiğini öne sürmüşlerdir (Kırmalı ve diğerleri, 2016). Ancak, bahsedilen yüzey işleminin sinterleme öncesi ve sonrası aşamada uygulanmasının zirkonyanın faz değişimi ve bükülme direnci üzerine etkisini inceleyen veya kumlama ile lazer uygulamasının mekanik direnç üzerine etkilerini karşılaştıran bir araştırma bulunmamaktadır. Bu nedenlerle bu tez çalışmasında, sinterleme öncesi ve sinterleme sonrası aşamada 2-6 W enerji seviyelerinde Er,Cr:YSGG lazer ve kumlama uygulamasının etkileri değerlendirilmiş ve bulgular yüzey işlemi yapılmayan kontrol grubu ile karşılaştırılmıştır.

Zirkonya alt yapılar, veneerleme işlemi esnasında 750-900°C sıcaklıklarda 2-5 kez fırınlanmaktadır. Isı artışı, zirkonya materyalinde tetragonal fazdan monoklinik faza dönüşümü ters yönde kendiliğinden başlatarak yüzey sıkıştırıcı tabakayı zayıflatmakta, dolayısı ile bükülme direncini de azaltmaktadır. Meydana gelen bu ısısal değişim, materyalin tanecik boyutunda, taneciklerin diziliminde modifikasyonlara neden olmakta ve yüzey çatlakların ilerlemesine

yol açmaktadır (Guazzato ve diğerleri, 2005; Kosmac ve diğerleri, 1999). Flinn ve diğerleri (2012), yaptıkları çalışmada, ısıtılma işlemin farklı zirkonya alt yapıların mekanik özelliklerindeki etkilerini araştırmışlar zirkonya alt yapıların bükülme dirençlerinin belirgin derecede zayıfladığını göstermişlerdir. Buna karşın, zirkonyanın 3-5 kez termal siklusa maruz bırakılmasının, bükülme direncinde artışa neden olabileceğini savunan çalışmalar da mevcuttur (Queiroz ve diğerleri, 2012; Trindade ve diğerleri, 2013; Vichi ve diğerleri, 2015). Araştırmacılara göre, tekrarlayan ısıtılma işlemler, materyal bünyesinde ilk ısıtılma işlemin neden olduğu birikmiş termal stresleri dağıtmakta ve mekanik özellikleri güçlendirmektedir. Tüm bu bilgilerin yanında, düşük derecelerdeki ısıtılma işlem uygulanmasının (350°C), t-m martensitik transformasyonunun ters yönde meydana gelmesinin önüne geçtiğini, dolayısı ile yüksek bükülme direnci özelliklerine sahip olabileceğini savunan bazı araştırmacılar da bulunmaktadır (Bassir ve diğerleri, 2017; Xu ve diğerleri, 1997). Literatürde bulunan farklı sonuçlardan dolayı, bu tez çalışmasında, veneer seramiğinin fırınlanma siklusunu simüle etmek amacıyla ısıtılma işlem uygulanmış ve ısıtılma işlemin mekanik ve fiziksel özellikler üzerine etkileri incelenmiştir.

Bu tez çalışmasında, uygulanan yüzey işlemleri metodundan bağımsız olarak, sinterleme öncesi yüzey işlemine tabi tutulan ve ısıtılma işlem uygulanan tüm test grupları, kontrol grubu ve sinterleme sonrası yüzey işlemi uygulanıp ısıtılma işlem uygulanmayan gruplara kıyasla daha düşük bükülme direnci değerleri göstermişlerdir. Bu bulgu, sinterleme öncesi yüzey işlemi uygulayan (Ebeid ve diğerleri, 2017; Passos ve diğerleri, 2015) veya ısıtılma işlem uygulayan (Çağlar ve Yanıkoğlu, 2016; Guazzato ve diğerleri, 2005; Sundh ve diğerleri, 2005) ve düşük bükülme direnci değerleri rapor eden çalışmaların bulguları ile örtüşmektedir.

Sinterleme prosedüründen sonra yüzey işlemi uygulandığında bükülme direncinin artmasının, zirkonyanın dönüşüm sertleşmesi özelliğinden kaynaklanabileceği bildirilmiştir (Aurelio ve diğerleri, 2016; Guazzato ve diğerleri, 2005). Bu çalışmada, XRD analizine göre monoklinik faz, sadece sinterleme sonrası yüzey işlemi uygulanıp ısıtılma işlemi uygulanmayan grupta tespit edilmiştir. Sinterleme öncesi gruplarda sinterleme işleminin, tetragonal fazdan monoklinik faza dönüşüm sıcaklığının üzerindeki sıcaklıklarda yapıldığı öne sürülebilir. Veneerleme fırınlamalarını simüle eden ısıtılma işlemi sırasında uygulanan sıcaklık, zirkonyanın yapısal stabilitesini etkilemeyecek bir sıcaklık aralığında olmasına rağmen, Oilo ve diğerleri (2008), zirkonya kısmen stabilize yapıda olduğu için tetragonal fazdan dönüşüm olabileceğini bildirmiştir. Isıtılma işleminin faz geri dönüşümünü indüklediği rapor edildiği için (Guazzato ve diğerleri, 2005; Passos ve diğerleri, 2015), mevcut çalışmada sinterleme öncesi gruplar ve ısıtılma işlemi uygulanan gruplarda daha düşük bükülme direnci elde edilmesi, önceki araştırmalarla uzlaşacak şekilde (Ebeid ve diğerleri, 2017; Monaco ve diğerleri, 2013), bu gruplarda monoklinik faz bulunmaması ve dolayısıyla faz geridönüşümü olmadığı için sıkıştırıcı stres tabakasının oluşmaması ile açıklanabilir. En düşük bükülme direnci değerlerinin sinterleme öncesi gruplarda tespit edilmesi, faz dönüşümünün yanı sıra, FESEM görüntülerine (Şekil 4.26., Şekil 4.28., Şekil 4.31. ve Şekil 4.34.) göre, sinterleme öncesi yüzey işleminin zirkonya yüzeylerinde aşırı aşınma ve düzensizlik oluşturmaları ile de açıklanabilir.

Bu tez çalışmasında, sinterleme öncesi ve sinterleme sonrası aşamada 2–6 W enerji seviyelerinde Er,Cr:YSGG lazer uygulanarak bükülme direncine etkisi karşılaştırılmıştır. Sinterleme sonrası lazer irradiasyonu yapılan gruplar

sinterleme öncesi gruplarla karşılaştırıldığında, istatistiksel olarak anlamlı derecede yüksek bükülme dirençleri göstermişlerdir. Bu nedenle, sinterleme öncesi aşamada lazer uygulaması, veneer seramiği ile zirkonya alt yapı arasındaki direnci arttırmada etkili bir yöntem olmasına rağmen, mevcut tez çalışmasının bulgularına göre bükülme direncinde neden olduğu anlamlı azalma göz önüne alındığında, yüzey işlemi olarak önerilememektedir. Tüm test grupları içinde, sinterleme sonrası 4 W Er,Cr:YSGG lazer ve kumlama grupları istatistiksel olarak anlamlı derecede yüksek bükülme direnci değerleri göstermişlerdir, bu grupların bükülme direnci değerlerini kontrol grubu takip etmiştir. Sinterleme sonrası 2 W ve 3 W grupları, 4 W ve kontrol gruplarından daha düşük direnç değerleri gösterirken; 5 W ve 6 W gruplarından ve tüm ısı işlem uygulanmış gruplardan daha yüksek değerler göstermişlerdir. Sinterleme sonrası yüzey işlemi uygulanıp ısı işlem uygulanmayan grubun kendi içindeki farklı bükülme direnci değerleri, zirkonya örneklerdeki monoklinik faz içeriğine bağlanabilir. Sinterleme sonrası grup içindeki en düşük monoklinik faz içeriği 5 W ve 6 W lazer gruplarında saptanmıştır. Lazerin yüksek güç ayarlarında uygulanmasının zirkonyanın yapısında ısı bir hasar oluşturabileceği bildirilmiştir (Cavalcanti ve diğerleri, 2009). Yüksek enerji seviyesine sahip olan 5 W ve 6 W gruplarında lazer irradiasyonu zirkonya yüzeyinde ısı artışına neden olarak monoklinik fazdan tetragonal faza geridönüşümü tetiklemiş olabileceği öne sürülebilir. FESEM görüntülerinde de sinterleme sonrası 5 W ve 6W lazer gruplarında (Şekil 4.32.) daha derin çatlakların gözlenmesi, yüksek enerji seviyelerinin zirkonya seramiğinin yapısını zayıflatabileceğinin bir göstergesi olabilir.

Güncel bir meta-analiz (Aurelio ve diğerleri, 2016) kumlama işleminin zirkonyanın bükülme direncini arttırması, daha pürüzlü yüzeyler sağlaması,

seramik yüzeyini temizlemesi ve ıslanabilirliğini arttırması (Moon ve diğerleri, 2016) nedenleriyle zirkonya için uygun bir yüzey işlemi prosedürü olduğu sonucuna varmıştır. Passos ve diğerleri (2015), kumlama işleminin zirkonya yüzeyinde derin oluklar, çukurlar ve keskin kenarlar oluşturduğunu ve bu düzensizliklerin zirkonya yüzeyinde stres konsantrasyonları oluşmasına yol açabileceğini bildirmiş ve bu nedenle, zirkonyanın sinterleme öncesi yüzey işlemine tabi tutulması durumunda, sonrasında uygulanacak sinterleme prosedürü sırasında düzensiz ve keskin kenarlı yüzeylerin yuvarlatılabileceğini ve çatlakların kapatılarak zirkonyanın direncinin arttırılabileceği hipotezinden yola çıkmışlardır. Ancak, sinterleme öncesi yapılan yüzey işlemlerinin zirkonyanın bükülme direncine etkisini değerlendiren araştırmacılar (Passos ve diğerleri, 2015), mevcut tez çalışması ile tutarlı olarak sinterleme sonrası kumlama işlemi uygulanan grupta anlamlı derecede daha yüksek bükülme direnci değerleri elde etmişlerdir. Bu tez çalışmasındaki sinterleme öncesi kumlama grubunun FESEM görüntüleri incelendiğinde, zirkonya yüzeyinde daha yuvarlak hatlı girinti ve çıkıntılar gözlenmesine rağmen, örneklerin yüzeylerinin gözle görülür derecede hasara uğradığı izlenmiş ve XRD analizi de sinterleme öncesi gruplarda monoklinik faz bulunmadığını göstermiştir. Bunun yanında, kumlama işlemi sinterleme sonrası gruplarda faz dönüşümü mekanizmasını tetiklemiş ve XRD modelleri en yüksek monoklinik faz miktarının sinterleme sonrası kumlama grubunda olduğunu ortaya koymuştur.

