



**T.C.
GAZİ ÜNİVERSİTESİ
DİŞ HEKİMLİĞİ FAKÜLTESİ**

**UZMANLIK
TEZİ**

**HIZLI SİNERLENEN ZİRKONYUM DİOKSİT
SERAMİKLERİN KARAKTERİZASYONU VE
HIZLI YAŞLANDIRMA İŞLEMİNİN ETKİSİ**

FİDAN HASANZADE

PROTETİK DİŞ TEDAVİSİ ANABİLİM DALI

ARALIK 2020



**HIZLI SİNERLENEN ZİRKONYUM DİOKSİT SERAMİKLERİN
KARAKTERİZASYONU VE HIZLI YAŞLANDIRMA İŞLEMİNİN ETKİSİ**

Fidan HASANZADE

**UZMANLIK TEZİ
PROTETİK DİŞ TEDAVİSİ ANABİLİM DALI**

**GAZİ ÜNİVERSİTESİ
DİŞ HEKİMLİĞİ FAKÜLTESİ**

ARALIK 2020

Fidan Hasanzade tarafından hazırlanan ‘‘Hızlı Sinterlenen Zirkonyum Dioksit Seramiklerin Karakterizasyonu ve Hızlı Yaşlandırma İşleminin Etkisi’’ adlı tez çalışması aşağıdaki jüri tarafından OY BİRLİĞİ / OY ÇOKLUĞU ile Gazi Üniversitesi Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalında UZMANLIK TEZİ olarak kabul edilmiştir.

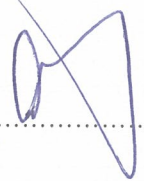
Danışman: Prof. Dr. Kürşat ESER

Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı, Gazi Üniversitesi

Bu tezin, kapsam ve kalite olarak Uzmanlık Tezi olduğunu onaylıyorum/onaylamıyorum. 

Başkan: Prof. Dr. Cemal AYDIN

Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı, Gazi Üniversitesi

Bu tezin, kapsam ve kalite olarak Uzmanlık Tezi olduğunu onaylıyorum/onaylamıyorum. 

Üye: Prof. Dr. Volkan ŞAHİN

Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı, Kırıkkale Üniversitesi

Bu tezin, kapsam ve kalite olarak Uzmanlık Tezi olduğunu onaylıyorum/onaylamıyorum. 

Üye: Doç. Dr. Serdar POLAT

Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı, Gazi Üniversitesi

Bu tezin, kapsam ve kalite olarak Uzmanlık Tezi olduğunu onaylıyorum/onaylamıyorum.

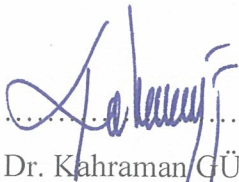
Üye: Doç. Dr. Fehmi GÖNÜLDAŞ

Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı, Ankara Üniversitesi

Bu tezin, kapsam ve kalite olarak Uzmanlık Tezi olduğunu onaylıyorum/onaylamıyorum.

Tez Savunma Tarihi: 24.12.2020

Jüri tarafından kabul edilen bu tezin Uzmanlık tezi olması için gerekli şartları yerine getirdiğini onaylıyorum.

..... 
Prof. Dr. Kahraman GÜNGÖR
Diş Hekimliği Fakültesi Dekanı

ETİK BEYAN

Gazi Üniversitesi Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı Tez Yazım Kurallarına uygun olarak hazırladığım bu tez çalışmada;

- Tez içinde sunduğum verileri, bilgileri ve dokümanları akademik ve etik kurallar çerçevesinde elde ettiğimi,
- Tüm bilgi, belge, değerlendirme ve sonuçları bilimsel etik ve ahlak kurallarına uygun olarak sunduğumu,
- Tez çalışmada yararlandığım eserlerin tümüne uygun atıfta bulunarak kaynak gösterdiğimi,
- Kullanılan verilerde herhangi bir değişiklik yapmadığımı,
- Bu tezde sunduğum çalışmanın özgün olduğunu,

bildirir, aksi bir durumda aleyhime doğabilecek tüm hak kayıplarını kabullendiğimi beyan ederim.

Fidan HASANZADE

24.12.2020

HIZLI SİNERLENEN ZİRKONYUM DİOKSİT SERAMİKLERİN
KARAKTERİZASYONU VE HIZLI YAŞLANDIRMA İŞLEMİNİN ETKİSİ
(Uzmanlık Tezi)

Fidan HASANZADE

GAZİ ÜNİVERSİTESİ
DİŞ HEKİMLİĞİ FAKÜLTESİ

Aralık 2020

ÖZET

Bu çalışmanın amacı, hızlı ve süper hızlı sinterleme prosedürlerinin ve hızlı yaşlandırma işleminin zirkonyum dioksit seramikler üzerindeki etkilerini değerlendirmektir. Çalışmada InCoris TZI ve InCoris ZI zirkonyum dioksit bloklardan elde edilen örnekler konvansiyonel, hızlı veya süper hızlı sinterleme prosedürleri uygulandı. Her sinterleme grubundaki örneklerin yarısına otoklavda 134°C sıcaklık ve 2 bar basınç altında 5 saat yaşlandırma uygulandı. Örneklerin bükülme dayanımı, yüzey sertliği ve kırılma tokluğu, kontrast oranı ve gren boyutu değerlendirildi. Örnekler SEM/EDS, AFM ve XRD analizleri uygulandı. Elde edilen veriler çok yönlü ANOVA ve Tukey testi ile istatistiksel olarak analiz edildi ($p<0,05$). Çalışma sonucunda; uygulanan sinterleme prosedürlerinin örneklerin bükülme dayanımı, kırılma tokluğu, faz dönüşümü, yüzey topografisi ve elemental kompozisyonu üzerinde anlamlı etkiye sahip olmadığı saptandı. Süper hızlı sinterlenen örneklerin gren boyutunun arttığı gözlemlendi. Süper hızlı sinterlemeyi takiben InCoris TZI örneklerin yüzey sertliğinin azaldığı, InCoris ZI örneklerin yüzey sertliğinin değişmediği görüldü. InCoris TZI örneklerin InCoris ZI örneklerle kıyasla kontrast oranının daha yüksek olduğu, fakat sinterleme prosedürlerinin örneklerin kontrast oranı üzerinde anlamlı etkiye sahip olmadığı görüldü. Yaşlandırmayı takiben örneklerin bükülme dayanımı, kırılma tokluğu, yüzey sertliğinin azaldığı, faz dönüşümünün ve yüzey düzensizliklerinin arttığı, itriya element içeriğinin azaldığı, gren boyutunun etkilenmediği saptandı. Kontrast oranının sadece konvansiyonel sinterlenen InCoris TZI örneklerde yaşlandırma sonrası arttığı, diğer gruplarda anlamlı fark olmadığı bulundu.

Bilim Kodu : 1050

Anahtar Kelimeler : Zirkonyum dioksit, hızlı sinterleme, hızlı yaşlandırma, bükülme dayanımı, Vickers sertliği, kırılma tokluğu, kontrast oranı, gren boyutu, faz değişimi

Sayfa Adedi : 115

Danışman : Prof. Dr. Kürşat ESER

CHARACTERIZATION OF SPEED SINTERING ZIRCONIUM DIOXIDE CERAMICS AND THE INFLUENCE OF ACCELERATED AGING

(Thesis Residency)

Fidan HASANZADE

GAZI UNIVERSITY
FACULTY OF DENTISTRY

December 2020

ABSTRACT

The aim of this study is to evaluate the effects of speed and super speed sintering procedures and accelerated aging on the characterization of zirconium dioxide ceramics. In the study, conventional, speed or super speed sintering procedures were applied to samples obtained from the InCoris TZI and InCoris ZI zirconium dioxide blocks. Half of the samples in each sintering group were aged in autoclave at 134 ° C and 2 bar pressure for 5 hours. The flexural strength, surface hardness and fracture toughness, contrast ratio and grain size of the samples were evaluated. SEM/EDS, AFM and XRD analyzes were applied to the samples. Data obtained were analyzed statistically with the multiway ANOVA and Tukey test ($p < 0.05$). In the results of the study; it was determined that the applied sintering procedures did not have a significant effect on the flexural strength, fracture toughness, phase transformation, surface topography and elemental composition of the samples. It was observed that the grain size of the super speed sintered samples increased. Surface hardness of InCoris TZI samples decreased while surface hardness of InCoris ZI samples remained unchanged following super speed sintering. InCoris TZI samples were found to have a higher contrast ratio than InCoris ZI samples, but sintering procedures did not have a significant effect on the contrast ratio of the samples. After aging, it was determined that the flexural strength, fracture toughness, surface hardness of the samples decreased, phase transformation and surface irregularities increased, yttria element content decreased, and grain size was not affected. It was found that the contrast ratio increased only after aging in conventional sintered InCoris TZI samples, but there was no significant difference in the other groups.

Science Code : 1050

Key Words : Zirconium dioxide, speed sintering, accelerated aging, flexural strength, Vickers hardness, fracture toughness, contrast ratio, grain size, phase change

Page Number : 115

Advisor : Prof. Dr. Kürşat ESER

TEŞEKKÜR

Uzmanlık eğitimim boyunca bir baba şefkatiyle her zaman yanımda olan, bilgi ve tecrübesi ile daima yol gösteren, her türlü yardımı ve desteği esirgemeyen çok değerli hocam Prof. Dr. Kürşat ESER'e,

Uzmanlık eğitimim süresince bilgi ve tecrübelerini benimle paylaşan, çalışma disiplini ve dürüstlüğü ile bana örnek olan ve tez çalışması sürecinde bizzat yardım eden Doç. Dr. Merve ÇAKIRBAY TANIŞ'a,

Gösterdiği anlayış ve yardımlarından dolayı Anabilim Dalı Başkanımız Sayın Prof. Dr. Cemal AYDIN'a,

Uzmanlık eğitimime sağladıkları katkılardan dolayı başta Doç. Dr. Ferhan EĞİLMEZ, Doç. Dr. Serdar Polat, Doç. Dr. Emre TOKAR olmak üzere Anabilim Dalı'mızın tüm saygıdeğer hocalarına,

Tez çalışmamın istatistiksel analizlerinin yapılmasında büyük emeği olan sayın Prof. Dr. M. Akif BAKIR'a ve bana yol gösteren sayın Prof. Dr. Volkan ŞAHİN'e,

Tez çalışmamın laboratuvar aşamasında gösterdiği yardımlardan dolayı teknisyen Mustafa YEŞİL'e,

Uzmanlık eğitimim sırasında yollarımın kesiştiği, her koşulda birlikte çalışmaktan mutluluk duyduğum sevgili arkadaşlarım Şebnem YILMAZ ve Nevin TAŞ başta olmak üzere tüm asistan arkadaşlarıma,

Bugünlere gelmemi borçlu olduğum, vicdan ve mesleki etik değerleri kendine ilke edinmiş meslektaşım, sevgili babam Murad HASANALİYEV'e; hayatımın her anında sevgi ve şefkatini derinden hissettiğim, dualarıyla başarılarımı besleyen sevgili annem Nergiz MEMMEDOVA'ya; varlıkları en büyük dayanağım olan sevgili kardeşlerim Nigar HASANZADE ve Turgay HASANZADE'ye, hayatımda olmasından mutluluk duyduğum Ülvi CAFERLİ'ye

Sonsuz teşekkür ederim...

Bu tez Türkiye Bilimsel ve Teknolojik Araştırma Kurumu tarafından 119R058 proje numarası ile desteklenmiştir.



İÇİNDEKİLER

	Sayfa
ÖZET	iv
ABSTRACT.....	v
TEŞEKKÜR.....	vi
İÇİNDEKİLER	viii
ÇİZELGELERİN LİSTESİ.....	xi
ŞEKİLLERİN LİSTESİ.....	xii
RESİMLERİN LİSTESİ	xiv
SİMGELER VE KISALTMALAR.....	xvi
1. GİRİŞ.....	1
2. GENEL BİLGİLER	3
2.1. Seramik Nedir?.....	3
2.2. Dental Seramikler ve Tarihçesi	3
2.3. Dental Seramiklerin Yapısı	5
2.4. Tam Seramik Sistemlerin Sınıflandırılması	6
2.5. Zirkonyum Dioksit Seramikler	7
2.5.1. Zirkonyum dioksit seramiklerin yapısal özellikleri.....	8
2.5.2. Diş hekimliğinde kullanılan zirkonyum dioksit çeşitleri.....	12
2.5.3. Monolitik zirkonyum dioksit seramikler	13
2.6. Sinterleme.....	14
2.6.1. Farklı sinterleme yöntemleri.....	17
2.7. Zirkonyum Dioksit Seramik Blokların Üretimi	18
2.7.1. Sinterlenmemiş (dry-pressed) veya yeşil (green stage) zirkonyum dioksit bloklar.....	18
2.7.2. Yarı sinterize zirkonyum dioksit bloklar (Non – HIP, pre-sintered).....	19

Sayfa

2.7.3. Tam sinterize zirkonyum dioksit bloklar (HIP – Hot - Isostatically Pressed).....	19
2.8. Zirkonyum Dioksit Seramiklere Uygulanan Güncel Sinterleme Prosedürleri.....	20
2.9. Zirkonyum Dioksit Seramiklere Uygulanan Hızlı Yaşlandırma İşlemi.....	22
2.10. Zirkonyum Dioksit Seramiklere Uygulanan Mekanik Testler.....	22
2.10.1. Üç nokta bükülme dayanımı testi (three point bending test).....	23
2.10.2. Vickers sertlik testi	24
2.10.3. Kırılma tokluğu testi	25
2.11. Zirkonyum Dioksit Seramiklerin Optik Özelliklerinin Değerlendirilmesi	26
2.11.1. Kontrast oranının ölçülmesi.....	27
2.12. Zirkonyum Dioksit Seramiklerin Yüzey Özelliklerinin İncelenmesi	28
2.12.1. Gren boyutu analizi	28
2.12.2. Taramalı Elektron Mikroskobu/Enerji Dağılımlı X-ışını Spektrometresi (SEM/EDS) Analizi	28
2.12.3. Atomik Kuvvet Mikroskobu (AFM)	29
2.12.5. X-ışını Kırınımı (X-Ray Diffraction - XRD) analizi.....	30
3. GEREÇ VE YÖNTEM.....	31
3.1. Örneklerin Hazırlanması	32
3.1.1. Örneklerin sinterlenmesi.....	33
3.1.2. Örneklerin yaşlandırılması	34
3.2. Üç Nokta Bükülme Dayanımı Testi	37
3.3. Vickers Sertlik Testi ve Kırılma Tokluğu	38
3.4. Kontrast Oranının Belirlenmesi	41
3.5. Gren Boyutu Ölçümü	42
3.6. SEM/EDS analizi	43
3.7. AFM Analizi	44