Bu tez çalışmasında, dört nokta bükülme testinin ve kullanılan materyalin esas güvenilirliğini değerlendirmek (Basu ve diğerleri, 2009; Quinn ve Quinn, 2010; Weibull, 1951) ve sadece elde edilen ortalama bükülme direnci verileri ile standart sapmalarına bağlı kalmamak amacı ile yapılan diğer istatistiksel test

yöntemlerine ek olarak Weibull analiz yöntemi de kullanılmıştır. Literatürde, bu test yöntemini kullanan çeşitli araştırmalar mevcuttur (Eğilmez ve diğerleri, 2014; Ho ve diğerleri, 2009; Karakoca ve Yılmaz, 2009; Kosmac ve diğerleri, 1999; Kosmac ve diğerleri, 2000; Scherrer ve diğerleri, 2013). Weibull analizini, diğer istatistiksel analizlerden farklı kılan özelliği, değerlerin önceden değil de elde edilen veriler doğrultusunda hesaplanmasıdır (Inokoshi ve diğerleri, 2016). Yüksek Weibull modülü, daha yüksek güvenilirlik varlığını göstermekte, ancak düşük Weibull modülü ise materyalde yüksek oranda defekt ve bozulma olduğunun göstergesidir (Pittayachawan ve diğerleri, 2007). Elde ettiğimiz verilere göre, sinterleme sonrası kumlamanın uygulandığı gruplarda, test edilen diğer gruplara oranla daha yüksek bükülme direnci verileri rapor edilmiş, ancak kontrol grubuna oranla göreceli olarak daha düşük (en yüksek 2.) Weibull modülü ve karakteristik dayanım değeri elde edilmiştir. Bu veriler, literatürde yapılan bazı çalışmalarla paralellik göstermektedir (Denry ve Holloway, 2006; Kosmac ve diğerleri, 1999; Qebrawi ve diğerleri, 2010). En yüksek Weibull modülü değeri kontrol grubunda bulunmuştur. Tüm çalışmanın Weibull modülü değerleri 6.07-19.55 arasında değişkenlik göstermektedir. En düşük Weibull modülü değeri ise sinterleme öncesi 6 W lazer grubunda tespit edilmiştir. Lazer çıkış gücünün artması ile daha düşük bükülme direnci ve karakteristik dayanım değerlerinin ortaya çıkmasına neden olmuştur. Tüm bu verilere ek olarak, ısıl işlemin uygulandığı gruplarda, daha düşük Weibull modülü ve karakteristik dayanım değerleri gözlenmiştir. Bunun nedeni olarak, ısı artışının materyal içeriğinde t-m martensitik transformasyonu ters yönde etkilediği ve mekanik özelliklerini zayıflattığı öne sürülebilir.

Zirkonya materyaline uygulanan yüzey işlemleri sonucunda oluşan değişikliklerin başında yüzey pürüzlülüğü gelmektedir. Yüzey pürüzlülüğünün belirlenmesinde SEM (taramalı elektron mikroskobu) analizi, FESEM (alan emisyonlu taramalı elektron mikroskobu) analizi veya AFM (atomik kuvvet mikroskobu) analizi yöntemleri kullanılmaktadır. Çalışmamızda, uygulanan yüzey işlemlerinin meydana getirdiği yüzey pürüzlülüğünün görüntülenmesinde FESEM analiz yöntemi kullanılmıştır. Ancak FESEM analizinde elde edilen görüntüler üzerinden görsel değerlendirme yapılmakta, herhangi bir sayısal veri elde edilememektedir. AFM analizinde ise elde edilen veriler grafiksel değerlere dönüştürülmekte ve yüzey pürüzlülüğü ile ilgili sayısal verilere ulaşılabilmektedir. Bu nedenle, sonraki çalışmalarda yüzey morfolojisinin elektron mikroskobu ile değerlendirilmesine ek olarak bulguların yüzey pürüzlülüğü verileri ile desteklenmesi daha açıklayıcı sonuçların elde edilmesini sağlayacaktır.

Mevcut çalışmada, uygulanan yüzey işlemleri sonucu, zirkonyanın yüzeyinde meydana gelen faz değişim miktarının hesaplanmasında X-ışını difraktometresi (XRD) analiz yöntemi kullanılmıştır. Bu yöntem, kristal içerikteki katı tüm materyallerin faz değişikliklerinin tespit edilmesinde sık tercih edilmekte, ancak %5'in altındaki değişimleri hassas olarak tespit edememektedir. Bahsedilen bu limitasyonun önüne geçen ve daha detaylı analiz yapabilen, Raman spektroskopisi, optik interferometri gibi farklı test yöntemleri de bulunmaktadır (Munoz ve diğerleri, 2017).

Seramik materyallerin bükülme dirençleri uniaksiyel veya biaksiyel bükülme direnci testleri ile değerlendirilmektedir. Uluslararası Standardizasyon Organizasyonu (ISO) da seramik materyallerinin değerlendirilmesinde uniaxial

ve biaksiyel test yöntemlerini önermektedir (Jin ve diğerleri, 2004). Tüm test yöntemlerinde örnek kırılana kadar statik bir kuvvet uygulanır. Üç nokta ve dört nokta bükülme direnci testleri uniaksiyel test grubu içine girmektedir ve bu testlerde kuvvet vertikal yönde uygulanmaktadır (Xu ve diğerleri, 2015). Üç nokta bükülme direnci testinde uniform olmayan merkezi bir stres oluşturulurken; dört nokta bükülme direnci testinde pistonlar arasında uniform bir stres oluşturulur. Üç nokta ve dört nokta bükülme direnci testlerinin bulguları arasında bir korelasyon bulunmaktadır (Jin ve diğerleri, 2004) ancak dört nokta bükülme direnci testinde daha düşük değerler elde edilmektedir (Fischer ve diğerleri, 2008a). Uniaksiyel test yöntemleri yaygın olarak kullanılmalarına rağmen, örnek kenarlarında ortaya çıkan istenmeyen defektler veya fraktürler örneğin erken başarısızlığına neden olmaktadır ve bu nedenle bu yöntemlerin bükülme direncini değerlendirmede biaksiyel teste göre daha az etkili olduğu ileri sürülmektedir (Jin ve diğerleri, 2004; Fischer ve diğerleri, 2008a). Biaksiyel bükülme direnci testinde örneklerin hazırlanmasının daha kolay olduğu ancak bilimsel bir değerlendirme için dört nokta bükülme direncinin tercih edilmesi gerektiği bildirilmiştir (Fischer ve diğerleri, 2008a). Literatürdeki mevcut araştırmalar da göz önünde bulundurularak, bu tez çalışmasında farklı yüzey işlemleri uygulanmış zirkonya örnekler dört nokta bükülme direnci testine tabi tutulmuşlardır. Ancak, CAD-CAM zirkonya seramiklerin bükülme direncinin değerlendirilmesinde kullanılan test yöntemlerini karşılaştıran bir çalışma (Xu ve diğerleri, 2015), biaksiyel testlerin daha güvenilir olduğunu rapor etmiştir. Bu nedenle, sonraki araştırmalarda biaksiyel test yöntemi kullanılarak yüzey işlemlerinin etkilerinin değerlendirilmesi önerilebilir.

Zirkonya yoğun olarak sinterlenmiş bir materyal olduğu için yüksek bir sertliğe sahiptir ve buna bağlı olarak seramiğin yüzeyinin pürüzlendirilmesi zordur (Casucci ve diğerleri, 2009). Daha büyük partiküller kullanarak uygulanan prosedürlerle amaçlanan pürüzlülük elde edilebilmektedir. Ancak, abrazyon işleminin agresif olmasının zirkonyanın mekanik özelliklerini olumsuz etkileyebileceğini öne süren araştırmalar mevcuttur (Özcan ve diğerleri, 2013; Souza ve diğerleri, 2013). Bu nedenle, kumlama prosedürlerinde daha küçük boyutta ve daha düzgün yüzeylere sahip partiküllerin kullanılması önerilmektedir (Aurelio ve diğerleri, 2016). Moon ve diğerleri (2016), kumlama işlemi sırasında kullanılan partikül boyutu, uygulanan basınç, uygulama süresi ve uygulama açısının zirkonyanın monoklinik faz içeriğine etkisini değerlendirmişlerdir. Araştırmacılar monoklinik içeriğin, basınç, Al_2O_3 partikül büyüklüğü, süre ve uygulama açısının artışı ile orantılı bir şekilde arttığını tespit etmişlerdir. En yüksek monoklinik faz içeriği 125 μm partikül boyutundaki Al_2O_3 ile, 2 bar basınçla, 45° açıyla ve 10 sn süreyle kumlama uygulanan örneklerde olduğunu rapor etmişlerdir; ancak çalışmada zirkonyanın bükülme direnci değerlendirilmemiştir (Moon ve diğerleri, 2016). Yapılan araştırmalarda kumlama süresi kısa (5-15 sn) veya uzun (2.5 dk) tutulmuştur. Kumlama süresi ve partikül büyüklüğü arttıkça yüzey pürüzlülüğünün ve monoklinik içeriğin arttığı rapor edilmiştir (Turp ve diğerleri, 2013). Bununla birlikte, kumlama süresinin bükülme direnci üzerine bir etkisinin olmadığı, uzun kumlama sürelerinde bile dirençte herhangi bir azalma tespit edilmediği bildirilmiştir. Bu tez çalışmasının limitasyonlarından biri olarak, sadece 110 μm partikül boyutundaki Al_2O_3 değerlendirilmiş; kumlama işleminde kullanılan farklı partikül boyutunun, sürenin ve basıncın etkileri incelenmemiştir. Sonraki

araştırmalarda farklı kumlama parametrelerinin de değerlendirilmesi bulguların desteklenmesi açısından faydalı olacaktır.

Bu tez çalıřmasındaki zirkonya örneklerin termal siklusa tabi tutulmaması çalıřmanın bařka bir limitasyonu olarak dūřūnūlebilir. Zirkonya seramiklerin dūřūk ısı degradasyonuna yatkın olduęu bilinmektedir (Chevalier ve dięerleri, 1999) ve bu durum zirkonyanın mekanik özelliklerini de etkileyebilir (Kim ve dięerleri, 2009). Bu nedenle, ilerideki arařtırmalarda bu çalıřmada test edilen parametrelerin oral kořulların simūle edilerek deęerlendirilmesi faydalı olacaktır.