	Sayfa
3.8. XRD Analizi.....	45
3.9. İstatistiksel analiz	47
4. BULGULAR	49
4.1. Üç Nokta Bükülme Dayanımı Testi	49
4.2. Vickers Sertlik Testi.....	52
4.3. Kırılma Tokluğu Testi.....	55
4.4. Kontrast Oranının Belirlenmesi	58
4.5. Gren Boyutu Ölçümü (SEM analizi).....	60
4.6. SEM/EDS Analizi	65
4.7. AFM Analizi	66
4.8. XRD Analizi.....	70
5. TARTIŞMA	73
6. SONUÇ VE ÖNERİLER	95
KAYNAKLAR	97
ÖZGEÇMİŞ	115

ÇİZELGELERİN LİSTESİ

Çizelge	Sayfa
Çizelge 2.1. Sinterleme değişkenleri [68]	15
Çizelge 3.1. Çalışmada kullanılan zirkonyum dioksit seramik bloklar ve bilgileri.....	31
Çizelge 3.2. Deney gruplarının dağılımı.....	36
Çizelge 4.1.Üç nokta bükülme dayanımı değerleri (MPa)	50
Çizelge 4.2. Ortalama üç nokta bükülme dayanımı değerleri (MPa) ve standart sapmalar.....	51
Çizelge 4.3.Vickers sertlik değerleri (HV)	53
Çizelge 4.4. Ortalama Vickers sertlik değerleri (HV) ve standart sapmalar	54
Çizelge 4.5. Kırılma tokluğu değerleri (MPa×√m).....	56
Çizelge 4.6. Ortalama kırılma tokluğu değerleri (MPa×√m) ve standart sapmalar.....	57
Çizelge 4.7. Kontrast oranı değerleri	59
Çizelge 4.8. Ortalama kontrast oranı değerleri ve standart sapmalar	60
Çizelge 4.9. Gren boyutu değerleri (nm)	63
Çizelge 4.10. Ortalama gren boyutu (nm) ve standart sapma değerleri.....	64
Çizelge 4.11. SEM/EDS analizi bulguları (% ağırlık).....	65
Çizelge 4.12. Örneklerin monoklinik (V_m) ve tetragonal (V_t) faz hacim oranları (%)...	72

ŞEKİLLERİN LİSTESİ

Şekil	Sayfa
Şekil 2.1. Monoklinik yapı.....	9
Şekil 2.2. Tetragonal yapı	9
Şekil 2.3. Kübik yapı	9
Şekil 2.4. Zirkonyum dioksit seramiklerde görülen faz değişimi ve transformasyon sertleşmesi mekanizmasının şematik görünümü	10
Şekil 2.5. Zirkonyum dioksitin düşük ısı bozunmasının ve yüzey yükselmesinin şematik gösterimi	11
Şekil 2.6. Zirkonyum dioksitin düşük ısı bozunması sonucu yüzey yapısının bozulmasının şematik gösterimi	11
Şekil 2.7. Coble'in sinterlemenin ara ve son aşamasındaki gren ve gözenek sınırlarını şematize eden geometrik modelleri	15
Şekil 2.8. İki küreli sinterleme modeli.....	16
Şekil 2.9. Bir sinterleme fırınındaki işlemler zincirinin şematik gösterimi	17
Şekil 2.10. Üç nokta eğme test düzeneği	23
Şekil 2.11. Vickers İndentasyon yöntemiyle çatlak oluşumu	24
Şekil 2.12. Vickers İndentasyon izinin karakteristik görünümü ve değişkenleri	25
Şekil 2.13. CIE L*a*b* renk sistemi	27
Şekil 2.14. X-ışını difraktometre cihazının şematik görünümü	30
Şekil 4.1. Grupların ortalama üç nokta bükülme dayanımı (MPa) ve standart sapma değerleri.....	51
Şekil 4.2. Grupların ortalama Vickers sertlik (HV) ve standart sapma değerleri. Tukey analiz sonuçlarına göre farklı harflere sahip gruplar arasında istatistiksel olarak anlamlı fark vardır ($p<0,05$).	54
Şekil 4.3. Grupların ortalama kırılma tokluğu ($\text{MPa}\times\sqrt{\text{m}}$) ve standart sapma değerleri.....	57

Şekil	Sayfa
Şekil 4.4. Grupların ortalama kontrast oranı ve standart sapma değerleri.....	60
Şekil 4.5. Deney gruplarına ait birer örnekten elde edilmiş SEM görüntüleri (×50000 büyütme).	61
Şekil 4.6. Grupların ortalama gren boyutu (nm) ve standart sapma değerleri.....	64
Şekil 4.7. Her gruba ait birer örneğin itriya (Y) element içeriği (% ağırlık)	65
Şekil 4.8. Grup I'e ait örneğin AFM görüntüsü.....	66
Şekil 4.9. Grup II'ye ait örneğin AFM görüntüsü	66
Şekil 4.10. Grup III'e ait örneğin AFM görüntüsü	67
Şekil 4.11. Grup IV'e ait örneğin AFM görüntüsü.....	67
Şekil 4.12. Grup V'e ait örneğin AFM görüntüsü	67
Şekil 4.13. Grup VI'ya ait örneğin AFM görüntüsü.....	68
Şekil 4.14. Grup VII'ye ait örneğin AFM görüntüsü.....	68
Şekil 4.15. Grup VIII'e ait örneğin AFM görüntüsü	68
Şekil 4.16. Grup IX'a ait örneğin AFM görüntüsü.....	69
Şekil 4.17. Grup X'a ait örneğin AFM görüntüsü	69
Şekil 4.18. Grup XI'e ait örneğin AFM görüntüsü.....	69
Şekil 4.19. Grup XII'ye ait örneğin AFM görüntüsü.....	70
Şekil 4.20. XRD grafikleri.....	71
Şekil 4.21. Tüm deney gruplarının karşılaştırılmalı XRD grafikleri	72

RESİMLERİN LİSTESİ

Resim	Sayfa
Resim 3.1. Incoris TZI ve Incoris ZI zirkonyum dioksit seramik bloklar	31
Resim 3.2. Düşük hızlı kesit alma cihazı	32
Resim 3.3. Zımpara – polisaj makinesi.....	33
Resim 3.4. InFire HTC Speed sinterleme fırını	34
Resim 3.5. Otoklav	35
Resim 3.6. Sterilizasyon poşetine yerleştirilip paketlenen örnekler	35
Resim 3.7. Otoklava yerleştirilen örnekler	36
Resim 3.8. Üç nokta bükülme dayanımı testi için hazırlanan örneklerin boyutları	37
Resim 3.9. Universal test cihazı.....	38
Resim 3.10. Vickers sertlik testi için hazırlanan kare şeklindeki örneklerin boyutları: .	38
Resim 3.11. Sıcak bakalit cihazı	39
Resim 3.12. Bakalit ile kalıplanan örnekler	39
Resim 3.13. Vickers sertlik ölçme cihazı.....	40
Resim 3.14. Vickers indentasyon kırığının ve kırık sonucu oluşan çatlakların optik mikroskop altındaki görüntüsü	40
Resim 3.15. Kontrast oranının değerlendirilmesi için kare şeklinde hazırlanan örneklerin boyutları	41
Resim 3.16. Dijital spektrofotometre	42
Resim 3.17. Gren boyutu analizi için hazırlanan örnekler.....	43
Resim 3.18. Taramalı Elektron Mikroskobu.....	43
Resim 3.19. SEM/EDS analizi için hazırlanan örnekler.....	44
Resim 3.20. AFM analizi için hazırlanan örnekler	44
Resim 3.21. Atomik Kuvvet Mikroskobu.....	45

Resim	Sayfa
Resim 3.22. X-ışını Kırınımı (XRD) analizi için hazırlanan örnekler.....	45
Resim 3.23. XRD.....	46



SİMGELER VE KISALTMALAR

Bu çalışmada kullanılmış simgeler ve kısaltmalar, açıklamaları ile birlikte aşağıda sunulmuştur.

Simgeler	Açıklamalar
%	Yüzde
°C	Derece santigrat
dk	Dakika
sn	Saniye
≥	Büyük eşittir
≤	Küçük eşittir
>	Büyüktür
<	Küçüktür
nm	Nanometre
mm	Milimetre
µm	Mikrometre
N	Newton
MPa	Megapaskal
GPa	Gigapaskal
mA	Miliamper
kV	Kilovolt
Zr	Zirkonyum
C	Karbon
O	Oksijen
ZrO ₂	Zirkonyum dioksit
Si ⁴⁺	Silisyum katyonu
(SiO ₄) ⁴⁻	Silisyum tetrahedra
K ₂ O	Potasyum oksit
Al ₂ O ₃	Alüminyum oksit
K ₂ O-Al ₂ O ₃ -SiO ₂	Feldspar

Simgeler**Açıklamalar**

Al₂O₃-2SiO₂-2H₂O	Kaolin
Y	İtriyum
Hf	Hafniyum
Fe₂O₃	Demir oksit
CaO	Kalsiyum oksit
MgO	Magnezyum oksit
Y₂O₃	İtriyum oksit (İtriya)
CeO₂	Seryum oksit
SiC	Silisyum karbid
Au-Pd	Altın-Palladyum

Kısaltmalar**Açıklamalar**

AFM	Atomik Kuvvet Mikroskobu
CAD/CAM	Bilgisayar Destekli Tasarım/Bilgisayar Destekli Üretim
CIE	Uluslararası Aydınlatma Komisyonu Renk Sistemi
CNB	“V” Çentikli Eğme
EDS	Enerji Dispersif X-ışını Spektrometresi
LTD	Düşük Isı Bozunması
M.Ö	Milattan önce
Mg-PSZ	Magnezyumla Parsiyel Stabilize Zirkonyum Dioksit
M.S	Milattan sonra
PSZ	Parsiyel Stabilize Zirkonyum dioksit
SEM	Taramalı Elektron Mikroskobu
SENB	Tek Çentik Kenarlı Eğme
SEVNB	Tek “V” Çentik Kenarlı Eğme
XRD	X – Işını Kırınımı (X – Ray Diffraction)
Y-TZP	İtriya ile Stabilize Tetragonal Zirkonyum dioksit Polikristalleri
ZTA	Zirkonyum dioksitle Güçlendirilmiş Alümina

1. GİRİŞ

Tam seramik sistemler içerisinde en yaygın kullanılan biyomateryal üstün mekanik, kimyasal, fiziksel ve estetik özellikleri ve biyouyumlu olmaları nedeni ile zirkonyum dioksittir [1]. Teknolojik gelişmeler ile birlikte günümüzde bilgisayar yardımı ile üretilmiş restorasyonların kullanımı yaygınlaşmıştır. Zirkonyum dioksit seramiklerin kullanımı bilgisayar destekli tasarım ve bilgisayar destekli üretim (Computer Aided Design-Computer Aided Manufacturing) (CAD/CAM) teknolojisinin gelişmesi ile paralellik göstermiştir [2]. Zirkonyum dioksit seramikler dayanıklı, biyouyumlu ve beyaz opak renkte olmaları nedeni ile altyapı materyali olarak kullanılmıştır. Zirkonyum dioksit altyapılar doğal diş yapısını taklit edebilmek amacı ile bir feldspatik porselen ile tabakalanmaktadır. Tabakalama seramiğinin ayrılması veya kırılması zirkonyum dioksit seramiklerde en yaygın karşılaşılan problemidir. Bu problemi gidermek için monolitik zirkonyum dioksit seramikler geliştirilmiştir [3]. Monolitik zirkonyum dioksit seramikler, restorasyon için gerekli materyal kalınlığının azalması, mekanik dayanıklılık, kabul edilebilir estetik sonuçlar, üretim zamanında ve maliyetinde düşme gibi avantajlara sahiptir [4-6].

CAD-CAM sistemleri ile restorasyonlar tek seansta hasta başında üretilbildiği için çalışma süresi kayda değer düzeyde azalmıştır [7, 8]. Bununla birlikte, birkaç saat süren sinterleme işlemi süreci uzatmaktadır. 1510 °C sinterleme sıcaklığında 4 saat sürede tamamlanan konvansiyonel sinterleme prosedürü ile tam seramik restorasyonların üretilmesi zaman alıcı ve masraflı bir işlemdir [9]. Bu nedenle, birkaç saat, hatta dakikalar içerisinde biten sinterleme prosedürleri geliştirilmiştir. Hızlı sinterleme prosedürü ile 1510 °C sinterleme sıcaklığında 1 saatte, süper hızlı sinterleme prosedürü ile ise 1580 °C’de toplam 10 dk içerisinde tam sinterize zirkonyum dioksit seramik restorasyonlar elde etmek mümkündür [9, 10].

Zirkonyum dioksit seramiklerin uygulanan sinterleme prosedürlerinden nasıl etkilendiği, klinik yol haritası oluşturabilmek, yapılan restorasyonların uzun ömürlü ve estetik olması açısından önemlidir. Sinterleme prosedürlerinin zirkonyum dioksit seramiklerin özellikleri üzerindeki etkisini tanımlayan literatür kaynağı oldukça kısıtlı olduğu için konu ile ilgili kapsamlı çalışmalara ihtiyaç vardır.