6. SONUÇ VE ÖNERİLER

Bu tez çalışmasının sınırları dahilinde aşağıdaki sonuçlara varılabilmektedir:

1. Sinterleme öncesi aşamada kumlama veya Er,Cr:YSGG lazer yüzey işlemi uygulanması, zirkonyanın bükülme direncini anlamlı derecede azaltmıştır.

2. En yüksek bükülme direnci sinterleme sonrası kumlama ve 4 W Er,Cr:YSGG lazer irradiasyonu gruplarında tespit edilmiştir. En düşük direnç değerleri ise sinterleme öncesi aşamada 5 W ve 6 W lazer uygulanan örneklerden elde edilmiştir.

3. Monoklinik faz içeriği sadece sinterleme sonrası yüzey işlemi uygulanıp ısıtıl işlem uygulanmamış gruplarda gözlenmiştir ve en yüksek oranda monoklinik faz kumlama gruplarında tespit edilmiştir.

4. Sinterleme öncesi gruplarda ve sinterleme sonrası ısıtıl işlem uygulanmış gruplarda faz geri dönüşümleri tespit edilmiştir.

5. Örneklerin yüzey morfolojisinin uygulanan yüzey işlemlerine ve yüzey işlemlerinin sinterlemeden önce veya sonra uygulanmasına göre farklı etkilendiğini belirlenmiştir. Sinterleme öncesi aşamada kumlama işlemi uygulanan örneklerde, kontrol grubu ve sinterleme sonrası kumlama işlemi uygulanan örneklere göre daha derin girintiler ve daha pürüzlü yüzeyler gözlemlenmiştir.

Bu sonuçların ışığında, yüzey işlemlerinin sinterleme öncesi aşamada uygulanması bükülme direnci açısından zirkonya seramikler için zararlı olabilmektedir ve önerilmemektedir. Isıl işlem uygulanmış gruplar içerisinde, 2W

– 4W Er,Cr:YSGG lazer uygulanmış grup daha yüksek bükülme direnci değerleri gösterdikleri ve zirkonya alt yapıya veneer seramiği uygulanması durumunu simüle ettikleri için, bu prosedürler zirkonya seramikler için Al_2O_3 ile kumlamaya alternatif yüzey işlemi olarak önerilebilmektedirler.

Sonraki araştırmalarda, farklı kumlama prosedürleri (partikül boyutu, süre, mesafe, basınç) ve Er,Cr:YSGG lazer parametrelerinin (su ve hava oranı, atım sıklığı) incelenmesi bulguların daha geniş bir tabanda değerlendirilmesini sağlayacaktır. Çalışmada değerlendirilen yüzey işlemlerinin, konvansiyonel zirkonyaya alternatif olarak geliştirilen ve farklı bir mikroyapıya sahip olan translusent zirkonyaya etkilerinin araştırılması sonraki çalışma hedeflerimizden birini oluşturmaktadır.

KAYNAKLAR

- Aboushelib, M.N., De Jager, N., Kleverlaan, C.J. ve Feilzer, A.J. (2005). Microtensile bond strength of different components of core veneered all-ceramic restorations. *Dental Materials*, 21(10), 984–991.
- Aboushelib, M.N., Kleverlaan, C.J. ve Feilzer, A. J. (2006). Microtensile bond strength of different components of core veneered all-ceramic restorations. Part II: Zirconia veneering ceramics. *Dental Materials*, 22(9), 857–863.
- Aboushelib, M.N., Kleverlaan, C.J. ve Feilzer, A.J. (2007). Selective infiltration-etching technique for a strong and durable bond of resin cements to zirconia-based materials. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 98(5), 379-388.
- Aboushelib, M.N., Kleverlaan, C.J. ve Feilzer, A.J. (2008). Microtensile bond strength of different components of core veneered all-ceramic restorations. Part 3: Double veneer technique. *Journal of Prosthodontics*, 17(1), 9–13.
- Aboushelib, M.N. ve Wang, H. (2010). Effect of surface treatment on flexural strength of zirconia bars. *Journal of Prosthetic Dentistry*, 104(2), 98–104.
- Akay, C., Tanis, M., Mumcu, E., Kiliçarslan, M.A. ve Sen, M. (2018). Influence of nano alumina coating on the flexural bond strength between zirconia and resin cement. *Journal of Advanced Prosthodontics*, 10(1), 43–49.
- Akın, H., Ozkurt, Z., Kirmalı, O., Kazazoglu, E. ve Ozdemir, A.K. (2011). Shear bond strength of resin cement to zirconia ceramic after aluminum oxide sandblasting and various laser treatments. *Photomedicine and Laser Surgery*, 29(12), 797-802.

- Akyıl, M.S., Uzun, I.H. ve Bayındır, F. (2010). Bond strength of resin cement to yttrium-stabilized tetragonal zirconia ceramic treated with air abrasion, silica coating, and laser irradiation. *Photomedicine and Laser Surgery*, 28(6), 801-808.
- Al-Dohan, H.M., Yaman, P., Dennison, J.B., Razzoog, M.E. ve Lang, B.R. (2004). Shear strength of core-veneer interface in bi-layered ceramics. *Journal of Prosthetic Dentistry*, 91(4), 349–355.
- Albakry, M., Guazzato, M. ve Vincent, M. (2004). Effect of sandblasting, grinding, polishing and glazing on the flexural strength of two pressable all-ceramic dental materials. *Journal of Dentistry*, 32(2), 91–99.
- Alghazzawi, T.F. (2016). Advancements in CAD/CAM technology: Options for practical implementation. *Journal of Prosthodontic Research*, 60(2), 72–84.
- Allen, L.J., D'Alfonso, A.J., Freitag, B. ve Klenov, D.O. (2012). Chemical mapping at atomic resolution using energy-dispersive X-ray spectroscopy. *MRS Bulletin*, 37(1), 47–52.
- Amaral, M., Valandro, L.F., Bottino, M.A. ve Souza, R.O.A. (2013). Low-temperature degradation of a Y-TZP ceramic after surface treatments. *Journal of Biomedical Materials Research - Part B Applied Biomaterials*, 101(8), 1387–1392.
- Anusavice, K.J. (1992). Degradability of dental ceramics. *Advances in Dental Research*, 6(1), 82–89.
- Anusavice K.J. (2003). *Phillips' Science of Dental Materials* (11. bs). St. Louis: Elsevier Mosby.

- Anusavice, K. J., Shen, C. ve Rawls, H. R. (2013). *Phillips' Science of Dental Materials* (12. bs.). St. Louis: Elsevier Inc.
- Arami, S., Tabatabae, M.H., Namdar, S.F. ve Chiniforush, N. (2014). Effects of different lasers and particle abrasion on surface characteristics of zirconia ceramics. *Journal of dentistry/Tehran University of Medical Sciences*, 11(2), 233-241.
- Arnetzl, G. ve Arnetzl, G. (2015). Hybrid materials offer new perspectives Neue Perspektiven durch Hybridmaterialien. *International Journal of Computerized Dentistry*, 18(2), 177–186.
- Asadikiya, M., Sabarou, H., Chen, M. ve Zhong, Y. (2016). Phase diagram for a nano-yttria-stabilized zirconia system. *RSC Advances*, 6(21), 17438–17445.
- Aşar, N. ve Çakırbay, M. (2013). Zirkonya-rezin siman bağlantısını güçlendirmede kullanılan yüzey işlemleri. *Acta Odontologica Turcica*, 30(3), 162-168.
- Aurelio, I.L., Marchionatti, A.M.E., Montagner, A.F., May, L.G. ve Soares, F.Z.M. (2016). Does air particle abrasion affect the flexural strength and phase transformation of Y-TZP? A systematic review and meta-analysis. *Dental Materials*, 32(6), 827–845.
- Authier, A. (2006). 5.1. Dynamical theory of X-ray diffraction. *International Tables for Crystallography*, B(3), 534–551.
- Babu, P.J., Alla, R.K., Alluri, V.R., Datla, S.R. ve Konakanchi, A. (2015). Dental ceramics: part I – an overview of composition, structure and properties. *American Journal of Materials Engineering and Technology*, 3(1), 13–18.

- Barghi, N. (2000). To silanate or not to silanate: making a clinical decision. *Compendium of Continuing Education in Dentistry*, 21(8), 659–666.
- Bassir, M., Jamshidian, M., Rezvani, M.B. ve Babasafari, M. (2017). Effect of coarse grinding, overglazing, and 2 polishing systems on the flexural strength, surface roughness, and phase transformation of yttrium-stabilized tetragonal zirconia. *Journal of Prosthetic Dentistry*, 118(5), 658-665.
- Basu, B., Tiwari, D., Kundu, D. ve Prasad, R. (2009). Is Weibull distribution the most appropriate statistical strength distribution for brittle materials? *Ceramics International*, 35(1), 237–246.
- Belli, R., Wendler, M., de Ligny, D., Cicconi, M.R., Petschelt, A., Peterlik, H. ve Lohbauer, U. (2016). Chairside CAD/CAM materials. Part 1: Measurement of elastic constants and microstructural characterization. *Dental Materials*, 33(1), 84–98.
- Beuer, F., Schweiger, J., Eichberger, M., Kappert, H.F., Gernet, W. ve Edelhoff, D. (2009). High-strength CAD/CAM-fabricated veneering material sintered to zirconia copings - A new fabrication mode for all-ceramic restorations. *Dental Materials*, 25(1), 121–128.
- Bhat, V., Shenoy, K., Dandekeri, S. ve Reddy, H. (2016). Role of colors in prosthodontics: Application of color science in restorative dentistry. *International Journal of Recent Scientific Research*, 22(6), 804–809.
- Blatz, M.B., Sadan A. ve Kern, M. (2003). Resin - ceramic bonding: A review of the literature. *Journal of Prosthetic Dentistry*, 89(3), 268–274.

- Borie, B. (1965). X-ray diffraction in crystals, imperfect crystals and amorphous bodies. *Journal of the American Chemical Society*, 87(1), 140-141.
- Büyükakyüz, N. ve Tunalı, B. (1998). Diş Hekimliği ve lazer. *Diş Hekimliği Dergisi*, 28, 82-85.
- Candido, L., Fais, L., Ferreira, E., Antonio, S. ve Pinelli, L. (2017). Characterization of a diamond ground Y-TZP and reversion of the tetragonal to monoclinic transformation. *Operative Dentistry*, 42(4), 407–417.
- Casucci, A., Osorio, E., Osorio, R., Monticelli, F., Toledano, M., Mazzitelli, C. ve Ferrari, M. (2009). Influence of different surface treatments on surface zirconia frameworks. *Journal of Dentistry*, 37(11), 891–897.
- Casucci, A., Mazzitelli, C., Monticelli, F., Toledano, M., Osorio, R., Osorio, E. ve Ferrari, M. (2010). Morphological analysis of three zirconium oxide ceramics: Effect of surface treatments. *Dental Materials*, 26(8), 751–760.
- Casucci, A., Monticelli, F., Goracci, C., Mazzitelli, C., Cantoro, A., Papacchini, F. ve Ferrari, M. (2011). Effect of surface pre-treatments on the zirconia ceramic-resin cement microtensile bond strength. *Dental Materials*, 27(10), 1024–1030.
- Cavalcanti, A.N., Foxton, R.M., Watson, T.F., Oliveira, M.T., Giannini, M. ve Marchi, G.M. (2009). Bond strength of resin cements to a zirconia ceramic with different surface treatments. *Operative Dentistry*, 34(3), 280–287.
- Chaiyabutr, Y., McGowan, S., Phillips, K.M., Kois, J.C. ve Giordano, R.A. (2008). The effect of hydrofluoric acid surface treatment and bond strength of a zirconia veneering ceramic. *Journal of Prosthetic Dentistry*, 100(3), 194–202.

- Cheng, J., Agrawal, D., Zhang, Y. ve Roy, R. (2002). Microwave sintering of transparent alumina. *Materials Letters*, 56(4), 587–592.
- Chevalier, J., Cales, B. ve Drouin, J.M. (1999). Low-temperature aging of Y-TZP ceramics. *Journal of the American Ceramic Society*, 82(8), 2150–2154.
- Chevalier, J., Deville, S., Münch, E., Jullian, R. ve Lair, F. (2004). Critical effect of cubic phase on aging in 3mol% yttria-stabilized zirconia ceramics for hip replacement prosthesis. *Biomaterials*, 25(24), 5539-5545.
- Chevalier, J. (2006). What future for zirconia as a biomaterial? *Biomaterials*, 27(4), 535–543.
- Chevalier, J., Gremillard, L., Virkar, A. V. ve Clarke, D.R. (2009). The tetragonal-monoclinic transformation in zirconia: Lessons learned and future trends. *Journal of the American Ceramic Society*, 92(9), 1901–1920.
- Cho, S., Rajitrangson, P., Matis, B. ve Platt, J. (2013). Effect of Er,Cr:YSGG laser, air abrasion, and silane application on repaired shear bond strength of composites. *Operative Dentistry*, 38(3), E58–E66.
- Coluzzi, D.J. (2000). An overview of laser wavelengths used in dentistry. *Dental Clinics of North America*, 44(4), 753-765.
- Curkovic, L., Bakic, A., Kodvanj, J. ve Haramina, T. (2010). Flexural strength of alumina ceramics: Weibull analysis. *Transactions of Famena*, 34(1), 13–18.
- Curtis, A.R., Wright, A.J. ve Fleming, G.J.P. (2006). The influence of surface modification techniques on the performance of a Y-TZP dental ceramic. *Journal of Dentistry*, 34(3), 195–206.

- Çaglar, I. ve Yanikoglu, 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), 17–26.
- Çakir-Omur, T., Gozneli, R. ve Ozkan, Y. (2017). Effects of silica coating by physical vapor deposition and repeated firing on the low-temperature degradation and flexural strength of a zirconia ceramic. *Journal of Prosthodontics*, 1–9, Baskıda.
- Çelik, E.U. ve Gökay, N. (2005). Diş hekimliğinde kullanılan lazerler. *Akademik Dental Diş Hekimliği Dergisi*, 26(1), 1-10.
- Da Silva, L.H., de Lima, E., Miranda, R., Favero, S. ve Cesar, P. (2017). Dental ceramics: a review of new materials and processing methods. *Brazilian Oral Research*, 31(58), 133–146.
- Dederich, D. (1993). Laser/Tissue interaction: What happens to laser light when it strikes tissue? *Journal of American Dental Association*, 124, 57–61.
- Dederich, D. ve Bushick, R. (2004). Lasers in dentistry: Separating science from hype. *Journal of American Dental Association*, 135(2), 204–212.
- Della Bona, A., Donassollo, T.A., Demarco, F.F., Barrett, A.A. ve Mecholsky Jr., J.J. (2007). Characterization and surface treatment effects on topography of a glass-infiltrated alumina/zirconia-reinforced ceramic. *Dental Materials*, 23(6), 769-775.
- Demir, N., Subaşı, M.G. ve Ozturk, A.N. (2012). Surface roughness and morphologic changes of zirconia following different surface treatments. *Photomedicine and Laser Surgery*, 30(6), 339-345.

- Denry, I.L. ve Holloway, J.A. (2006). Microstructural and crystallographic surface changes after grinding zirconia-based dental ceramics. *Journal of Biomedical Materials Research - Part B Applied Biomaterials*, 76(2), 440–448.
- Denry, I. ve Kelly, J.R. (2008). State of the art of zirconia for dental applications. *Dental Materials*, 24(3), 299–307.
- Denry, I. ve Kelly, J. R. (2014). Emerging Ceramic-based materials for dentistry. *Journal of Dental Research*, 93(12), 1235–1242.
- Derand, T., Molin, M. ve Kvam, K. (2005). Bond strength of composite luting cement to zirconia ceramic surfaces. *Dental Materials*, 21(12), 1158–1162.
- Druck, C.C., Pozzobon, J.L., Callegari, G.L., Dorneles, L.S. ve Valandro, L.F. (2014). Adhesion to Y-TZP ceramic: Study of silica nanofilm coating on the surface of Y-TZP. *Journal of Biomedical Materials Research. Part B, Applied Biomaterials*, 103(1), 143-150.
- Dündar, M., Özcan, M., Gökçe, B., Çömlekoğlu, E., Leite, F. ve Valandro, L.F. (2007). Comparison of two bond strength testing methodologies for bilayered all-ceramics. *Dental Materials*, 23(5), 630–636.
- Ebeid, K., Wille, S., Salah, T., Wahsh, M., Zohdy, M. ve Kern, M. (2017). Evaluation of surface treatments of monolithic zirconia in different sintering stages. *Journal of Prosthodontic Research*, 62(2), 210–217.
- Eduardo, C., Bello-Silva, M.S., Moretto, S.G., Cesar, P.F. ve De Freitas, P.M. (2012). Microtensile bond strength of composite resin to glass-infiltrated alumina composite conditioned with Er,Cr:YSGG laser. *Lasers in Medical Science*, 27(1), 7–14.

- Eğilmez, F., Ergun, G., Cekic-nagas, I., Vallittu, P.K. ve Lassila, L.V.J. (2014). Factors affecting the mechanical behavior of Y-TZP. *Journal of the Mechanical Behavior of Biomedical Materials*, 37(15), 78–87.
- Elsaka, S.E. (2013). Influence of surface treatments on the surface properties of different zirconia cores and adhesion of zirconia-veneering ceramic systems. *Dental Materials*, 29(10), e239–e251.
- Erdem, A., Akar, G.C., Erdem, A. ve Kose, T. (2014). Effects of different surface treatments on bond strength between resin cements and zirconia ceramics. *Operative Dentistry*, 39(3), 118-127.
- Ersu, B., Yuzugullu, B., Yazici, A.R. ve Canay, S. (2009). Surface roughness and bond strengths of glass-infiltrated alumina-ceramics prepared using various surface treatments. *Journal of Dentistry*, 37(11), 848–856.
- Eversole, L., Rizioiu, I. ve Kimmel, A. (1997). Updated information and services including high-resolution figures, can be found in the online version of this article at: *Journal of American Dental Association*, 128(8), 1099–1106.
- Fischer, J., Stawarczyk, B. ve Hämmerle, C.H.F. (2008a). Flexural strength of veneering ceramics for zirconia. *Journal of Dentistry*, 36(5), 316–321.
- Fischer, J., Grohmann, P. ve Stawarczyk, B. (2008b). Effect of zirconia surface treatments on the shear strength of zirconia/veneering ceramic composites. *Dental Materials Journal*, 27(3), 448–454.
- Fischer, J., Stawarczyk, B., Trottmann, A. ve Hämmerle, C.H.F. (2009). Impact of thermal misfit on shear strength of veneering ceramic/zirconia composites. *Dental Materials*, 25(4), 419–423.

- Fischer, J., Stawarczyk, B., Sailer, I. ve Hämmerle, C.H.F. (2010). Shear bond strength between veneering ceramics and ceria-stabilized zirconia/alumina. *Journal of Prosthetic Dentistry*, 103(5), 267–274.
- Flinn, B.D., Degroot, D.A., Mancl, L.A. ve Raigrodski, A.J. (2012). Accelerated aging characteristics of three yttria-stabilized tetragonal zirconia polycrystalline dental materials. *Journal of Prosthetic Dentistry*, 108(4), 223–230.
- Fonseca, R., De Oliveira Abi-Rached, F., Dos Santos Nunes Reis, J.M., Rambaldi, E. ve Baldissara, P. (2013). Effect of particle size on the flexural strength and phase transformation of an airborne-particle abraded yttria-stabilized tetragonal zirconia polycrystal ceramic. *Journal of Prosthetic Dentistry*, 110(6), 510–514.
- Frankenberger, R., Kramer, N. ve Sindel, J. (2000). Repair strength of etched vs silica-coated metal-ceramic and all-ceramic restorations. *Operative Dentistry*, 25(3), 209–215.
- Garvie, R.C. ve Nicholson, P.S. (1972). Structure and thermomechanical properties of partially stabilized zirconia in the CaO-ZrO₂ system. *Journal of the American Ceramic Society*, 55(3), 152–157.
- Garvie, R.C., Hannink, R.H. ve Pascoe, R.T. (1975). Ceramic steel? *International Journal of Science*, 258(5537), 703–704.
- Ghasemi, A., Kermanshah, H., Ghavam, M., Nateghifard, A., Torabzadeh, H., Nateghifard, A. ve Ahmadi, H. (2014). Effect of Er,Cr:YSGG laser treatment on microshear bond strength of zirconia to resin cement before and after sintering. *The Journal of Adhesive Dentistry*, 16(4), 377–382.