Bu çalışmada; konvansiyonel sinterleme prosedürüne göre daha hızlı ve farklı sıcaklıklarda yapılan hızlı ve süper hızlı sinterleme prosedürlerinin ve hızlı yaşlandırma işleminin zirkonyum dioksit seramiklerin bükölme dayanımı, kırılma tokluğu, Vickers sertliği, kontrast oranı, gren boyutu, yüzey yapısı, elemental kompozisyonu ve faz içeriği üzerindeki etkisinin değerlendirilmesi amaçlanmaktadır.



2. GENEL BİLGİLER

2.1. Seramik Nedir?

Seramik kelimesi, yunanca kökenlidir ve topraktan yapılan anlamına gelen “keramikos” kelimesinden gelmektedir. Seramik inorganik ametallere verilen genel isimdir [11, 12].

Çoğunlukla silikat yapılı olan seramik, bir ya da daha fazla metalin, metal olmayan bir elementle meydana getirdiği birleşiktir. Genellikle metal olmayan element oksijendir. Seramik kristallerinde hem iyonik hem de kovalent yapıda kimyasal bağlar mevcuttur. Bu yapı, seramiğe sertlik, ısıya ve diğer kimyasal maddelere direnç gibi özellikler kazandırırken aynı zamanda kırılğan özellik katar [12].

2.2. Dental Seramikler ve Tarihçesi

Yapısı değiştirilerek günümüze ulaşan inorganik materyallerin en eskisi olarak bilinen seramikler, cam fazlı kristalin yapıdadır [12]. Cam materyalinin, bir orman yangını sırasında silika kumsalı yatağının yangına maruz kalması sonucu ortaya çıkmış olduğuna inanılmaktadır. Çekoslovakya’da M.Ö. 23.000’lere, Rusya’da M.Ö. 6000-7000 yıllarına dayanan kil esaslı seramik objelerin bulunması, insanların çok eskiden beri kil, kum ve cam malzemelerini ısı ile işleyip kullanabildiklerini göstermektedir. Seramik ile ilgili çalışmalar, seramiğin kimyasal formülünün 17. yüzyılın başlarında Avrupalılar tarafından keşfedilmesiyle başlamıştır. O dönemde, ev ve süs eşyalarında kullanılan seramikler, yeterli teknik donanım olmadığı için kırılğan ve opak yapıdaydı. Belirli yöntem ve sıcaklıkta pişirme teknikleri geliştirildikten sonra seramikler diş hekimliği alanında kullanılmaya başlanmıştır [13].

Seramik inorganik ametallerin genel adıdır. Porselen özel bir seramik türü olup, birbiri içerisinde çözünmeyen elementlerin düşük ısıda eriyerek şekillenmesi sonucu oluşur. Porselen ilk olarak M.S. 1000 yıllarında Çin’de kullanılmıştır. Diş hekimliğinde porselen terimi dental seramik olarak da kullanılmaktadır [12, 13].

Sabit protezlerde kullanılan seramiğin, bugünkü standartlarına ulaşması yıllar sürmüştür. Diş hekimliğinin ‘babası’ sayılan Pierre Fauchard, porselenin diş hekimliği alanında kullanılabileceğini, porselenin mine ve dişeti rengini taklit edebileceğini öngörmüştür. 1774 yılında Parisli eczacı Alexis Duchateau ve diş hekimi Nicholas Dubois de Chemant hareketli protezlerde kullanılan ilk porselen dişleri üretmiştir. Bununla birlikte seramiklerin diş hekimliği alanında kullanımı başlamıştır [12, 14]. Dr. Charles Land, 1886 yılında platin yaprak üstüne feldspatik porselenin işlemesi ile estetik diş hekimliğinde çığır açmıştır [13, 15]. 1950’lere gelindiğinde porselenin yapısına lösit eklenmesi ile materyalin ısısal genleşme katsayısı arttırılmıştır. 1958 yılında Vines ve diğerleri porselen yapımında kullanılan vakumlu fırınlamayı geliştirmiştir [14, 16]. 1960 yıllarının başında Weinstein, porselen yapısına % 11-15 oranında potasyum oksit (K_2O) ilave etmiş ve porselenin fırınlama sıcaklığını 700 °C’den 1200 °C’ye çıkartarak porseleni vakum altında fırınlamıştır. Bu işlem ile yüksek genleşme katsayısına sahip, daha iyi metal bağlantısı gösteren porselen elde edilmiştir [17].

1965 yılında Mc Lean ve Hughes, porselen yapısına % 40-50 oranında alüminyum oksit (Al_2O_3) ilave ederek günümüzde kullanılan tam seramik sistemlerinin temelini atmıştır [12, 17]. Alüminyum oksit ilavesi ile tam seramiklerin mekanik özellikleri geliştirilmiş olsa da, alüminöz kor materyalinin opak görünümü feldspatik porselen ile tabakalama ihtiyacını doğurmuştur [12].

1984 yılında Adair ve Grossman tarafından Dicor tam seramik sistemleri geliştirilmiştir. Dicor seramik sistemlerin mekanik özellikleri dökülebilir camın kontrollü kristalizasyonu sayesinde iyileştirilmiştir. Hacimsel olarak %45 oranında cam ve %55 oranında kristalin yapı içermektedir [13, 14]. Porselen dökümü sırasında porözite meydana gelmesi sebebi ile yoğun gerilim birikimi olan alanlarda kırılma riskinin fazla olması Dicor sistemlerinin en önemli başarısızlık sebebi olmuştur [13].

1990’lı yılların başlarında hacimsel olarak %34 lösit içeren preslenebilir cam-seramik (IPS-Empress) sistemler geliştirilmiştir. IPS - Empress sistemi dökülebilir Dicor seramiklere benzer mekanik dayanım ve marjinal uyuma sahiptir. 1990’lı yılların sonuna doğru hacimsel olarak yaklaşık %70 oranında lityum disilikat içeren, kırılma tokluğu daha fazla olan IPS - Empress II geliştirilmiştir. Takip eden yıllarda, lityum disilikat içerikli seramik sistemlerin

üretimi sırasında farklı ısı işlemler uygulanarak IPS e.max Press seramikler geliştirilmiştir. Mekanik ve estetik özellikleri IPS - Empress II seramiklere göre daha iyi olsa da IPS e.max Press sistemlerin kullanımı anterior ve premolar bölge ile sınırlı kalmıştır [12, 13].

Tüm endüstri alanlarında olduğu gibi diş hekimliğinde de üretim aşamalarının makineleşmeye başlaması ile birlikte bilgisayar destekli tasarım ve bilgisayar destekli üretim (CAD/CAM – Computer Aided Design/Computer Aided Manufacturing) sistemleri gündeme gelmiştir [2]. 1970’li yıllarda Dr. Duret tarafından tanıtılan Sopha sistemi CAD/CAM sistemlerinin gelişmesine öncülük etmiştir [2]. 1980-1986 yıllarında Dr. Mörmann ve Brandestini’nin geliştirdiği CEREC (Chairside Economical Restoration of Esthetic Ceramic) sistemi (Siemens/Sirona Dental Systems, Bensheim, Almanya) ile tek seans hasta başı restorasyonların yapımı mümkün olmuştur. [13, 17-19]. 1985 yılından günümüze dek Cerec, Cicero, Procera, Celay, Duret, Precident-DCS, Lava, Everest-Kavo, Hint-Els GmbH, Zeno Tech-Wieland, Cercon gibi çeşitli CAD/CAM sistemleri geliştirilmiştir [13].

2.3. Dental Seramiklerin Yapısı

Dental seramikler, metal olmayan inorganik yapılardır. Oksijenin bir veya birden fazla metal veya yarı-metal (alüminyum, bor, kalsiyum, seryum, lityum, magnezyum, fosfor, potasyum, silikon, sodyum, titanyum ve zirkonyum) ile birleşiminden oluşmaktadır.

Genel olarak dental seramikler, kristal faz ve silikat cam matriks faz içermektedir [12]. Silisyumun oksijene yüksek yatkınlığı sebebi ile silika, yani silisyum dioksit (SiO_2) esaslı materyallerdir [20]. Dental seramikler, dört köşesinin her birinde bir adet O^- anyonu bulunan merkezi konumlu Si^{4+} katyonuna sahip $(\text{SiO}_4)^{4-}$ tetrahedra zincirlerinden oluşmaktadır. Nihai yapı sıkı örgülü olmayıp hem kovalent hem de iyonik bağlar içermektedir [12, 21].

Geleneksel dental seramiklerin temel yapı taşları feldspar ($\text{K}_2\text{O}-\text{Al}_2\text{O}_3-\text{SiO}_2$), kuartz (Silika, SiO_2) ve kaolindir ($\text{Al}_2\text{O}_3 - 2\text{SiO}_2 - 2\text{H}_2\text{O}$). Dental seramiğin içerisinde minimum %60 (genellikle, %70-79) feldspar bulunmaktadır. Feldspar dental seramiklerin ana yapısını oluşturur [12, 21-23]. Porselene doğal translusensi sağlar. Bununla birlikte bağlayıcı özelliği

sayesinde fırınlama sırasında 1250-1500 °C civarında ergiyerek kuartz ve kaolin için matriks oluşturur [20, 22, 24].

Yüksek erime sıcaklığına (1700 °C) sahip olan kuartz, seramik yapısında %10-30 civarında bulunur. Tamamen SiO₂'den oluşan kuartz, seramiğe şeffaklık verir ve direnç kazandırır. Fırınlamaya bağlı oluşan büzülmeleri engelleyerek materyalin stabilitesini sağlar. Bu sayede yüksek sıcaklıklarda metal altyapı üzerinden porselen akışını engeller [21, 24].

Çin kili olarak da isimlendirilen kaolin, çok opak olduğundan seramik yapısında çok az miktarda (%1-3) bulunmaktadır. Bir alüminyum hidrat silikatı olan kaolin, su ile karıştırıldığı zaman adeziv özelliği sayesinde yapışkan hale gelir ve bağlayıcı görevi görerek seramiğin elde işlenebilirliğine yardımcı olur. Yüksek ısıya dayanıklı olup 1300°C'da erir [24, 25].

Bu üç temel bileşene ek olarak dental seramiklerin yapısında akışkanlaştırıcılar, cam modifiye ediciler, oksitler, opaklaştırıcılar, renk pigmentleri ve floresan özelliğini geliştiren çeşitli bileşenler bulunmaktadır [14, 24, 25].

2.4. Tam Seramik Sistemlerin Sınıflandırılması

Diş hekimliğinde kullanılan seramikler; kullanım alanları, içerikleri, üretim yöntemleri, erime ısıları, mikro yapıları, translusensi özellikleri, kırılma dayanımları, aşındırma özellikleri gibi çeşitli kategorilerde sınıflandırılabilirler [12].

2015 yılında Gracis ve diğerleri tarafından seramik ve seramik benzeri restoratif materyaller yapılarına göre aşağıdaki şekilde 3 esas grupta sınıflandırılmıştır:

1. Cam matriks seramikler

- Feldspatik seramikler
- Sentetik kristalin doldurucu içeren seramikler
 - A. Lössit esaslı seramikler
 - B. Lityum disilikat ve türevleri
 - C. Florapatit seramikler
- Cam infiltre seramikler:

- A. Alüminyum oksit
- B. Alüminyum oksit ve magnezyum
- C. Alüminyum oksit ve zirkonyum dioksit

2. Polikristalin seramikler

- Alüminyum oksit
- Zirkonyum dioksit
- Zirkonyum dioksit ile güçlendirilmiş alüminyum oksit
- Alüminyum oksit ile güçlendirilmiş zirkonyum dioksit

3. Rezin matriks seramikler

- Rezin nanoseramikler
- Rezin içerikli cam seramik
- Rezin içerikli zirkonyum dioksit silika cam seramik [26].

2.5. Zirkonyum Dioksit Seramikler

Periyodik cetvelde D grubuna ait bir geçiş elementi olan Zirkonyum (Zr), “altın renginde” anlamındaki “Zargon” kelimesinden türemiştir. Gümüşümsü beyaz renkte ve hekzagonal kristal yapıda olup erime noktası 1852 °C, kaynama noktası 3580 °C’dir [27]. Doğada saf halde bulunmayan zirkonyum, 1789 yılında Martin Heinrich Klaproth tarafından değerli taşların ısıtılması sırasında reaksiyon yan ürünü olarak tesadüfen bulunmuştur. İyi kimyasal ve boyutsal stabilite, mekanik dayanıklılık gibi özelliklerine ek olarak paslanmaz çelik alaşımlara yakın elastik modülüne sahip olması, zirkonyumu biyomateryal olarak ilgi odağı yapmıştır [27, 28].

Doğada saf halde değil, mineraller halinde bulunan zirkonyum, dental uygulamalarda kullanılabilmesi için çeşitli arındırma ve saflaştırma işlemlerine tabi tutulur. Bunun sebebi zirkonyum minerallerinin radyoaktif çekirdekler içermesidir [29].

Zirkonyumun, zirkonyum dioksit olarak medikal alanda ilk kullanımı 1969 yılında ortopedide kalça protezlerinde olmuştur [27]. Diş hekimliğindeki gelişmelerle birlikte zirkonyum dioksit seramikler de geliştirilmiş ve tam seramik restorasyonların güçlendirilmesi amacıyla seramik yapısına dahil edilmiştir [30]. Diş hekimliği pratiğine 1990’lı yılların başlarında giren zirkonyum dioksit; kron ve köprü restorasyonlarında,

implant dayanağı ve implant materyali olarak, endodontik post, ortodontik braket olarak veya teleskobik tutucularda primer kron materyali olarak kullanılmaktadır [1, 8, 28, 31].