- Giordano, R.A., Pelletier, L., Campbell, S. ve Pober, R. (1995). Flexural strength of an infused ceramic, glass ceramic, and feldspathic porcelain. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 73(5), 411–418.
- Gomes, A.L., Ramos, J.C., Riego, S.S., Montero, J. ve Albaladejo, A. (2013). Thermocycling effect on microshear bond strength to zirconia ceramic using Er:YAG and tribochemical silica coating as surface conditioning. *Lasers in Medical Science*, 30(2), 787-795.
- Goujat, A., Abouelleil, H., Colon, P. ve Jeannin, C. (2017). Mechanical properties and internal fit of 4 CAD-CAM block materials. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 119(3), 384–389.
- Gracis, S., Thompson, V., Ferencz, J., Silva, N. ve Bonfante, E. (2015). A new classification system for all-ceramic and ceramic-like restorative materials. *The International Journal of Prosthodontics*, 28(3), 227–235.
- Griffin, J.D. (2013). Combining monolithic zirconia crowns, digital impressioning, and regenerative cement for a predictable restorative alternative to PFM. *Compendium of Continuing Education in Dentistry*, 34(3), 212-22.
- Groten, M., Girthofer, S. ve Pröbster, L. (1997). Marginal fit consistency of copy-milled all-ceramic crowns during fabrication by light and scanning electron microscopic analysis in vitro. *Journal of Oral Rehabilitation*, 24(12), 871–881.
- Guazzato, M., Quach, L., Albakry, M. ve Swain, M.V. (2005). Influence of surface and heat treatments on the flexural strength of Y-TZP dental ceramic. *Journal of Dentistry*, 33(1), 9–18.

- Guess, P.C., Zhang, Y., Kim, J.W., Rekow, E.D. ve Thompson, V.P. (2010). Damage and reliability of Y-TZP after cementation surface treatment. *Journal of Dental Research*, 89(6), 592–596.
- Guess, P.C., Schultheis, S., Bonfante, E.A., Coelho, P.G., Ferencz, J.L. ve Silva, N.R.F.A. (2011). All-ceramic systems: Laboratory and clinical performance. *Dental Clinics of North America*, 55(2), 333–352.
- Hallmann, L., Ulmer, P., Reusser, E. ve Hämmerle, C.H.F. (2012a). Effect of blasting pressure, abrasive particle size and grade on phase transformation and morphological change of dental zirconia surface. *Surface and Coatings Technology*, 206(19–20), 4293–4302.
- Hallmann, L., Ulmer, P., Reusser, E. ve Hämmerle, C.H.F. (2012b). Surface characterization of dental Y-TZP ceramic after air abrasion treatment. *Journal of Dentistry*, 40(9), 723–735.
- Hammad, I.A. ve Talic, Y.F. (1996). Designs of bond strength tests for metal-ceramic complexes: Review of the literature. *Journal of Prosthetic Dentistry*, 75(6), 602–608.
- Hannink, R.H.J., Kelly, P.M. ve Muddle, B.C. (2000). Transformation toughening in zirconia-containing ceramics. *Journal of the American Ceramic Society*, 83(3), 461–487.
- Harashima, T., Kinoshita, J.I., Kimura, Y., Brugnera, A., Zanin, F., Pecora, J. D. ve Matsumoto, K. (2005). Morphological comparative study on ablation of dental hard tissues at cavity preparation by Er:YAG and Er,Cr:YSGG lasers. *Photomedicine and Laser Surgery*, 23(1), 52–55.

- He, M., Zhang, Z., Zheng, D., Ding, N. ve Liu, Y. (2014). Effect of sandblasting on surface roughness of zirconia-based ceramics and shear bond strength of veneering porcelain. *Dental Materials Journal*, 33(6), 778–785.
- Helvey, G. (2013). Classification of dental ceramics. *Inside Dentistry*, (April), 62-74.
- Ho, C.J., Liu, H.C. ve Tuan, W.H. (2009). Effect of abrasive grinding on the strength of Y-TZP. *Journal of the European Ceramic Society*, 29(12), 2665–2669.
- Hossain, M., Nakamura, Y., Yamada, Y., Kimura, Y., Matsumoto, N. ve Matsumoto, K. (1999). Effects of Er,Cr:YSGG laser irradiation in human enamel and dentin: ablation and morphological studies. *Journal of Clinical Laser Medicine & Surgery*, 17(4), 155–159.
- Huang, C.W. ve Hsueh, C.H. (2011). Piston-on-three-ball versus piston-on-ring in evaluating the biaxial strength of dental ceramics. *Dental Materials*, 27(6), e117–e123.
- Inokoshi, M., Zhang, F., Vanmeensel, K., De Munck, J., Minakuchi, S., Naert, I. ve Van Meerbeek, B. (2016). Residual compressive surface stress increases the bending strength of dental zirconia. *Dental Materials*, 33(4), e147–e154.
- ISO 6872: 2015; Dentistry- Ceramic Materials, 2015;
<http://www.iso.org/standart/59936.html>
- Janda, R., Roulet, J.F., Wulf, M. ve Tiller, H.J. (2003). A new adhesive technology for all-ceramics. *Dental Materials*, 19(6), 567–573.

- Jin, J., Takahashi, H. ve Iwasaki, N. (2004). Effect of test method on flexural strength of recent dental ceramics. *Dental Materials Journal*, 23(4), 490-496.
- Joy, D. ve Joy, C. (1996). Low voltage scanning electron microscopy. *Micron*, 27(3-4), 247-263.
- Karakoca, S., ve Yilmaz, H. (2009). Influence of surface treatments on surface roughness, phase transformation, and biaxial flexural strength of Y-TZP ceramics. *Journal of Biomedical Materials Research - Part B Applied Biomaterials*, 91(2), 930-937.
- Kasraei, S., Rezaei-Soufi, L., Heidari, B. ve Vafaei, F. (2014). Bond strength of resin cement to CO₂ and Er:YAG laser treated zirconia ceramic. *Restorative Dentistry & Endodontics*, 39(4), 296-302.
- Kelly, J.R. ve Benetti, P. (2011). Ceramic materials in dentistry: Historical evolution and current practice. *Australian Dental Journal*, 56(Suppl. 1), 84-96.
- Kelly, J.R., Nishimura, I. ve Campbell, S.D. (1996). Ceramics in dentistry: Historical roots and current perspectives. *Journal of Prosthetic Dentistry*, 75(1), 18-32.
- Kelly, R. (2004). Dental ceramics: Current thinking and trends. *Dental Clinics of North America*, 48(2), 513-530.
- Kern, M. ve Wegner, S.M. (1998). Bonding to zirconia ceramic: adhesion methods and their durability. *Dental Materials*, 14(1), 64-71.
- Kern, M. (2009). Resin bonding to oxide ceramics for dental restorations. *Journal of Adhesion Science and Technology*, 23(7-8), 1097-1111.

- Kırmalı, O., Akın, H., ve Özdemir, A.K. (2013). Shear bond strength of veneering ceramic to zirconia core after different surface treatments. *Photomedicine and Laser Surgery*, 31(6), 261–268.
- Kırmalı, O., Akın, H. ve Kapdan, A. (2014). Evaluation of the surface roughness of zirconia ceramics after different surface treatments. *Acta Odontologica Scandinavica*, 72(6), 432-439.
- Kırmalı, O., Kustarci, A., Kapdan, A. ve Er, K. (2015). Efficacy of surface roughness and bond strength of Y-TZP zirconia after various pre-treatments. *Photomedicine and Laser Surgery*, 33(1), 15–21.
- Kırmalı, O., Kapdan, A., Kuştarıcı, A. ve Er, K. (2016). Veneer ceramic to Y-TZP bonding: Comparison of different surface treatments. *Journal of Prosthodontics*, 25(4), 324–329.
- Kim, H.T., Han, J.S., Yang, J.H., Lee, J.B. ve Kim, S.H. (2009). The effect of low temperature aging on the mechanical property & phase stability of Y-TZP ceramics. *Journal of Advanced Prosthodontics*, 1(3), 113-117.
- Kim, H.J., Lim, H.P., Park, Y.J. ve Vang, M.S. (2011). Effect of zirconia surface treatments on the shear bond strength of veneering ceramic. *Journal of Prosthetic Dentistry*, 105(5), 315–322.
- Kim, H.K. ve Kim, S.H. (2014). Effect of the number of coloring liquid applications on the optical properties of monolithic zirconia. *Dental Materials*, 30(9), e229–e237.
- Kim, H.K. ve Kim, S.H. (2016). Optical properties of pre-colored dental monolithic zirconia ceramics. *Journal of Dentistry*, 55, 75–81.

- Kimura, Y., Wilder-Smith, P. ve Matsumoto, K. (2000). Lasers in endodontics : A review. *International Endodontic Journal*, 33, 173–185.
- Komine, F., Blatz, M.B. ve Matsumura, H. (2010). Current status of zirconia-based fixed restorations. *Journal of Oral Science*, 52(4), 531–539.
- Komine, F., Strub, J.R., ve Matsumura, H. (2012). Bonding between layering materials and zirconia frameworks. *Japanese Dental Science Review*, 48(2), 153–161.
- Kosmac T., Oblak C., Jevnikar, P., Funduk, N. ve Marion, L. (1999). The effect of surface grinding and sandblasting on flexural strength and reliability of Y-TZP zirconia ceramic. *Dental Materials*, 15(6), 426-433.
- Kosmac, T., Oblak, C., Jevnikar, P., Funduk, N. ve Marion, L. (2000). Strength and reliability of surface treated Y - TZP dental ceramics. *Journal of Biomedical Materials Research Part B Applied Biomaterials*, 53(4), 304–313.
- Krishna, J.V., Kumar, V.S. ve Savadi, R.C. (2009). Evolution of metal-free ceramics. *The Journal of Indian Prosthodontic Society*, 9(2), 70-75.
- Krüger, S., Deubener, J., Ritzberger, C. ve Höland, W. (2013). Nucleation kinetics of lithium metasilicate in ZrO₂-bearing lithium disilicate glasses for dental application. *International Journal of Applied Glass Science*, 4(1), 9–19.
- Lauto, A., Mawad, D., Barton, M., Gupta, A., Piller, S.C. ve Hook, J. (2010). Photochemical tissue bonding with chitosan adhesive films. *BioMedical Engineering Online*, 9(47), 2-11.

- Lee, J.J., Kang, C.K., Oh, J.W., Seo, J.M. ve Park, J.M. (2015). Evaluation of shear bond strength between dual cure resin cement and zirconia ceramic after thermocycling treatment. *The Journal of Advanced Prosthodontics*, 7(1), 1–7.
- Liu, D., Matinlinna, J.P., Tsoi, J.K.H., Pow, E.H.N., Miyazaki, T., Shibata, Y. ve Kan, C.W. (2013). A new modified laser pretreatment for porcelain zirconia bonding. *Dental Materials*, 29(5), 559–565.
- Liu, L., Liu, S., Song, X., Zhu, Q. ve Zhang, W. (2013). Effect of Nd: YAG laser irradiation on surface properties and bond strength of zirconia ceramics. *Lasers in Medical Science*, 30(2), 627-634.
- Lorente, M.C., Scherrera, S.S., Richard, J., Demellayer, R., Amez-Droz, M. ve Wiskott, H.W.A. (2010). Surface roughness and EDS characterization of a Y-TZP dental ceramic treated with the CoJet™ Sand. *Dental Materials*, 26(11), 1035–1042.
- Lundberg, K., Wu, L. ve Papia, E. (2017). The effect of grinding and / or airborne-particle abrasion on the bond strength between zirconia and veneering porcelain: a systematic review. *Acta Biomaterialia Odontologica Scandinavica*, 3(1), 8-20.
- Mainjot, A., Dupont, N., Oudkerk, J., Dewael, T. ve Sadoun, M. (2016). From artisanal to CAD-CAM Blocks: State of the art of indirect composites. *Journal of Dental Research*, 95(5), 275–280.
- Manicone, P.F., Rossi Iommetti, P. ve Raffaelli, L. (2007). An overview of zirconia ceramics: Basic properties and clinical applications. *Journal of Dentistry*, 35(11), 819–826.

- Marchack, B.W., Sato, S., Marchack, C.B. ve White, S.N. (2011). Complete and partial contour zirconia designs for crowns and fixed dental prostheses : A clinical report. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 106(3), 145–152.
- Matani, J.D., Kheur, M., Jambhekar, S.S., Bhargava, P. ve Londhe, A. (2014). Evaluation of experimental coating to improve the zirconia-veneering ceramic bond strength. *Journal of Prosthodontics*, 23(8), 626–633.
- Mattiello, R.D.L., Coelho, T.M.K., Insaurralde, E., Coelho, A.A.K., Terra, G.P., Kasua, A.V.B. ve Fonseca, R.B. (2013). A review of surface treatment methods to improve the adhesive cementation of zirconia-based ceramics. *ISRN Biomaterials*, (2013), 1-10.
- Matinlinna, J.P., Heikkinen, T., Özcan, M., Lassila, L.V.J. ve Vallittu, P.K. (2006). Evaluation of resin adhesion to zirconia ceramic using some organosilanes. *Dental Materials*, 22(9), 824–831.
- Matinlinna, J.P., Lassila, L.V.J., Ozcan, M., Yli-Urpo, A. ve Vallittu, P.K. (2004). An introduction to silanes and their clinical applications in dentistry. *International Journal of Prosthodontics*, 17(2), 155–164.
- Mclaren, E.A. ve Cao, P.T. (2009). Ceramics in Dentistry—Part I: Classes of Materials. *Inside Dentistry*, 7(October), 94–103.
- Michida, S.M. de A., Kimpara, E.T., dos Santos, C., Souza, R.O.A., Bottino, M.A. ve Özcan, M. (2015). Effect of air-abrasion regimens and fine diamond bur grinding on flexural strength, Weibull modulus and phase transformation of zirconium dioxide. *Journal of Applied Biomaterials & Functional Materials*, 13(3), 266–273.

- Miserendino, L.J., Levy, G.C. ve Rizioiu, I.M. (1995). Effects of Nd : YAG laser on the permeability of root canal wall dentin. *Journal of Endodontics*, 21(2), 83–87.
- Mitov, G., Anastassova-yoshida, Y., Nothdurft, F.P., von See, C. ve Pospiech, P. (2016). Influence of the preparation design and artificial aging on the fracture resistance of monolithic zirconia crowns. *The Journal of Advanced Prosthodontics*, 8(1), 30-36.
- Miyazaki, T., Nakamura, T., Matsumura, H., Ban, S. ve Kobayashi, T. (2013). Current status of zirconia restoration. *Journal of Prosthodontic Research*, 57(4), 236–261.
- Monaco, C., Cardelli, P., Scotti, R. ve Valandro, L.F. (2011). Pilot evaluation of four experimental conditioning treatments to improve the bond strength between resin cement and Y-TZP ceramic. *Journal of Prosthodontics*, 20(2), 97–100.
- Monaco, C., Tucci, A., Esposito, L. ve Scotti, R. (2013). Microstructural changes produced by abrading Y-TZP in presintered and sintered conditions. *Journal of Dentistry*, 41(2), 121–126.
- Moon, J.E., Kim, S.H., Lee, J.B., Ha, S.R. ve Choi, Y.S. (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. *Dental Materials*, 27(7), 651–663.
- Moon, J.E., Kim, S.H., Lee, J.B., Han, J.S., Yeo, I.S. ve Ha, S.R. (2016). Effects of airborne-particle abrasion protocol choice on the surface characteristics of

monolithic zirconia materials and the shear bond strength of resin cement. *Ceramics International*, 42(1), 1552–1562.

Mosharraf, R., Rismanchian, M., Savabi, O. ve Ashtiani, A.H. (2011). Influence of surface modification techniques on shear bond strength between different zirconia cores and veneering ceramics. *The Journal of Advanced Prosthodontics*, 3(4), 221–228.

Munoz, E., Longhini, D., Antonio, S. ve Adabo, G. (2017). The effects of mechanical and hydrothermal aging on microstructure and biaxial flexural strength of an anterior and a posterior monolithic zirconia. *Journal of Dentistry*, 63, 94–102.

Murthy, V., Manoharan, Balaji ve Livingstone, D. (2014). Effect of four surface treatment methods on the shear bond strength of resin cement to zirconia ceramics- A comparative in vitro study. *Journal of Clinical and Diagnostic Research*, 8(9), 65-68.

Nallusamy, S. ve Manoj Babu, A. (2015). X-Ray differaction and FESEM analysis for mixture of hybrid nanoparticles in heat transfer applications. *Journal of Nano Research*, 37, 58–67.

Nikzadjamnani, S., Zarrati, S. ve Rostamzadeh, M. (2017). Microtensile bond strength between zirconia core and veneering porcelain after different surface treatments. *Journal of Dentistry (Tehran, Iran)*, 14(6), 303-312.

Noda, M., Okuda, Y., Tsuruki, J., Minesaki, Y., Takenouchi, Y. ve Ban, S. (2010). Surface damages of zirconia by Nd:YAG dental laser irradiation. *Dental Materials Journal*, 29(5), 536–541.

- Oilo, M., Gjerdet, N.R. ve Tvinnereim, H.M. (2008). The firing procedure influences properties of a zirconia core ceramic. *Dental Materials*, 24(4), 471–475.
- Özcan, M., Nijhuis, H. ve Valandro, L.F. (2008). Effect of various surface conditioning methods on the adhesion of dual-cure resin cement with MDP functional monomer to zirconia after thermal aging. *Dental Materials Journal*, 27(1), 99–104.
- Özcan, M., Melo, R.M., Souza, R.O., Machado, J.P., Felipe, Valandro, L. ve Bottino, M.A. (2013). Effect of air-particle abrasion protocols on the biaxial flexural strength, surface characteristics and phase transformation of zirconia after cyclic loading. *Journal of the Mechanical Behavior of Biomedical Materials*, 20, 19-28.
- Palmero, P., Montanaro, L., Reveron, H. ve Chevalier, J. (2014). Surface coating of oxide powders: A new synthesis method to process biomedical grade nano-composites. *Materials*, 7(7), 5012–5037.
- Passos, S.P., Linke, B., Major, P.W. ve Nychka, J.A. (2015). The effect of air-abrasion and heat treatment on the fracture behavior of Y-TZP. *Dental Materials*, 31(9), 1011–1021.
- Pawley, J. (1997). The development of field-emission scanning electron microscopy for imaging biological surfaces. *Scanning*, 19(5), 324–336.
- Pereira, G.K.R., Amaral, M., Simoneti, R., Rocha, G.C., Cesar, P.F. ve Valandro, L.F. (2014). Effect of grinding with diamond-disc and -bur on the mechanical behavior of a Y-TZP ceramic. *Journal of the Mechanical Behavior of Biomedical Materials*, 37, 133–140.

- Piasek, J.R., Swift, E.J., Thompson, J.Y., Grego, S. ve Stoner, B.R. (2009). Surface modification for enhanced silanation of zirconia ceramics. *Dental Materials*, 25(9), 1116-1121.
- Piasek, J.R., Wolter, S.D. ve Stoner, B.R. (2011). Development of a novel surface modification for improved bonding to zirconia. *Dental Materials*, 27(5), e99-105.
- Piasek, J.R., Swift, E.J., Braswell, K. ve Stoner, B.R. (2012). Surface fluorination of zirconia: Adhesive bond strength comparison to commercial primers. *Dental Materials*, 28(6), 604-608.
- Piconi, C. ve Maccauro, G. (1999). Zirconia as a ceramic biomaterial. *Biomaterials*, 20(1), 1-25.
- Piddock, V. ve Qualtrough, A.J.E. (1990). Dental ceramics-an update. *Journal of Dentistry*, 18, 227-235.
- Pittayachawan, P., McDonald, A., Petrie, A. ve Knowles, J.C. (2007). The biaxial flexural strength and fatigue property of Lava™ Y-TZP dental ceramic. *Dental Materials*, 23(8), 1018-1029.
- Powers, J.M. ve Sakaguchi, R.L. (2006). *Craig's Restorative Dental Materials*. (12. bs.) St Louis: C.V. Mosby.
- Qeblawi, D.M., Muñoz, C.A., Brewer, J.D. ve Monaco, E.A. (2010). The effect of zirconia surface treatment on flexural strength and shear bond strength to a resin cement. *Journal of Prosthetic Dentistry*, 103(4), 210-220.