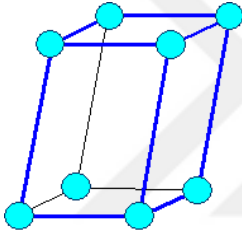
Zirkonyum dioksit seramiklerin bükülme dayanımı 800 – 1500 MPa, kırılma tokluğu 6,3–11,5 MPa $\times\sqrt{m}$ arasındadır [5]. Kırılma tokluğu, lityum disilikat esaslı seramik materyallerine göre yaklaşık olarak 3 kat daha fazladır (2,8-3,5 MPa $\times\sqrt{m}$) [8]. Vickers sertlik değeri diğer dental materyallerin sertlik değerinin iki katı kadar olup 1000-1300 HV civarındadır [5]. Elastiklik modülü 200 MPa üzerindedir [32].

Zirkonyum dioksit seramikler üstün mekanik özellikleri ile birlikte estetik avantajlara da sahiptir [33]. Geleneksel metal destekli seramik restorasyonlardaki metal altyapı tamamen opak olduğu için ışık geçirgenliği sıfırdır. Zirkonyum dioksit ise çoğunlukla opak, kısmen de translusent monokromatik bir materyaldir [33, 34]. Zirkonyum dioksitin opasitesinin yüksek olması renklenmiş diş, metal post-kor veya implant dayanaklarının maskelenmesi gibi estetiğin temin edilmesinin güç olduğu durumlarda avantaj haline gelebilir [35].

2.5.1. Zirkonyum dioksit seramiklerin yapısal özellikleri

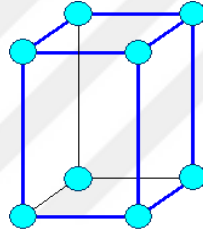
Saf zirkonyum dioksit stabil değildir. Sıcaklığa bağlı olarak 3 farklı kristalin formda bulunmaktadır. Oda sıcaklığında monoklinik fazda olan zirkonyum dioksitin kristalografik yapısı dikdörtgen tabanlı eğik bir prizma şeklinde olup, 1170 °C'ye kadar stabildir (Şekil 2.1). Sıcaklık 1170 °C'nin üzerine çıktığında kristalografik yapı monoklinik fazdan tetragonal faza geçer. Dikdörtgen kenarlı ve kare tabanlı dik bir prizma şeklinde kristal yapıya sahip tetragonal form (Şekil 2.2) 2370 °C'den yüksek sıcaklıkta kübik forma (Şekil 2.3) geçiş yapar ve ergime noktasına kadar kübik formda stabil kalır. Faz değişimleri geri dönüşümlü reaksiyonlar olup, soğuma sırasında monoklinik faza geçişi sağlayan yapısal bir enerjinin varlığı söz konusudur. Soğuma sırasında yaklaşık 950 °C civarında tetragonal fazdan monoklinik faza (t→m faz dönüşümü) geçiş olur. Bu faz değişimi sırasında materyal içerisinde % 3-5'lik hacim artışı gerçekleşir. Bu hacim artışı baskı gerilimlerinin açığa çıkması ile kırık oluşumuna neden olabileceği için faz dönüşümlerinin kontrol altına alınması gerekmektedir [1, 36, 37].

Faz geçişleri saf zirkonyum dioksitin kullanımını imkansız hale getirmiştir [37]. Monoklinik faz oda sıcaklığında kırılkan karakter sergilediği için kristal grenlerin tetragonal fazda olması istenmektedir [1, 5]. Oda sıcaklığında materyal içerisindeki faz geçişini engelleyip tetragonal fazda stabilize olmalarını temin etmek amacıyla yapıya çeşitli metal oksitler: kalsiyum oksit (CaO), magnezyum oksit (MgO), itriyum oksit (Y_2O_3), seryum oksit (CeO_2) ilave edilmektedir. [1, 5, 27, 36, 38]. İlk defa 1929 yılında Ruff ve arkadaşları, kübik fazın oda sıcaklığında stabilize olması için saf zirkonyum yapısına CaO ilave etmiştir [27, 37, 39]. Takip eden süreçte materyalin mekanik özelliklerini geliştirmek amacıyla saf zirkonyum yapısına MgO, CeO_2 , Y_2O_3 gibi metal oksitler ilave edilerek parsiyel stabilize zirkonyum dioksit (Partially Stabilized Zirconia - PSZ) elde edilmiştir [5, 37]. Garvie ve Nicholson parsiyel stabilize zirkonyum dioksiti üstün mekanik özelliklerinden dolayı ‘çelik seramik’ olarak adlandırmıştır [40].



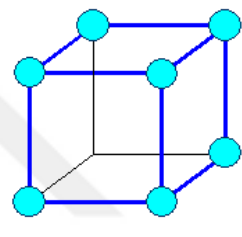
Şekil 2.1. Monoklinik yapı

$$(a \neq b \neq c)$$



Şekil 2.2. Tetragonal yapı

$$(a = b \neq c)$$



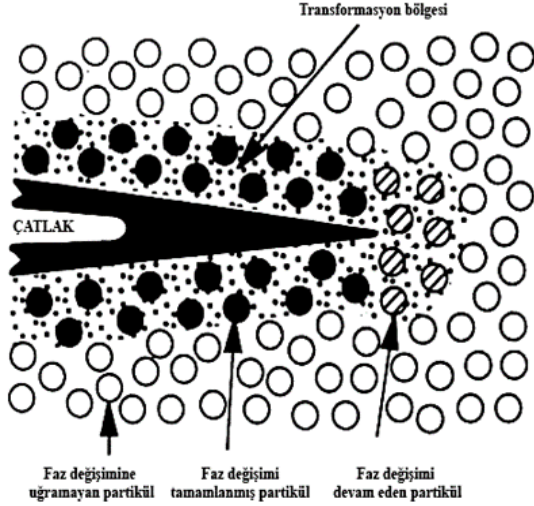
Şekil 2.3. Kübik yapı

$$(a = b = c)$$

Transformasyon sertleşmesi

Zirkonyum dioksit seramiklere uygulanan aşındırma veya kumlama gibi yüzey işlemleri, termal işlemler gibi dış etkenler materyal yapısında gerilim meydana getirir. Bu gerilim, çatlak etrafındaki grenlerde tetragonal fazdan monoklinik faza geçişe ve bu faz dönüşümü ile birlikte gerçekleşen hacim artışına sebep olur (Şekil 2.4). %3-5 oranında oluşan lokal hacim artışı yapı içerisinde var olan çatlakların uç kısmındaki mevcut çekme gerilimlerine karşı koyan baskı gerilimlerini açığa çıkartır. Meydana gelen bu gerilimler, başlangıç aşamadaki çatlakların ilerlemesini önleyerek mekanik dayanımı artırır. Bu mekanizma zirkonyum dioksit seramiklere özgü bir özellik olup, gerilime bağlı transformasyon sertleşmesi olarak tanımlanmaktadır [5, 27, 37, 41]. İlk olarak Garvie ve ark. tarafından tanımlanan bu mekanizma ‘martensitik transformasyon’ adıyla da bilinmektedir [40, 42].

Zirkonyum dioksit seramiklerin yüksek kırılma tokluğu ve bükülme dayanımına sahip olması bu mekanizma ile açıklanmaktadır [27, 43].



Şekil 2.4. Zirkonyum dioksit seramiklerde görülen faz değişimi ve transformasyon sertleşmesi mekanizmasının şematik görünümü [27]

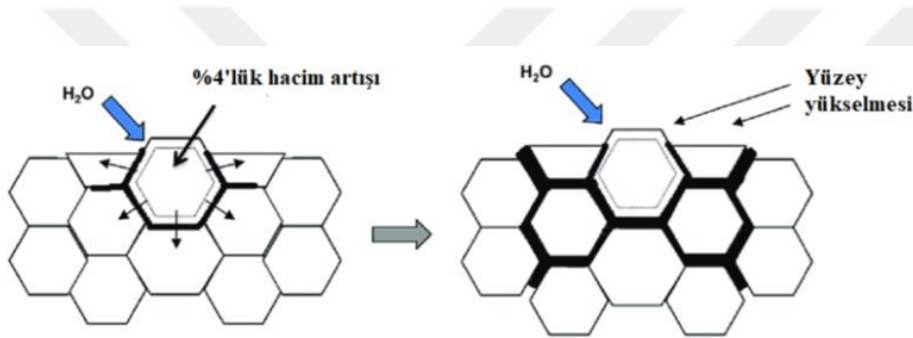
Düşük ısı bozunması fenomeni

Zirkonyum dioksit seramik restorasyonların uzun dönem başarısı materyalin fonksiyon sırasındaki yapısal stabilitesine bağlıdır [27]. Zirkonyum dioksit restorasyonların mekanik dayanımının fonksiyon sırasındaki mekanik yükler ve termal değişiklikler nedeni ile zamanla azaldığı tespit edilmiştir [27, 44, 45]. Zirkonyum dioksitin mekanik özelliklerinin zayıflaması spontan gerçekleşen tetragonal – monoklinik faz değişimine bağlı olup yaşlanma veya düşük ısı bozunması (LTD – Low Temperature Degredation) olarak tanımlanmaktadır [46, 47]. Uzun süre düşük sıcaklık ve nem varlığında metastabil yapıda olan zirkonyum dioksit seramiklerin yapısal stabilitesi bozulur ve spontan tetragonal-monoklinik faz değişimi gerçekleşir [44]. Hem transformasyon sertleşmesi hem de düşük ısı bozunmasının temelinde tetragonal – monoklinik faz değişimi yatsa da, faz değişimini başlatan faktörler farklıdır. Transformasyon sertleşmesi baskı gerilimleri doğrultusunda oluşarak materyalin mekanik özelliklerini geliştirirken, düşük ısı bozunması nem varlığında zamanla gerçekleşerek mekanik dayanım üzerinde olumsuz etki doğurur [45, 48].

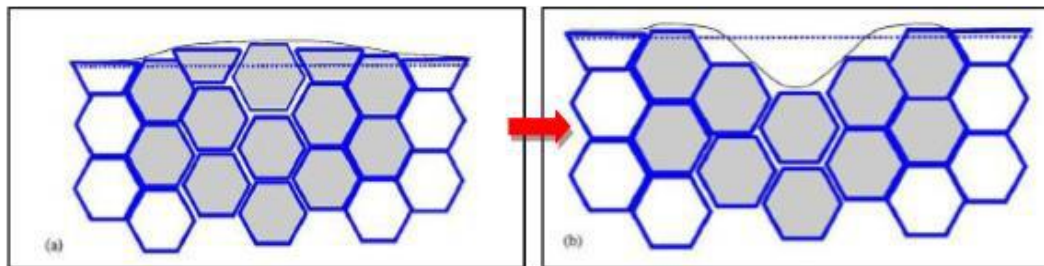
Su, su buharı, vücut sıvıları ile temas sonucu veya sterilizasyon sırasında meydana gelen faz değişimi, ilk olarak materyalin yüzeysel tabakalarındaki izole grenlerde başlar. Nem

varlığında, su molekülleri zirkonyum dioksitin kristal yapısındaki Zr-O-Zr kimyasal bağlarını çözerek açığa çıkan oksijen boşluklarını doldurur. Bu süreç ilerleyicidir ve yüzey pürüzlülüğünü artırarak tüm yüzeye yayılır, ardından daha iç tabakaları etkiler [46, 49-51]. Stabil monoklinik faz oluşana dek devam eden bu bozunma, faz değişimi sonucu meydana gelen hacim artışına bağlı olarak spontan kırıklara yol açabilecek mikroçatlakların gelişmesi ile sonuçlanır [44, 45].

Faz değişimi nedeni ile materyal yüzeyinde meydana gelen hacim artışına bağlı olarak yüzeyde yükselmeler izlenir. İlerleyen süreçte ise yüzeysel tanecik kaybı sonucu krater oluşumu açığa çıkabilir [52] (Şekil 2.5, 2.6).



Şekil 2.5. Zirkonyum dioksitin düşük ısı bozunmasının ve yüzey yükselmesinin şematik gösterimi [52]



Şekil 2.6. Zirkonyum dioksitin düşük ısı bozunması sonucu yüzey yapısının bozulmasının şematik gösterimi [52]

Zirkonyum dioksit seramiklerin mekanik özelliklerini olumsuz etkileyen düşük ısı bozunması fenomeninin etkisini azaltmak amacıyla çok sayıda çalışmalar yapılmıştır. Bu çalışmalara göre;

- Faz dönüşümü zamana bağlı olup, en hızlı şekilde gerçekleştiği sıcaklık 200-300 °C'dir.
- Su veya su buharı faz dönüşümünü artırır.

- c) Dönüşüm materyalin yüzeysel tabaklarından başlayıp iç tabakalara doğru ilerler.
- d) Daha yüksek stabilize edici oksit miktarı ve daha küçük gren boyutu varlığında materyalin faz dönüşümüne karşı direnci artar [48].

2.5.2. Diş hekimliğinde kullanılan zirkonyum dioksit çeşitleri

Diş hekimliğinde kullanılan zirkonyum dioksit seramiklerde temel hedef t→m faz dönüşümünü engellemek ve tetragonal fazı stabilize etmektir [36]. Günümüzde dental uygulamalarda 3 çeşit zirkonyum dioksit seramik kullanılmaktadır. Bunlar; magnezyum ile parsiyel stabilize zirkonyum dioksit (Mg-PSZ – Magnesia Partially Stabilized Zirconia), zirkonyum dioksit ile güçlendirilmiş alüminyum oksit (ZTA – Zirconia Toughened Alumina) ve itriyum oksit ile stabilize tetragonal zirkonyum dioksit polikristalleri (Y-TZP – Yttria Stabilized Tetragonal Zirconia Polycrystals)’dir [8, 37].