- Queiroz, J.R.C., Benetti, P., Massi, M., Junior, L.N. ve Della Bona, A. (2012). Effect of multiple firing and silica deposition on the zirconia-porcelain interfacial bond strength. *Dental Materials*, 28(7), 763–768.
- Quinn, G.D. ve Morrell, R. (1991). Design data for engineering ceramics: A review of the flexure test. *Journal of the American Ceramic Society*, 74(9), 2037–2066.
- Quinn, J.B. ve Quinn, G. D. (2010). A practical and systematic review of Weibull statistics for reporting strengths of dental materials. *Dental Materials*, 26(2), 135–147.
- Raghavan, R.N. (2012). Ceramics in dentistry. *Intech*, 6, 203-224.
- Raigrodski, A., Gerard, J., Narong, P., Hochstedler, J., Shawky, E., Susan, B. ve Donald, E. (2006). The efficacy of posterior three-unit zirconium-oxide-based ceramic fixed partial dental prostheses: A prospective clinical pilot study. *Journal of Prosthetic Dentistry*, 96(4), 237–244.
- Raigrodski, A.J., Hillstead, M.B., Meng, G.K. ve Chung, K.H. (2012a). Survival and complications of zirconia-based fixed dental prostheses: A systematic review. *Journal of Prosthetic Dentistry*, 107(3), 170–177.
- Raigrodski, A.J., Yu, A., Chiche, G.J., Hochstedler, J.L., Mancl, L.A. ve Mohamed, S.E. (2012b). Clinical efficacy of veneered zirconium dioxide-based posterior partial fixed dental prostheses: Five-year results. *Journal of Prosthetic Dentistry*, 108(4), 214–222.
- Reich, S. (2015). Tooth-colored CAD/CAM monolithic restorations. *International Journal of Computerized Dentistry*, 18(2), 131-146.

- Rekow, E.D., Silva, N.R.F.A., Coelho, P.G., Zhang, Y., Guess, P. ve Thompson, V.P. (2011). Performance of dental ceramics: Challenges for improvements. *Journal of Dental Research*, 90(8), 937–952.
- Rinke, S. ve Fischer C. (2013). Range of indications for translucent zirconia modifications: clinical and technical aspects. *Quintessence International*, 44(8), 557-566.
- Rizoiu, I.M., Kimmel, A.I., Clemente, S., Angeles, L., Er, A. ve Clemente, S. (1996). Effects of an erbium, chromium: yttrium, scandium, gallium, garnet laser on mucocutaneous soft tissues. *Oral Surgery Oral Medicine Oral Pathology Oral Radiology*, 82(4), 386-395.
- Rodrigues, S., Ferracane, J.L. ve Della Bona, A. (2008). Flexural strength and Weibull analysis of a microhybrid and a nanofill composite evaluated by 3- and 4-point bending tests. *Dental Materials*, 24(3), 426–431.
- Rosenblum, M. ve Schulman, A. (1997). All-Ceramic. *Journal of American Dental Association*, 128(3), 297–307.
- Rugar, D. ve Hansma, P. (1990). Atomic Force Microscopy. *Physics Today*, (October), 257, 23-30.
- Ruse, N. ve Sadoun, M. (2014). Resin-composite Blocks for Dental. *Journal of Dental Research*, 93(12), 1232–1234.
- Sabree, I.K. (2014). *Fabrication of Bioactive Glass Scaffolds by Stereolithography for Bone Tissue Engineering School of Materials*. Doktora Tezi, The University of Manchester, Manchester.

- Sailer, I., Feher, A., Filser, F., Lüthy, H., Gauckler, L.J., Schärer, P. ve Franz Hämmerle, C.H. (2006). Prospective clinical study of zirconia posterior fixed partial dentures: 3-year follow-up. *Quintessence International (Berlin, Germany: 1985)*, 37(9), 685–693.
- Sailer, I., Feher, A., Filser, F., Gauckler, L.J., Lüthy, H. ve Hämmerle, C.H.F. (2007). Five-year clinical results of zirconia frameworks for posterior fixed partial dentures. *International Journal of Prosthodontics*, 20(4), 383–388.
- Saito, A., Komine, F., Blatz, M.B. ve Matsumura, H. (2010). A comparison of bond strength of layered veneering porcelains to zirconia and metal. *Journal of Prosthetic Dentistry*, 104(4), 247–257.
- Sannino, G., Germano, F., Arcuri, L., Bigelli, E., Arcuri, C. ve Barlattani, A. (2014). CEREC CAD/CAM chairside system. *ORAL & Implantology*, 7(3), 57–70.
- Sano, H., Shono, T., Sonoda, H., Takatsu, T., Ciucchi, B., Carvalho, R. ve Pashley, D.H. (1994). Relationship between surface area for adhesion and tensile bond strength--evaluation of a micro-tensile bond test. *Dental Materials*, 10(4), 236–240.
- Santos, G., Santos, M., Rizkalla, A., Madani, D. ve El-Mowafy, O. (2013). Overview of CEREC CAD/CAM chairside system. *General Dentistry*, 61(1), 36–40.
- Schelling, P.K., Phillpot, S.R. ve Wolf, D. (2001). Mechanism of the cubic-to-tetragonal phase transition in zirconia and yttria-stabilized zirconia by molecular-dynamics simulation. *Journal of the American Ceramic Society*, 84(7), 1609–1619.

- Scherrer, S.S., Quinn, G.D. ve Quinn, J.B. (2008). Fractographic failure analysis of a Procera® AllCeram crown using stereo and scanning electron microscopy. *Dental Materials*, 24(8), 1107–1113.
- Scherrer, S.S., Cattani-Lorente, M., Yoon, S., Karvonen, L., Pokrant, S., Rothbrust, F. ve Kuebler, J. (2013). Post-hot isostatic pressing: A healing treatment for process related defects and laboratory grinding damage of dental zirconia? *Dental Materials*, 29(9), e180–e190.
- Schley, J.S., Heussen, N., Reich, S., Fischer, J., Haselhuhn, K. ve Wolfart, S. (2010). Survival probability of zirconia-based fixed dental prostheses up to 5 yr: A systematic review of the literature. *European Journal of Oral Sciences*, 118(5), 443–450.
- Schubert, H. ve Frey, F. (2005). Stability of Y-TZP during hydrothermal treatment: Neutron experiments and stability considerations. *Journal of the European Ceramic Society*, 25(9), 1597–1602.
- Sedda, M., Vichi, A., Carrabba, M., Capperucci, A., Louca, C. ve Ferrari, M. (2015). Influence of coloring procedure on flexural resistance of zirconia blocks. *Journal of Prosthetic Dentistry*, 114(1), 98–102.
- Shetty, D.K., Rosenfield, A.R., Duckworth, W.H. ve Held, P.R. (1983). A biaxial-flexure test for evaluating ceramic strengths. *Journal of the American Ceramic Society*, 66(1), 36–42.
- Shimizu, K., Oka, M., Kumar, P., Kotoura, Y., Yamamuro, T., Makinouchi, K. ve Nakamura, T. (1993). Time-dependent changes in the mechanical

- properties of zirconia ceramic. *Journal of Biomedical Materials Research*, 27(6), 729–734.
- Song, J.Y., Park, S.W., Lee, K., Yun, K.D. ve Lim, H.P. (2013). Fracture strength and microstructure of Y-TZP zirconia after different surface treatments. *Journal of Prosthetic Dentistry*, 110(4), 274–280.
- Souza, R.O.A., Valandro, L.F., Melo, R.M., Machado, J.P.B., Bottino, M.A. ve Özcan, M. (2013). Air-particle abrasion on zirconia ceramic using different protocols: Effects on biaxial flexural strength after cyclic loading, phase transformation and surface topography. *Journal of the Mechanical Behavior of Biomedical Materials*, 26, 155–163.
- Subaşı, M.G., Demir, N., Kara, Ö., Ozturk, A.N. ve Özel, F. (2014). Mechanical properties of zirconia after different surface treatments and repeated firings. *The Journal of Advanced Prosthodontics*, 6(6), 462-467.
- Sukumaran, V.G. ve Bharadwaj, N. (2006). Ceramics in dental applications. *Trends in Biomaterials and Artificial Organs*, 20(1), 7–11.
- Sulewski, J.G. (2000). Historical survey of laser dentistry. *Dental Clinics of North America*, 44(4), 717-752.
- Sundh, A., Molin, M. ve Sjögren, G. (2005). Fracture resistance of yttrium oxide partially-stabilized zirconia all- ceramic bridges after veneering and mechanical fatigue testing. *Dental Materials: Official Publication of the Academy of Dental Materials*, 21(5), 476–482.

- Tan, J.P., Sederstrom, D., Polansky, J.R., McLaren, E.A. ve White, S.N. (2012). The use of slow heating and slow cooling regimens to strengthen porcelain fused to zirconia. *Journal of Prosthetic Dentistry*, 107(3), 163–169.
- Tholt, B., Miranda-Júnior, W.G., Prioli, R., Thompson, J. ve Oda, M. (2006). Surface roughness in ceramics with different finishing techniques using atomic force microscope and profilometer. *Operative Dentistry*, 31(4), 442–449.
- Thompson, G.A. (2004). Determining the slow crack growth parameter and weibull two-parameter estimates of bilaminate disks by constant displacement-rate flexural testing. *Dental Materials*, 20(1), 51–62.
- Trautz, B.O.R. (1955). X-Ray Diffraction of biological and synthetic apatites. *Annals of the New York Academy of Sciences*, 60(5), 696–712.
- Trindade, F.Z., Amaral, M., Melo, R.M., Bottino, M.A. ve Valandro, L.F. (2013). Zirconia-porcelain bonding: effect of multiple firings on microtensile bond strength. *The Journal of Adhesive Dentistry*, 15(5), 467–472.
- Tsukakoshi, M., Shinya, A., Gomi, H., Lassila, L.V. ve Vallittu, P. K. (2008). Effects of dental adhesive cement and surface treatment on bond strength and leakage of zirconium oxide ceramics. *Dental Materials Journal*, 27(2), 159–171.
- Tsuo, Y., Yoshida, K. ve Atsuta, M. (2006). Effects of alumina-blasting and adhesive primers on bonding between resin luting agent and zirconia ceramics. *Dental Materials Journal*, 25(4), 669–674.

- Turp, V., Sen, D., Tuncelli, B., Goller, G. ve Özcan, M. (2013). Evaluation of air-particle abrasion of Y-TZP with different particles using microstructural analysis. *Australian Dental Journal*, 58(2), 183–191.
- Turp, V., Akgungor, G., Sen, D. ve Tuncelli, B. (2014). Evaluation of surface topography of zirconia ceramic after Er:YAG laser etching. *Photomedicine and Laser Surgery*, 32(10), 533-539.
- Uludamar, A., Akalın, B. ve Kulak Özkan, Y. (2011). Zirkonyum esaslı tam seramik restorasyonlarda simantasyon öncesi yüzey hazırlıkları. *Cumhuriyet Dental Journal*, 14(2), 140–153.
- Uo, M., Gren, G.S.J., Sundh, A., Goto, M., Watari, F. ve Bergman, M. (2006). Effect of surface condition of dental zirconia ceramic (Denzir) on bonding. *Dental Materials Journal*, 25(3), 626–631.
- Ural, Ç., Külünük, T., Külünük, Ş. ve Kurt, M. (2010). The effect of laser treatment on bonding between zirconia ceramic surface and resin cement. *Acta Odontologica Scandinavica*, 68(6), 354-359.
- Ural, Ç., Kalyoncu, E. ve Balkaya, V. (2012). The effect of different power outputs of carbon dioxide laser on bonding between zirconia ceramic surface and resin cement. *Acta Odontologica Scandinavica*, 70(6), 541-546.
- Uyar, H.A. (2009). *İki farklı lazer cihazı ve klasik hava türbini ile prepare edilen dişlerdeki intrapulpal sıcaklık değişimlerinin ve mine pürüzlülüğünün karşılaştırılması*. Doktora Tezi. Gülhane Askeri Tıp Akademisi. Ankara.
- Üşümez, A., Hamdemirci, N., Köroğlu, B.Y., Şimşek, I., Parlar, O. ve Sarı, T. (2013). Bond strength of resin cement to zirconia ceramic with different surface treatments. *Lasers in Medical Science*, 28(1), 259-266.

- Üşümez, A. ve Aykent, F. (2003). Bond strengths of porcelain laminate veneers to tooth surfaces prepared with acid and Er,Cr:YSGG laser etching. *Journal of Prosthetic Dentistry*, 90(1), 24–30.
- Üşümez, S., Orhan, M. ve Malkoç, S. (2000). Er,Cr: YSGG hidrokinetik laser sistemiyle mine pürüzlendirilmesinin ortodontik apareylerin yapışma kuvvetine etkisi. *Cumhuriyet Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi*, 3(1), 6–9.
- Van As, G. (2004). Erbium lasers in dentistry. *Dental Clinics of North America*, 48(4), 1017–1059.
- Van Meerbeek, B., Peumans, M., Poitevin, A., Mine, A., Van Ende, A., Neves, A. ve De Munck, J. (2010). Relationship between bond-strength tests and clinical outcomes. *Dental Materials*, 26(2), 100–121.
- Vichi, A., Sedda, M., Bonadeo, G., Bosco, M., Barbiera, A., Tsintsadze, N. ve Ferrari, M. (2015). Effect of repeated firings on flexural strength of veneered zirconia. *Dental Materials*, 31(8), e151–e156.
- Wang, H., Aboushelib, M. N. ve Feilzer, A.J. (2008). Strength influencing variables on CAD/CAM zirconia frameworks. *Dental Materials*, 24(5), 633–638.
- Weibull, W. (1951). Wide applicability. *Journal of Applied Mechanics*, 103(4), 293–297.
- Wendler, M., Belli, R., Petschelt, A., Mevec, D., Harrer, W., Lube, T. ve Lohbauer, U. (2017). Chairside CAD/CAM materials. Part 2: Flexural strength testing. *Dental Materials*, 33(1), 99–109.

- Xible, A.A., De Jesus Tavaréz, R.R., De Araujo, C.D.R.P. ve Bonachela, W.C. (2006). Effect of silica coating and silanization on flexural and composite-resin bond strengths of zirconia posts: An in vitro study. *Journal of Prosthetic Dentistry*, 95(3), 224–229.
- Xu, H.H.K., Jahanmir, S. ve Ives, L.K. (1997). Effect of grinding on strength of tetragonal zirconia and zirconia-toughened alumina. *Machining Science and Technology*, 1(1), 49–66.
- Xu, Y., Han, J., Lin, H. ve An, L. (2015). Comparative study of flexural strength test methods on CAD/CAM Y-TZP dental ceramics. *Regenerative Biomaterials*, 2(4), 239–244.
- Yamaguchi, H., Ino, S., Hamano, N., Okada, S. ve Teranaka, T. (2012). Examination of bond strength and mechanical properties of Y-TZP zirconia ceramics with different surface modifications. *Dental Materials Journal*, 31(3), 472–480.
- Yoon, H., Yeo, I., Yi, Y., Kim, S., Lee, J. ve Han, J. (2014). Effect of surface treatment and liner material on the adhesion between veneering ceramic and zirconia. *Journal of the Mechanical Behavior of Biomedical Materials*, 40, 369–374.
- Yoshihara, K., Nagaoka, N., Maruo Y., Nishigawa, G., Irie, M., Yoshida, Y. ve Van Meerbeek, B. (2017). Sandblasting may damage the surface of composite CAD – CAM blocks. *Dental Materials*, 33(3), 124–135.
- Zanjani, A.V., Ahmadi, H., Nateghifard, A., Ghasemi, A., Torabzadeh, H., Tabrizi, A.M., Alikhani, F., Razi, R. ve Nateghifard, A. (2014). Effect of different laser surface treatment on microshear bond strength between zirconia

ceramic and resin cement. *Journal of Investigative and Clinical Dentistry*, 6(4), 294-300.

Zhang, Y. (2014). Making yttria-stabilized tetragonal zirconia translucent. *Dental Materials*, 30(10), 1195–1203.

Zhang, Y., Lawn, B.R., Rekow, E.D. ve Thompson, V.P. (2004). Effect of sandblasting on the long-term performance of dental ceramics. *Journal of Biomedical Materials Research - Part B Applied Biomaterials*, 71(2), 381–386.

Zhang, M., Zhang, Z., Ding, N. ve Zheng, D. (2015). Effect of airborne-particle abrasion of presintered zirconia on surface roughness and bacterial adhesion. *Journal of Prosthetic Dentistry*, 113(5), 448–452.

ARAŞTIRMACIYA AİT YAYINLAR

1. Uluslararası Hakemli Dergilerdeki (SCI, SCI-Expanded) Yayınlar

Cengiz, E., Kurtulmus-Yılmaz, S., Karakaya, I. ve **Aktöre, H.** (2018). Color difference of composite resins after cementation with different shades of resin luting cement. *Odontology*, 106(2), 181-186.

Kurtulmus-Yılmaz, S. ve **Aktöre, H.** (2018). Effect of the application of surface treatments before and after sintering on the flexural strength, phase transformation and surface topography of zirconia. *Journal of Dentistry*, 72, 29-38.

2. Scopus'ta Taranan Dergilerdeki Yayınlar

Aktöre, H. ve Kurtulmuş-Yılmaz, S. (2015). İmplant destekli protezlerde ölçünün doğruluğunu etkileyen faktörlerin değerlendirilmesi. The evaluation of factors that affect the accuracy of implant impressions. *Cumhuriyet Dental Journal*, 18(2), 214-227.

3. Uluslararası Alan İndekslerinde Taranan Dergilerdeki Yayınlar

Meriç, G., **Aktöre, H.**, Ongun, S. ve Kurtulmus-Yılmaz, S. (2015). Evaluating the Efficiency of Humic Acid to Remove Stain form Artificial Teeth. *Journal of Dentistry and Oral Care* 1(4).

4. Ulakbim'de Taranan Dergilerdeki Yayınlar

Kurtulmuş-Yılmaz, S., Ozan, O., Ramoğlu, S., **Aktöre, H.** ve Hamiş, A. O. (2015) Protez temizleyicilerinin yumuşak astar maddelerinin renk stabiliteleri üzerine etkisinin değerlendirilmesi. *Atatürk Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi*, 25(1), 59-65.

5. Web of Science veya Scopus Veri Tabanlarında Taranan Konferanslarda Sunulan Poster

Kurtulmuş-Yılmaz, S., Ozan, O. ve **Aktöre, H.** (2017). The effect of surface treatment on translucency of monolithic zirconia. [Poster]. 105th FDI World Dental Congress, Madrid, İspanya. (International Dental Journal, 2017, 67 (Suppl. I).

Ozan, O., Kurtulmuş-Yılmaz, S. ve **Aktöre, H.** (2017). Do surface treatments affect the flexural strength of monolithic zirconia? [Poster]. 105th FDI World Dental Congress, Madrid, İspanya. (International Dental Journal, 2017, 67 (Suppl. I).

6. Uluslararası Bilimsel Toplantılarda Sunulan ve Bildiri Kitabında Yayımlanan Bildiriler

Ramoğlu, S., Ozan, O., **Aktöre, H.** ve Kurtulmuş-Yılmaz, S. (2014). An alternative treatment option for a screw-fractured implant: A clinical report. [Poster]. Congress of the Balkan Stomatological Society.

Ozan, O., Kurtulmuş-Yılmaz, S., Uyanık, L.O., **Aktöre, H.** ve Ramoğlu, S. (2014). Rehabilitation of unilateral maxillectomy patient with an implant supported obturator. [Poster]. Annual Conference of European Prosthodontic Association.

Ongun, S., **Aktöre, H.**, Meriç, G. ve Kurtulmuş-Yılmaz, S. (2015). The Effect of humic acid on the color stability of acrylic teeth. [Poster]. TDA International Dental Congress Istanbul, Turkey.

Kurtulmuş-Yılmaz, S., Ozan, O., Ulusoy, M., **Aktöre, H.** ve Hamiş, A. O. (2015). Farklı protez temizleme yöntemlerinin yapay diş yüzeyinde oluşan

renklenmeleri uzaklaştırma etkinliklerinin değerlendirilmesi. [Poster]. TDA International Dental Congress.

Kurtulmuş-Yılmaz, S., Ozan, O., Ulusoy, M., **Aktöre, H.** ve Hamiş, A. O. (2015). Farklı dezenfeksiyon yöntemlerinin akrilik rezin yapay dişlerin renk stabilitesine etkisi. [Poster]. TDA International Dental Congress.

Kurtulmuş-Yılmaz, S., Ozan, O., Ulusoy, M., **Aktöre, H.** ve Hamiş, A. O. (2015). Farklı dezenfeksiyon yöntemlerinin akrilik rezin ve yapay dişlerin su emilimi üzerine etkisi. [Poster]. TDA International Dental Congress.