Magnezyum ile parsiyel stabilize zirkonyum dioksit (Mg-PSZ)

Mg-PSZ içerisinde %8-10 mol Mg katyonu bulunur. Mg katyonu materyalin mekanik özelliklerini olumsuz etkiler. Mg-PSZ seramikler gren boyutunun büyük olması (30-60µm) nedeni ile pöröz bir yapıya sahiptir. Bu nedenle kolay aşınır. Üretim aşamasında karşılaşılan zorluklar, mekanik başarısızlık gibi dezavantajlarından dolayı zamanla Mg-PSZ seramiklere olan güven ve ilgi azalmıştır [27, 36, 37].

Zirkonyum dioksit ile güçlendirilmiş alüminyum oksit (ZTA)

Zirkonyum dioksitin transformasyon sertleşmesi özelliğinden yararlanmak amacıyla alüminyum oksit matriks içerisine zirkonyum dioksit ilave edilerek ZTA seramikler elde edilmiştir. Y-TZP seramiklere göre daha pöröz yapıda olmaları nedeni ile mekanik özellikleri yetersizdir. Günümüz dental uygulamalarında çok tercih edilmemektedir [36, 53, 54].

İtريum oksit ile stabilize tetragonal zirkonyum dioksit polikristalleri (Y-TZP)

Y-TZP seramikler saf zirkonyuma Y_2O_3 ilavesi ile elde edilmektedir. Geleneksel dental seramiklerden farklı olarak cam matriks içermezler [55, 56]. Y-TZP seramiklerin mekanik

özellikleri; kristal yapıyı oluşturan grenlerin boyutundan, içerdikleri itriyum miktarından ve sinterleme koşullarından etkilenir [27]. Oda sıcaklığında tetragonal kristal içeriği maksimum olan Y-TZP seramik elde etmek için gren boyutunun $1\mu\text{m}$ kritik boyuttan düşük olması gerekmektedir [36]. Mekanik özelliklerinin ideal olması için gren boyutunun $0,2-0,5\mu\text{m}$ olması gerekmektedir [57]. $0,2\mu\text{m}$ 'den küçük gren boyutlarında faz dönüşümü artık gerçekleşmez ve materyalin mekanik özellikleri olumsuz yönde etkilenir [27].

Y-TZP seramiklerin farklı çeşitleri mevcuttur. Birinci nesil, 3Y-TZP seramiklerdir. $5,2\%$ ağırlık veya $3\text{ mol}\%$ Y_2O_3 ilavesi ve $0,25\%$ ağırlık Al_2O_3 içerir. 3Y-TZP seramikler oda sıcaklığında küçük gren boyutuna ($300 - 500\text{ nm}$), yüksek kırılma tokluğu ($9 - 10\text{ MPa}\sqrt{\text{m}}$) ve bükülme dayanımına ($900 - 1200\text{ MPa}$) ve 210 GPa olan Young modülüne sahiptir [34, 58].

İkinci nesil, parsiyel olarak stabilize edilmiş zirkonyum dioksit seramiklerdir (3Y-PSZ) ve $3\text{ mol}\%$ Y_2O_3 içerirler. 3Y-TZP seramiklerden farklı olarak $0,25\%$ ağırlık Al_2O_3 içermez. Al_2O_3 sinterlemeye yardımcı etken madde olduğu için 3Y-PSZ seramiklerin sinterlenme sıcaklığı ve/veya süresi artmıştır. Ayrıca 3Y-PSZ seramiklerin gren boyutu 500 nm 'den 700 nm 'ye, kübik faz içeriği ise $6 - 12\%$ 'den $20 - 30\%$ 'a ulaşmıştır. Bu değişikliklerle birlikte materyalin translusensi değerinde artış görülse de, bükülme dayanımında azalma ($900 - 1150\text{ MPa}$) gözlenmiştir [58].

Üçüncü nesil, 4-5Y-PSZ seramikler $4 - 5\text{ mol}\%$ Y_2O_3 ve $50 - 80\%$ kübik faz içeriğine sahiptir. Gren boyutu $1000 - 4000\text{ nm}$ arasında değişmektedir. İkinci nesil zirkonyum dioksit seramiklere göre sinterlenme sıcaklığı ve/veya süresi ve translusensi artmıştır. Ancak yüksek miktarda kübik faz içeriği sayesinde bükülme dayanımı ($450 - 740\text{ MPa}$) önemli düzeyde azalmıştır [34, 58].

2.5.3. Monolitik zirkonyum dioksit seramikler

Zirkonyum dioksit seramikler opak yapıdadır. Doğal dişlerle renk uyumunu sağlamak için altyapı seramiğinin cam matriks seramik ile tabakalanması gerekmektedir [59, 60]. Zirkonyum dioksitin altyapı materyali olarak kullanıldığı restorasyonlarda karşılaşılan en önemli sorun tabakalama seramiğinde atma ve kopmadır [61]. Bu sorunu ortadan kaldırmak

için monolitik zirkonyum dioksit seramikler geliştirilmiştir [62]. Yüksek translusensi gösteren monolitik zirkonyum dioksit seramiklerden tam anatomik restorasyonlar hazırlamak mümkündür. Monolitik zirkonyum dioksit seramiklerin bükülme dayanımının 1235 MPa olduğu bildirilmiştir [63]. Üstün mekanik özelliklere sahip monolitik zirkonyum dioksit seramikler, posterior bölgede interoklüzal mesafenin yetersiz olduğu durumlarda (0,5 mm) bile başarılı sonuçlar sunmaktadır [4, 64, 65].

Monolitik zirkonyum dioksit seramikler yüksek translusensi değerine sahip olsa da, doğal dişe göre oldukça opaktır. Bu opasiteyi gidermek ve doğal dişle estetik uyumu sağlamak için renklendirilmeleri gerekir. Bu amaçla çeşitli iyonlar içeren renklendirme solüsyonları kullanılmaktadır. Bununla birlikte üretim aşamasında çeşitli metal oksitlerin ilavesi ile renklendirilmiş monolitik zirkonyum dioksit seramik bloklar da mevcuttur [5, 66].

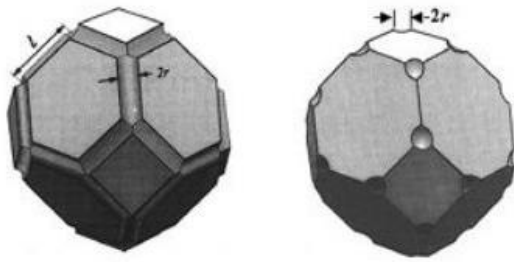
2.6. Sinterleme

Sinterleme temas halinde olan grenlerin yüksek sıcaklıklarda birbirine bağlanmasını sağlayan ısı işlemidir. Bu bağlanma erime sıcaklığının altındaki değişen sıcaklıklarda, genellikle katı halde atom hareketleriyle oluşabilmektedir [67]. Sinterleme, yüksek sıcaklıklarda atomların difüzyonunun ve küçük grenlerin yüzey enerjisinin azalmasının bir sonucudur. Bu işlem sırasında atomların hareketi ile porların yüzey alanları küçülür ve buna bağlı olarak grenlerin temas yüzeyleri genişler. Sinterlemenin ileri safhalarında porlar daha da küçülür, grenler ise büyür. Sinterleme işleminden önce köşeli olan porlar sinterlemenin sonunda küresel hale gelir (Şekil 2.7). Sinterleme istenilen yoğunlukta materyal elde edilmesine olanak tanıyan kompleks bir üretim sürecidir [68]. Sinterleme işlemi sonucunda değiştirilebilen sinterleme parametrelerinin yardımıyla yoğun bir mikroyapı elde edilmesi amaçlanmaktadır. Bu sürecin sonunda elde edilen mikroyapı gren boyutu, materyal yoğunluğu, porların ve fazların dağılımı açısından kontrole tabi tutulur [69].

Sinterleme üzerinde etkili olan parametreler kullanılan materyale ve işleme bağlı değişkenler olmak üzere 2 grupta incelenebilir (Çizelge 2.1) [68].

Çizelge 2.1. Sinterleme değişkenleri [68]

Materyale bağlı değişkenler	Seramik tozlarla ilgili fiziksel değişkenler	- Gren formu - Gren boyutu - Gren boyutu dağılımı - Karışım - Kümelenme vb.
	Seramik tozlarla ilgili kimyasal değişkenler	- İçerik - Saflık - Oran - Homojenite vb.
İşleme bağlı değişkenler	- Sıcaklık - Süre - Basınç - Atmosfer - Isıtma ve soğutma hızı	



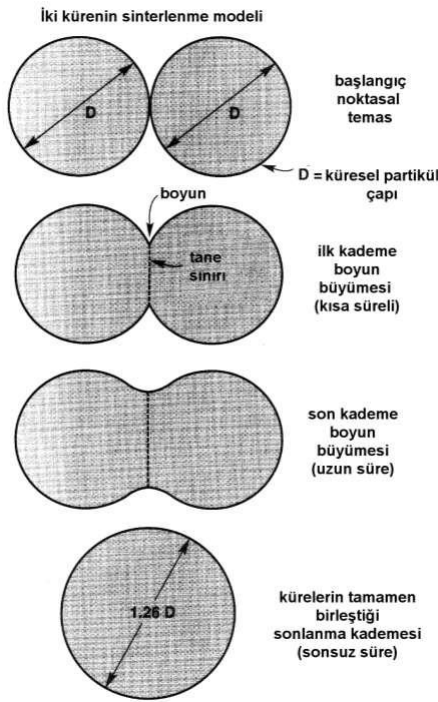
Şekil 2.7. Coble'in sinterlemenin ara ve son aşamasındaki gren ve gözenek sınırlarını şematize eden geometrik modelleri [68]

Sinterleme sırasında iki küreli sinterleme modeli olarak isimlendirilen bir mekanizma söz konusudur. İki gren arasında nokta temasının oluşması ile başlayan ve boyun adı verilen ara bağın gelişmesi ile devam eden mikromekanik proses iki küreli sinterleme modeli ile açıklanmaktadır (Şekil 2.8). Bu modelde sinterleme prosesinin ilerlemesiyle grenlerin temas yüzeyi genişler ve boyun oluşur. Her bir temasta boyun büyümesiyle birlikte yeni sınırlar oluşur. Şekil 2.8'de gösterildiği gibi uzun süreli bir sinterleme sonucunda iki gren tamamen birleşerek başlangıç çapının 1,26 katı büyüklüğünde tek bir küre oluşur [67-69].

Sinterleme sıcaklığının tespit edilmesi materyallerin içeriğine bağlıdır. Tek bileşenli sistemlerde sinterleme sıcaklığı materyalin erime sıcaklığının $2/3$ veya $4/5$ 'i olarak belirlenir. Birden fazla bileşene sahip materyallerin sinterleme sıcaklığı ise, yüksek ve düşük

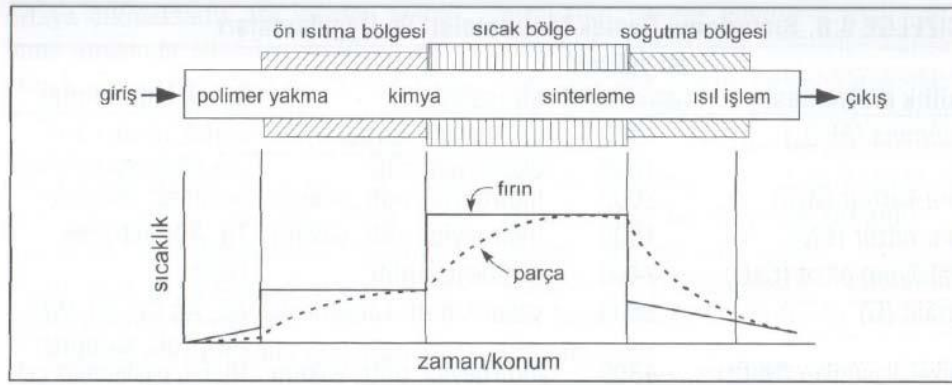
erime sıcaklığına sahip bileşenlerin erime sıcaklıklarının ortasında bir değer seçilerek tespit edilir [69].

Günümüzde yaygın kullanılan zirkonyum dioksit seramikler genellikle 1350-1600°C’ de sinterleme sıcaklığına uygun yapıdadır [70]. 1600°C’den yüksek sıcaklıklarda gerçekleştirilen sinterleme prosedürünün grenlerin aşırı büyümesine ve zirkonyum dioksit mikroyapısındaki boşlukların artmasına sebep olduğu ve bunun da materyal özelliklerini olumsuz etkilediği yapılan çalışmalarla tespit edilmiştir [71].



Şekil 2.8. İki küreli sinterleme modeli [69]

Sinterleme işlemi özel sinterleme fırınlarında gerçekleştirilmektedir. Bu fırınlar, sinterleme işlemi boyunca sıcaklığı ve zamanı kontrol eder. Sinterlenen yapı için koruyucu atmosfer oluşturur, yağlayıcı ve bağlayıcı ajanların giderilmesini sağlayarak sinterleme sonrası tüm ısıl sürecin başarıyla tamamlanmasını temin eder. Şekil 2.9’da sinterleme fırınında işlem sırasında gerçekleşen sıcaklık – zaman döngüsü izlenmektedir [67].



Şekil 2.9. Bir sinterleme fırınındaki işlemler zincirinin şematik gösterimi [67]

2.6.1. Farklı sinterleme yöntemleri

Daha hızlı şekilde daha üstün özelliklere sahip malzeme elde etmek için farklı sinterleme yöntemleri geliştirilmiştir. Sinterleme yöntemleri 6 farklı grupta incelenmektedir [67]:

1) Geleneksel sinterleme: Bu yöntemle sinterleme parti ve sürekli fırınlarda gerçekleştirilir. Parti fırınlarda fırın sıcaklığı zamana bağlı olarak değişirken, sürekli fırınlarda sinterlenen malzemenin konumu zamana bağlı olarak değişir. Parti fırına sinterlenecek malzeme yerleştirilir ve birkaç saatlik sıcaklık döngüsü ayarlanır. Her bir döngü farklı programlanabildiği için parti fırınlar esnek kullanıma sahiptir. Sürekli fırınlar ise sabit sıcaklık profiline ve belli hızda hareket eden bir banta sahiptir. Bu taşıyıcı bant sayesinde sinterlenecek malzemenin konumu zamanlama dikkate alınarak ardışık bölgelerde kontrol edilir [67].

2) İndüksiyonla sinterleme: Değişken akım taşıyan iletken bobinde (genellikle bakırdan hazırlanır) akım yaratarak materyal içerisinde manyetik alan oluşturma esasına dayanır. İletken malzeme oluşan manyetik akımı çekerek ısınır ve ısıyı yalıtkan malzemeye iletir. Bu yöntemin en önemli avantajı hızlı bir şekilde ısınma sağlamasıdır. Genel olarak, materyal yüzeylerinin ısıtılmasında kullanılır [72].

3) Mikrodalga ile sinterleme: En çok seramik materyallerin sinterlenmesinde kullanılmaktadır. Mikrodalga sinterleme fırınında yüksek frekanslı elektromagnetik enerji üretilir ve bu enerji dalgası direkt olarak materyale iletilerek volumetrik ısınma sağlanır. Mikrodalga ile sinterleme yöntemi ile çeşitli seramik, kompozit, cam ve metalik materyaller sinterlenebilir [73-76].

- 4) Plazma sinterleme: Mikrodalga sinterlemeye benzer bir yöntem olmakla birlikte, plazmanın kendine özgü termal ortamı sayesinde hızlı sinterleme yapılabilir. Bu yöntem genel olarak, Al_2O_3 , SiC ve ZrO_2 gibi seramik malzemelerin sinterlenmesinde tercih edilir. Plazma sinterleme, düşük basınçlı gaz ortamında atom çekirdeğindeki elektronlara, indüksiyon veya mikrodalga akımlarının uygulanması sonucu gerçekleşir [77].
- 5) Lazer sinterleme: Lazer ışınlarıyla materyallerde erime, bağlanma ve pürüzsüz yüzeylerin oluşması sağlanabilmektedir. Lazer ışını materyalin yüzeyinde 2400 °C'ye kadar sıcaklık açığa çıkartabilir. Yüzeyde çok hızlı ısınma meydana gelerek sinterleme gerçekleşse de, iç katmanlarda ısı transferinin yavaş olması sinterlemenin eşzamanlı ve homojen bir şekilde tamamlanmasını engeller [78].
- 6) Deşarj sinterleme: Materyal yüzeyinden geçen elektrik akımının materyali ısıtması esasına dayanır. Direkt ısıtmayla yüksek sıcaklıklarda en hızlı sinterlemenin gerçekleştirildiği yöntemdir. Bu yöntemle demir, çelik, titanyum gibi metalik malzemeler sinterlenebilir [67].

2.7. Zirkonyum Dioksit Seramik Blokların Üretimi

Materyalin yoğunlaştırılarak mekanik, fiziksel ve optik özelliklerinin geliştirilmesini sağlayan sinterleme prosedürü, diş hekimliğinde kullanılan zirkonyum dioksit seramiklerin en önemli üretim aşamasıdır. Günümüzde üretici firmalar tarafından piyasaya sunulan Y-TZP seramik bloklar, farklı sinterlenme aşamalarına göre sinterlenmemiş (dry-pressed) veya yeşil (green stage) zirkonyum dioksit, yarı sinterize zirkonyum dioksit (presinterize veya Non-HIP – Non-Hot Isostatically Pressed) ve tam sinterize zirkonyum dioksit (HIP – Hot Isostatically Pressed) olmak üzere üç gruba ayrılır [5].

2.7.1. Sinterlenmemiş (dry-pressed) veya yeşil (green stage) zirkonyum dioksit bloklar

Y-TZP tozunun basınçsız olarak preslenmesi ile üretilen bloklardır. Üretim aşaması, materyale herhangi bir sinterleme işlemi uygulamadan, sadece basınç altında sıkıştırılarak yoğunlaştırılması esasına dayanır. Bu bloklar tebeşir kıvamında oldukları için hazırlanan restorasyonlar da oldukça yumuşak yapıdadır ve aşındırma işlemleri hızlı bir şekilde tamamlanabilmektedir. Restorasyon aşındırma sonrasında sinterlenmektedir [1, 5, 36].

2.7.2. Yarı sinterize zirkonyum dioksit bloklar (Non – HIP, pre-sintered)

Zirkonyum dioksit blokların preslenebilmesi için üretim esnasında Y-TZP tozuna bağlayıcı madde ilave edilir. Herhangi bir ısıtma işlemi uygulanmadan basınçla sıkıştırılmış zirkonyum dioksit tozu, 1350-1550 °C sıcaklıkta 2-5 saat süreyle ön sinterleme işlemine tabi tutulur. Ön sinterleme işlemiyle bağlayıcı madde eliminasyonu gerçekleşir. İşlemin sıcaklık derecesi ve ısıtma hızı materyalin özelliklerini etkiler. Isıtma işleminin olması gerekenden hızlı yapılması bağlayıcı maddenin hızlı eliminasyonu ile sonuçlanır. Böylece, oluşan yanma ürünlerine bağlı olarak blok içerisinde çatlaklar meydana gelebilir.

%40 yoğunluğa sahip olan yarı sinterize bloklar, yapıyı daha kompakt hale getiren sinterleme işlemi tam olarak uygulanmadığı için oldukça pörözdür ve mekanik özellikleri zayıftır. Sinterleme sıcaklığı firmadan firmaya değişiklik göstermekle birlikte 1350-1600 °C aralığında olup, 2-5 saat sürebilmektedir. Sinterleme sırasında zirkonyum dioksit yaklaşık olarak % 20-30'luk bir büzölmeye uğrayarak daha yoğun ve dayanıklı hale gelir. Sinterleme sırasında oluşan ortalama %25'lik büzölmeyi dikkate alarak restorasyonlar nihai boyutlarından %25 daha büyük şekillendirilir [1, 5, 36].

Yarı sinterize zirkonyum dioksit bloklar; hızlı üretim, sinterleme işleminden önce veya sonra renklendirme solüsyonları ile renklendirilebilme gibi avantajlara sahiptir. Bu bloklardan restorasyon hazırlanırken sinterleme işlemi aşındırma işleminden sonra gerçekleştirilir [5]. Aşındırma ile birlikte zirkonya yüzeyinde t→m faz dönüşümü sonucu açığa çıkan serbest monoklinik faz sinterleme tamamlandığında tekrar tetragonal faza geçiş yapar. Böylece yüzeyde mikroçatlakların oluşması önlenmiş olur [79].

2.7.3. Tam sinterize zirkonyum dioksit bloklar (HIP – Hot - Isostatically Pressed)

HIP olarak adlandırılan tam sinterize zirkonyum dioksit bloklar, 1300 °C'de ilk sinterlenme sonucunda %95 yoğunluğa ulaşır. Daha sonra argon gazı kullanılarak 1000 bar izostatik basınç altında 1400-1500 °C sıcaklıkta ikinci bir sinterleme işlemi uygulanır. Bu işlem sonucunda rengi gri-siyaha dönüşen yapı, oksitlenip beyazlaşmaya kadar atmosfer basıncı altında sinterlemeye devam edilir. Sinterleme sonucunda %99 yoğunlukta bloklar elde edilir. HIP zirkonya bloklarda aşındırma işlemi sinterleme tamamlandıktan sonra yapıldığı için

restorasyonda büzülme gözlenmez. Bu nedenle altyapı üretimi gerçek boyutlarda gerçekleştirilir. Tam sinterize bloklar yoğun ve sert yapıları nedeni ile özel freze cihazları kullanılarak şekillendirilir [5, 36, 37].

2.8. Zirkonyum Dioksit Seramiklere Uygulanan Güncel Sinterleme Prosedürleri

CAD/CAM teknolojisi ile tek seansta hasta başında restorasyonların üretimi mümkündür. Bu sayede çalışma süresi kısal mıştır [80]. Bununla birlikte, birkaç saat süren sinterleme işlemi süreci uzatmaktadır [10]. Çalışma sürecini kısaltmak amacıyla sinterleme işleminin daha hızlı gerçekleştirilmesine ihtiyaç duyulmuştur [9, 10]. Literatürde 3 farklı sinterleme prosedürü tanımlan mıştır.

a) Konvansiyonel sinterleme. Zirkonyum dioksit seramiklerin sinterlenmesinde en sık kullanılan yöntemdir [5]. Konvansiyonel sinterleme, konvansiyonel sinterleme fırınlarında azami sıcaklık firmadan firmaya değişiklik göstermekle birlikte, 1350-1550  C sıcaklıkta 2-5 saat sürmektedir [5, 37]. Fırının bu sıcaklığa erişip daha sonra soğuması için gereken toplam süre ortalama 10-12 saattir. Farklı markalara ait monolitik zirkonyum dioksit seramiklerin konvansiyonel sinterlemesi için gereken sıcaklık ve süre üretici firma talimatları doğrultusunda belirlenmektedir ve genellikle 1450-1600  C sıcaklıkta 120-480 dk sinterizasyon uygulanmaktadır.

Konvansiyonel sinterleme prosedürü ile tam seramik restorasyonların üretilmesi zaman alıcı ve masraflı bir işlemdir. Zamandan kazanmak amacıyla dakikalar içerisinde biten hızlı ve süper hızlı sinterleme prosedürleri geliştirilmiştir [9].

b) Hızlı sinterleme (Speed sintering). Bu sinterleme prosedüründe, yarı-sinterize zirkonyum dioksit bloktan hazırlanan restorasyonlar oda sıcaklığındaki fırına yerleştirilir. Fırın ilk olarak 99  C/dk hızla 1100  C'ye kadar ısıtılır, sonrasında ısıtma hızı 50  C/dk'ya düşürülerek 1510  C sıcaklığa ulaşılır. Restorasyon bu sıcaklıkta 30 dk bekletilir. Takiben 99  C/dk hızla 800  C'ye kadar soğutulup 5 dk bekletildikten sonra restorasyon fırından çıkarılır. Hızlı sinterlemeye harcanan toplam süre yaklaşık 60 dk 'dır [9, 81-83].

c) Süper hızlı sinterleme (Super speed sintering): Bu prosedürde, yarı-sinterize zirkonyum dioksit seramik bloklardan elde edilmiş restorasyon önceden 1580 °C'ye kadar ısıtılmış fırına yerleştirilir ve bu sıcaklıkta 10 dk bekletildikten sonra hemen fırından çıkartılır. Süper hızlı sinterleme prosedürünün uygulanması için gereken toplam sinterleme süresi 10 dk'dır [9, 10, 81-83].

Hızlı ve süper hızlı sinterleme prosedürlerinde InFire HTC Speed (Sirona Dental Systems GmbH Bensheim, Almanya) fırını kullanılmaktadır [9, 84]. 1650 °C sıcaklığa kadar gerçekleştirilebilen sinterleme prosedürlerinin uygulanabilmesi için özel olarak tasarlanmış bu fırınla uyumlu Sirona InCoris TZI ve Sirona InCoris ZI zirkonyum dioksit bloklar kullanılmaktadır [81, 82].

InCoris ZI bloklar konvansiyonel, hızlı ve süper hızlı sinterleme prosedürleri ile uyumlu zirkonyum dioksit bloklardır. InCoris ZI seramiklerin bükülme dayanımı 900 MPa'dan fazla, kırılma tokluğu $5,8 \text{ MPa}\times\sqrt{\text{m}}$, gren boyutu ise $\leq 400 \text{ nm}$ 'dir. Üretici firma bu bloklardan hazırlanan, anterior ve posterior kron altyapılarının ve 7 üyeye kadar olan köprü (maksimum 2 gövdeli olup 7 üyeye kadar) altyapılarının hızlı sinterleme prosedürü için uygun olduğunu bildirmektedir. Süper hızlı sinterleme prosedürü ise duvar kalınlığı en fazla 2 mm olan tek kron altyapıları için uygundur [82].

InCoris TZI bloklar konvansiyonel, hızlı ve süper hızlı sinterleme prosedürleri ile uyumlu monolitik zirkonyum dioksit bloklardır. InCoris TZI seramiklerin bükülme dayanımı 900 MPa'dan fazla, kırılma tokluğu $\geq 5 \text{ MPa}\times\sqrt{\text{m}}$ 'dir. Üretici firmanın talimatlarına göre, hızlı sinterleme prosedürü bu bloklardan hazırlanan 8-9 üyeye kadar olan restorasyonlara uygulanabilmektedir. Süper hızlı sinterleme prosedürü ise duvar kalınlığı 2 mm'yi geçmeyen tek kron restorasyonlar için uygundur [81].

Sinterleme parametrelerindeki değişiklikler direkt olarak zirkonyum dioksit seramiklerin mikroyapısı ve karakteristik özellikleri üzerinde etkilidir [9, 10]. Yapılan çalışmalarda; sinterleme parametrelerinin zirkonyum dioksit seramiklerin renk, translusensi, gren boyutu, kontrast oranı, tetragonal-monoklinik faz dağılımı, bükülme direnci, kırılma tokluğu, aşındırma özellikleri, yüzey pürüzlülüğü, bağlanma dayanımı, sertlik gibi optik, fiziksel ve mekanik bir sıra özelliğini etkilediği bildirilmiştir [34, 60, 69, 83, 85-89].

2.9. Zirkonyum Dioksit Seramiklere Uygulanan Hızlı Yaşlandırma İşlemi

Zirkonyum dioksit restorasyonlar; tükürüğe bağlı nem, beslenmeye bağlı sıcaklık ve pH değişiklikleri ve çiğnemeye bağlı yüksek okluzal kuvvetler nedeni ile zamanla yaşlanma eğilimindedir [90, 91]. Yaşlanmanın derecesi materyalin mekanik özelliklerini olumsuz etkileyen monoklinik faz içeriği ile doğru orantılıdır [27, 46]. Zirkonyum dioksit seramik restorasyonların yapım aşamasında ve fonksiyon sırasında maruz kaldığı kuvvet, sıcaklık değişimleri ve ilave gerilimlerin materyalin yaşlanma süreci üzerindeki etkilerinin incelenmesi amacıyla yapay yaşlandırma işlemi uygulanmaktadır. Zirkonyum dioksit seramiklerin in-vitro olarak hızlı yaşlandırılması için otoklav kullanılmaktadır [50, 92].

Zirkonyum dioksit seramiklerin otoklavda 134 °C sıcaklık ve 2 bar basınç altında 1 saat süreyle in-vitro olarak yaşlandırılması sonucu meydana gelen t→m faz dönüşümünün, 3-4 yıl in-vivo kullanıma bağlı gerçekleşen faz dönüşümü ile aynı düzeyde olduğu bildirilmiştir [50]. ISO (13356:2008) standardı, 5 saat 134°C sıcaklık ve 2 bar (0,2 MPa) basınç altında yapılan hızlı yaşlandırma işlemi takiben monoklinik faz içeriğinin ağırlık olarak %25'lik maksimumu aşmaması gerektiğini belirtmektedir [93]. ISO (13356:2008) standardı günümüzde zirkonyum dioksit seramiklerin in-vitro ortamda hızlı yaşlandırılması için uygulanan standart protokoldür [94].

2.10. Zirkonyum Dioksit Seramiklere Uygulanan Mekanik Testler

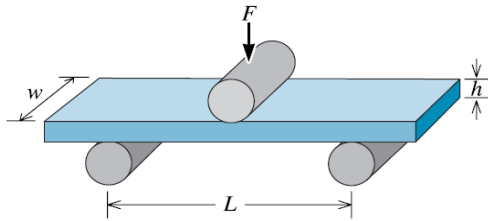
Diş hekimliğinde restoratif amaçla kullanılan materyaller ağız içerisinde çeşitli düzeylerde kuvvetlere maruz kaldıkları için belirli bir mekanik dirence sahip olmaları gerekmektedir. Materyallerin mekanik özellikleri, uygulanan kuvvet veya baskı sebebiyle oluşabilecek deformasyona karşı gösterdiği dirençle belirlenmektedir. Kırılma, basma dayanımı, elastik modülü, kırılma tokluğu, bükülme direnci, yorulma, sertlik, makaslama direnci, aşınma direnci materyallerin önemli mekanik özellikleri arasında yer almaktadır [12, 25].

Dental materyallerin mekanik özelliklerinin değerlendirilmesinde bükülme, makaslama, çekme, basma dayanımı testleri uygulanırken, sertlik değerlerinin ölçümünde Vickers, Knoop, Brinell, Rockwell, Shore A ve nano-sertlik testleri uygulanmaktadır [89, 95].

2.10.1. Üç nokta bükülme dayanımı testi (three point bending test)

Bükülme dayanımı testleri seramik materyallerin bükülme dayanımını değerlendirmek için kullanılan yaygın ve en hassas yöntemlerden biridir. Bükülme dayanımı temel olarak, iki ucundan desteklenmiş dikdörtgen şeklindeki veya alt yüzeyi boyunca çevresel olarak desteklenmiş ince disk şeklindeki örnek materyalinin statik yük altında gösterdiği dirençtir [12]. Seramik materyallerin bükülme dayanımını ölçmek için sıklıkla üç nokta ve dört nokta bükülme dayanımı testleri yapılmaktadır [96].

Dikdörtgensel kırılğan materyallerin bükülme dayanımını belirlemek için sıklıkla üç nokta bükülme dayanımı testi tercih edilmektedir [96, 97]. Bu testin güvenilirliği için örnek kalınlığı, yükleme temas alanı, materyalin homojenitesi, porözitesi ve yükleme hızı gibi parametreler önemlidir [98]. Üç nokta bükülme dayanımı testinde, dikdörtgen şeklindeki örnek iki silindirik destek üzerine yerleştirilerek desteklenir ve orta noktadan kuvvet uygulanır (Şekil 2.10) [12].



Şekil 2.10. Üç nokta eğme test düzeneği. (F) – uygulanan yük, (h) – örneğin kalınlığı, (w) – örneğin genişliği, (L) – destekler arası mesafe [99]

Bükülme dayanımı aşağıdaki formülle hesaplanır:

$$\sigma = \frac{3Pl}{2wb^2} \quad (2.1)$$

σ – materyalin bükülme dayanımını (MPa),

P – kırılma anında uygulanan kuvveti (N),

l – destekler arasındaki mesafeyi (mm),

w – örneklerin genişliğini (mm),

b – örneklerin kalınlığını (mm) göstermektedir [10].

2.10.2. Vickers sertlik testi

Dental seramiklerin mekanik özelliklerinin değerlendirilmesinde kullanılan önemli testlerden biri Vickers sertlik testidir [94]. Vickers sertlik testinde, kare tabanlı piramit şeklindeki bir elmas uç yardımıyla sertliği ölçülecek materyalin yüzeyine kuvvet uygulanır. Kuvvet uzaklaştırıldıktan sonra materyal yüzeyinde meydana gelen izin köşegenleri ölçülür ve aşağıdaki formülde kullanılarak Vickers sertlik değeri hesaplanır [12, 100] (Şekil 2.11):

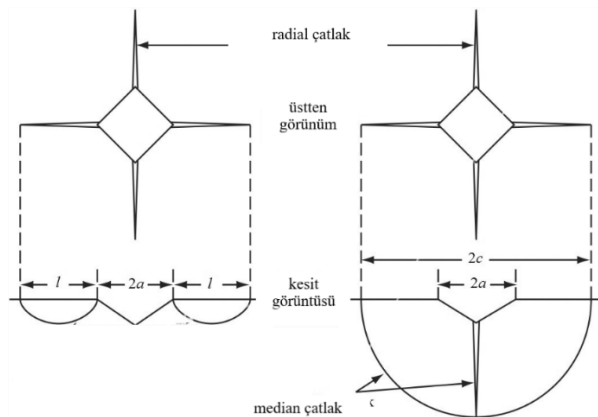
$$HV = 0,1891 \times \frac{F}{(2a)^2} \quad (2.2)$$

HV – materyalin Vickers sertlik değerini (HV),

F – örnek yüzeyine uygulanan kuvveti (N),

2a – oluşan izin köşegen uzunluğunu (mm) ifade etmektedir [94].

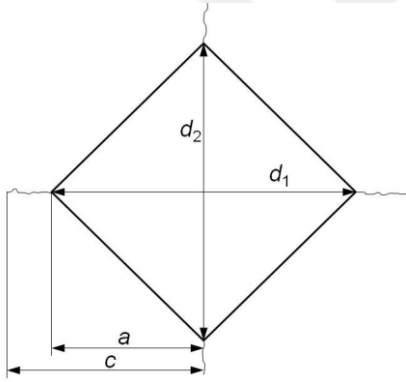
Bu yöntemde uygulanacak kuvvet miktarı, sertliği ölçülecek materyalin cinsine ve boyutlarına göre belirlenmektedir. Yapılan çalışmalarda dental seramikler için bu kuvvetin genel olarak 10 kg’lık yüklerle temin edildiği bildirilmiştir [61, 101, 102]. Kuvvet uygulanma süresi materyalin cinsine göre artırılabilse de genellikle 10-15 saniyedir. Uygulanan kuvvet sonucu materyal yüzeyinde meydana gelen Vickers İndentasyon izinin görüntüsü metal mikroskobu ile ölçme ekranına aktarılıp, 40× büyütme ile değerlendirilir. Ölçme ekranındaki hareketli cetvel yardımı ile izin köşeleri net bir şekilde belirlenerek Vickers sertlik değeri hesaplanır [103].



Şekil 2.11. Vickers İndentasyon yöntemiyle çatlak oluşumu [104]

2.10.3. Kırılma tokluğu testi

Kırılma tokluğu, kuvvet uygulanan malzemenin çatlak yayılmasına karşı direncinin sayısal olarak ifade edilmesidir [12]. Kırılma tokluğunun büyük olması materyalin çatlak ilerlemesine karşı dirençli olduğu, küçük olması ise materyalin kırılğan olduğu anlamına gelmektedir. Kırılma tokluğunu değerlendirmek için çeşitli yöntemler kullanılmaktadır [103]. Seramik materyallerin kırılma tokluğunu belirlemek için diğer metotlara göre örnek hazırlama aşaması ve deneyin yapılış süreci daha kolay olduğu için “Vickers İndentasyon” yöntemi sıklıkla tercih edilmektedir [100]. Bu yöntemde, sertlik ölçme cihazının elmas piramit ucu ile parlatılmış seramik yüzeyine belli bir kuvvet uygulanır. Materyalin Vickers sertlik değeri elde edilir. Ardından oluşan Vickers İndentasyon izinin (a) ve çatlağın (c) uzunluğu ölçülür (Şekil 2.12) [94, 100, 104, 105] .



Şekil 2.12. Vickers İndentasyon izinin karakteristik görünümü ve değişkenleri [104]

Vickers İndentasyon yöntemi ile kırılma tokluğunu hesaplamak için Niihara, Anstis; Palmqvist; Niihara, Morena ve Hasselman; Evans ve Charles, Tanaka, Lankford formülleri kullanılmaktadır. Bu formüllerin kullanımı, uygulanan Vickers İndentasyon kuvvetine, oluşan çatlağın uzunluğuna, indentasyon izinin köşegen uzunluğuna ve değerlendirilen materyalin elastiklik modülüne göre değişebilmektedir [104, 106].

Elde edilen verilerle, aşağıdaki formül (Niihara formülü) kullanılarak $\text{MPa}\sqrt{\text{m}}$ cinsinden kırılma tokluğu K_{1C} hesaplanır [61, 94, 102]:

$$K_{1C} = 0,203 \times \left(\frac{c}{a}\right)^{-\frac{3}{2}} \times HV \times a^{-\frac{1}{2}} \quad (2.3)$$

K_{1C} - kırılma tokluğunu ($\text{MPa}\sqrt{\text{m}}$),

a - oluşan Vickers izinin uzunluğunu (μm),

c - oluşan çatlak uzunluğunu (μm),

HV - Vickers sertlik değerini ifade etmektedir [107].

2.11. Zirkonyum Dioksit Seramiklerin Optik Özelliklerinin Değerlendirilmesi

Zirkonyum dioksit seramiklerin optik özellikleri materyalin gren boyutu ve kimyasal içeriğinden etkilenmektedir. Doğal dişe en yakın görüntüyü elde etmek için doğru renk ve materyalin seçimi çok önemlidir [108, 109].

Renklerin matematiksel olarak hesaplanabilmesi için geliştirilmiş birçok sistem vardır. Diş hekimliğinde rengin objektif olarak belirlenmesinde ve değerlendirilmesinde yararlanılan, dünya çapında kabul görmüş renk sistemleri; Munsell (1905), CIE XYZ (1931), CIE $L^*a^*b^*$ ve CIEDE 2000 renk sistemleridir [110, 111].

Munsell renk sistemi en çok kullanılan renk tanımlama sistemidir. Bu sisteme göre renk üç değişkene - Hue (ana renk), Value (parlaklık) ve Chroma (yoğunluk) bağlı olup, HV/C şeklinde de ifade edilir [112-114].

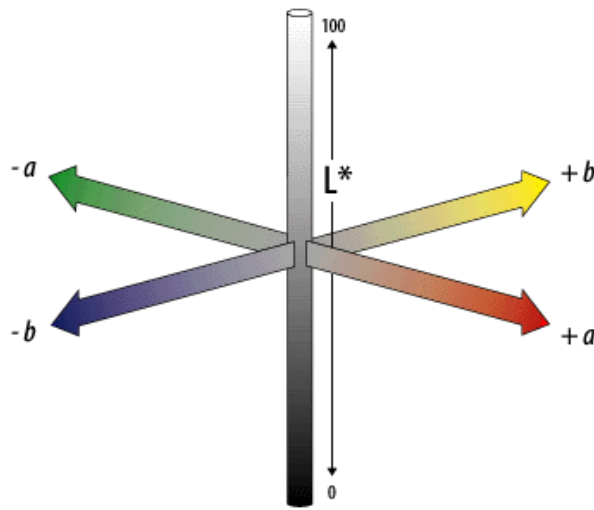
1931 yılında Comission International de L'eclairage (CIE, International Comission on Illumination) tarafından tanıtılan CIE XYZ sisteminde 3 parametre (X, Y ve Z) kullanılır. Standart bir gözlemci tarafından standart bir ışık kaynağı altında incelenen objenin renginin insan gözünde oluşturduğu spektral yansımanın tanımlanması ve koordinat değerlerinin hesaplanmasına dayanmaktadır. CIE sisteminde; X kırmızı, Y yeşil, Z mavi olmak üzere üç temel renk kullanılmaktadır. Bu parametrelerin kesişme yeri tristimulus koordinatı olarak adlandırılır. Bu tanıma göre renk, üç temel rengin (kırmızı, yeşil, mavi) çeşitli düzeylerde karışımının yansıması anlamına gelmektedir [115, 116].

CIE $L^*a^*b^*$ günümüzde en yaygın kullanılan renk sistemlerdendir [113]. 1976 yılında tanıtılan bu sistem Munsell sistemine göre daha belirleyici renk tanımlaması yapmaktadır

[114]. Renk üç koordinatla; L^* , a^* ve b^* ile tanımlanmaktadır. L - dikey eksen, cismin beyaz (+) ve siyah (-) arasındaki parlaklık veya açıklık koordinatlarını, a yatay eksen, kırmızı (+) ile yeşil (-) arasındaki yoğunluk koordinatlarını, b yatay eksen, sarı (+) ve mavi (-) arasındaki yoğunluk koordinatlarını gösterir (Şekil 2.13) [117, 118]. Mükemmel siyah rengin, L^* değeri 0 iken mükemmel beyaz rengin, L^* değeri ise 100'dür [119, 120]. a^* değeri pozitif ise kırmızılığı, negatif ise yeşilliği gösterir. Rengin yoğunluk koordinatlarını belirleyen b^* değeri arttıkça sarı renge, azaldıkça mavi renge yaklaşılr [118]. CIE $L^*a^*b^*$ renk sisteminin avantajı, küçük renk değişikliklerinin tespit edilebilmesidir [120].

Dijital renk ölçümlerinde son zamanlarda CIEDE 2000 formülü kullanılmaktadır. Bu formülle renk değişimi CIE $L^*a^*b^*$ sistemine göre daha hassas şekilde hesaplanmaktadır [121].

Günümüz diş hekimliğinde renk ölçümü yapmak amacıyla kolorimetre, spektoradyometre, spektrofotometre, dijital kamera ve görüntüleme sistemleri kullanılmaktadır [122].



Şekil 2.13.CIE $L^*a^*b^*$ renk sistemi

2.11.1. Kontrast oranının ölçülmesi

Kontrast oranı materyalin siyah (Y_S) ve beyaz (Y_B) zemin üzerindeki spektral yansımalarının oranıdır. Spektral yansıma miktarını ölçmek için dijital spektrofotometre ile materyalin L^* değeri tespit edilir. Aşağıdaki formül ile siyah ve beyaz zemin üzerinde Y değerleri hesaplanır [60, 123]:

$$Y = \left(\frac{L^* + 16}{116}\right)^3 \times Y_n \quad (2.4).$$

Y_n değeri, standartlaştırılarak 100 kabul edilmiştir [123].

Elde edilen Y_S ve Y_B değerleri kullanılarak aşağıdaki formül ile kontrast oranı belirlenir [60, 71, 123]:

$$KO = \frac{Y_S}{Y_B} \quad (2.5)$$

Y_S - siyah zemin üzerindeki spektral yansıma miktarını,

Y_B – beyaz zemin üzerindeki spektral yansıma miktarını ifade eder.

2.12. Zirkonyum Dioksit Seramiklerin Yüzey Özelliklerinin İncelenmesi

2.12.1. Gren boyutu analizi

Bu analiz; katı cisimlerin gren boyutu, dağılımı, şekli, konumu ve grenler arası ilişkilerin incelenmesinde kullanılan analitik bir yöntemdir. Arkeoloji ve jeolojide sık sık kullanılan rutin laboratuvar işlemlerinden biridir. Gren boyutu, katı maddelerin yoğunluk, geçirgenlik, yüzey dokusu gibi birçok özelliğini direkt etkilemektedir [124]. Gren boyutu analizi net ve yüksek çözünürlüklü SEM görüntüleri üzerinden yapılmaktadır. Elde edilen görüntüler üzerinde uygun yazılım programları kullanılarak gren boyutu ölçümleri gerçekleştirilir [64].

2.12.2. Taramalı Elektron Mikroskobu/Enerji Dağılımlı X-ışını Spektrometresi (SEM/EDS) Analizi

SEM analizi, katı cisimlerin yüzey özelliklerinin değerlendirilmesi amacıyla uygulanmaktadır. SEM'in çalışma prensibi, değerlendirilen cisim üzerine yönlendirilen elektron demetinin yüzeydeki elektronlarla etkileşimi sonucunda X-ışını oluşturmaları ve yansıyan sinyallerin özel dedektörler tarafından algılanarak görüntü oluşturulması esasına dayanır [125]. İncelenecek örnek yüzeyleri iletkenliği sağlamak amacıyla ince bir metal (altın veya palladyum) ile kaplanmalıdır [10, 64, 71, 126].

Ayırım gücü, odak derinliği, görüntü ve analizi birleştirme özellikleri sayesinde SEM, araştırmalarda sıklıkla kullanılmaktadır [127]. SEM ile materyal yüzeyi yüksek büyütmelemlerde taranabilir. Bu sayede yüksek çözünürlükte görüntüler elde edilmesi mümkündür. SEM analizi sırasında oluşan X-ışınları materyalde herhangi bir hasara yol açmadığı için aynı materyal defalarca incelenebilir. Bu avantajlarından dolayı SEM araştırmalarda sıklıkla kullanılmaktadır [127-129].

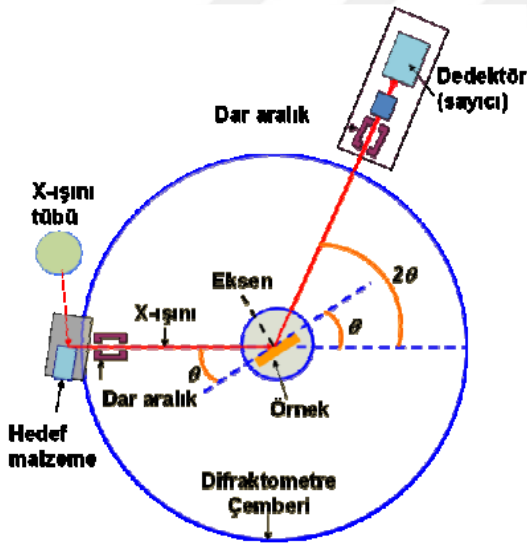
EDS analizi, materyal yüzeyinin nanometre düzeyinde iki boyutlu topografik görüntüsünün elde edilmesinde ve yüzeyin kimyasal kompozisyonunun belirlenmesinde kullanılmaktadır. SEM ile yapılan EDS analizi, materyal üzerine elektron demeti yönlendirilerek gerçekleştirilir. Bu elektronların bazıları materyalin içindeki elektronlar ile çarpışarak onların yörüngelerinden çıkmasına sebep olur. Yörüngesinden çıkan elektronun yerini doldurmak için X-ışınları yayan yüksek enerjili elektronlar devreye girer. Yayılan X-ışınları analiz edilerek, materyalin elemental kompozisyonu hakkında bilgi edinilir [130-132].

2.12.3. Atomik Kuvvet Mikroskobu (AFM)

Atomik Kuvvet Mikroskobu (AFM) materyallerin yüzey analizi amacıyla yaygın kullanılan nanoteknolojik bir yöntemdir. AFM, çalışma prensibine göre bir temaslı profilometre yöntemidir. İncelenecek materyal yüzeyine hassas nanometrik iğne uç yardımıyla minimal düzeyde kuvvet iletilir ve yüzey taraması yapılır. Yüzeyi incelenen materyale ait veriler, bir bilgisayar yazılımı aracılığıyla düzenlenerek ya örnek yüzeyinin topografik görüntüsü elde edilir ya da iğne uç ve örnek yüzeyi arasındaki etkileşimler değerlendirilir [29]. Temel olarak kontrol ve bilgisayar üniteleri, piezoelektrik tüp ve hassas iğne uca sahip olan AFM ile, X, Y ve Z düzlemlerinde ölçüm yapılabilmektedir [129]. AFM hem yüzeyin üç boyutlu görüntüsünü verir, hem de yüzey pürüzlülüğünü rakamsal olarak kaydeder. Diğer yüzey pürüzlülüğü ölçme yöntemleri ile kıyaslandığında, AFM ile incelenen alan çok küçük olduğu için taranan bölgeyi yeniden bulmak çok zordur [133, 134]. AFM, materyallerin faz değişikliklerini, elektrik iletkenliklerini ve manyetik farklılıklarını saptamada kullanılabilmektedir [135].

2.12.5. X-ışını Kırınımı (X-Ray Diffraction - XRD) analizi

X- ışını difraksiyonu (X – Ray Diffraction, XRD) analizi, materyale herhangi bir zarar vermeden materyalin kimyasal ve kristalografik mikroyapısı ile ilgili detaylı bilgi elde etmeye yarar. Materyalin faz içeriğini, gren boyutunu, kimyasal kompozisyonunu, atomik dizilim ve yerleşimini belirlemede; sıcaklık, basınç gibi çeşitli fiziksel değişikliklerin faz değişimlerine etkisini değerlendirmede kullanılmaktadır [69, 129]. XRD analizinde, dalga boyu sabit X-ışınları kullanılır. X-ışınları kristal yapı içerisinden geçerken difraksiyon meydana gelir. Difraktometre, incelenen materyaldeki difraksiyonların en fazla olduğu açıları tespit ederek kristal yapı ile ilgili detaylı bilgi elde edilmesini sağlar. İnce grenlerden oluşan polikristalin materyaller için en çok kullanılan difraksiyon tekniği monokromatik X-ışınıdır. Difraktometrenin çalışma prensibi iletilen monokromatik X-ışınının sabit hızla hareket eden bir dedektör tarafından algılanması esasına dayanır. Dedektör, θ açısı ile örnek yüzeyine gelip 2θ açısı (difraksiyon açısı) ile yansıyan X-ışınlarının yoğunluğunu kaydetmektedir [29, 103, 136].



Şekil 2.14. X-ışını difraktometre cihazının şematik görünümü [137]

3. GEREÇ VE YÖNTEM

Bu in-vitro çalışmada; üç nokta bükülme dayanımı testi, kontrast oranı analizi Ankara Üniversitesi Diş hekimliği Fakültesinin Bilimsel Araştırmalar Laboratuvarında, Vickers sertlik testi Gazi Üniversitesi Metalürji ve Malzeme Mühendisliği Fakültesinin Mekanik Testler Laboratuvarında, SEM/EDS, AFM ve XRD analizleri Orta Doğu Teknik Üniversitesi Merkezi Laboratuvar'da gerçekleştirildi.

Bu çalışmada 2 farklı pre-sinterize Y-TZP seramik blok: InCoris TZI (Sirona Dental Systems GmbH Bensheim, Almanya) ve InCoris ZI (Sirona Dental Systems GmbH Bensheim, Almanya) kullanıldı (Resim 3.1). Bu bloklarla ilgili bilgiler Çizelge 3.1'de verildi.



Resim 3.1. Incoris TZI ve Incoris ZI zirkonyum dioksit seramik bloklar

Çizelge 3.1. Çalışmada kullanılan zirkonyum dioksit seramik bloklar ve bilgileri

Materyal	Ticari isim	Üretim No	Üretici firma	İçerik
Monolitik zirkonyum dioksit seramik	InCoris TZI	3314000164	Sirona Dental Systems GmbH Bensheim, Almanya	$ZrO_2+HfO_2+Y_2O_3: \geq 99.0\%$ $Y_2O_3: > 4.5 - \leq 6.0\%$ $HfO_2: \leq 5\%$ $Al_2O_3: \leq 0.5\%$ Diğer oksitler: $\leq 0.5\%$
Zirkonyum dioksit seramik	InCoris ZI	3314000258	Sirona Dental Systems GmbH Bensheim, Almanya	$ZrO_2+HfO_2+Y_2O_3: \geq 99.0\%$ $Y_2O_3: > 4.5 - \leq 6.0\%$ $HfO_2: \leq 5\%$ $Al_2O_3: \leq 0.5\%$ $Fe_2O_3 \leq 0.3\%$

Bu çalışmada; konvansiyonel, hızlı ve süper hızlı sinterleme prosedürlerinin ve hızlı yaşlandırma işleminin zirkonyum dioksit seramikler üzerindeki etkileri değerlendirildi. Bu amaçla, uygulanan sinterleme prosedürlerinin, örneklerin bükülme dayanımı (3 nokta bükülme dayanımı testi), yüzey sertliği (Vickers sertlik ölçme testi), kırılma tokluğu, kontrast oranı ve gren boyutu üzerindeki etkisi hızlı yaşlandırma öncesinde ve sonrasında değerlendirildi. Örneklerin yüzey özellikleri SEM/EDS ve AFM analizi ile, sinterleme prosedürlerinin faz değişimine etkisi XRD analizi ile değerlendirildi. Örnekler otoklavda 134°C sıcaklıkta, 2 bar basınç altında 5 saat süresince hızlı yaşlandırma uygulandı.

3.1. Örneklerin Hazırlanması

Incoris TZI ve Incoris ZI zirkonyum dioksit bloklardan, uygulanacak her test yöntemi için uygun boyutlarda ve sayıda örnek düşük hızlı kesit alma cihazında (Microcut 201, Metkon Instruments Inc., Bursa, Türkiye) 0,4 mm kalınlığında elmas separe ile su soğutması altında kesildi (Resim 3.2).

Firma tarafından InCoris TZI ve InCoris ZI zirkonyum dioksit bloklar için ortalama %23 sinterizasyon büzülmesi bildirilmiştir [81, 82]. Örnekler, %23 sinterizasyon büzülmesi göz önünde bulundurularak elde edilmek istenen final örnek boyutundan %23 oranda daha büyük boyutta kesildi. Örnek boyutlarını kontrol etmek için dijital kumpas kullanıldı.



Resim 3.2. Düşük hızlı kesit alma cihazı

Örnek yüzeyleri 600 ve 1000 grit silikon karbid (SiC) zımparalar ile zımpara ve polisaj cihazında (Metkon Gripo 2V, Bursa, Türkiye) su altında zımparalandı (Resim 3.3).



Resim 3.3. Zımpara – polisaj makinesi

3.1.1. Örneklerin sinterlenmesi

Elde edilen örnekler 3 gruba ayrıldı. Her gruba konvansiyonel, hızlı ve süper hızlı sinterleme prosedürlerinden biri uygulandı. Sinterizasyon için InFire HTC Speed (Sirona Dental Systems GmbH Bensheim, Almanya) sinterleme fırını kullanıldı (Resim 3.4). Sinterleme parametreleri üretici firma talimatları [84] doğrultusunda belirlendi. Sinterleme prosedürlerinin detayları aşağıda verilmiştir.

- **Konvansiyonel sinterleme:** Bu gruptaki örnekler 25 °C/dk hızla 800 °C'ye kadar, sonra 15 °C/dk hızla 1510 °C'ye kadar ısıtıldı ve bu sıcaklıkta 120 dk bekletildi. Sonrasında 30 °C/dk hızla 200 °C'ye kadar soğutularak fırından çıkarıldı. Toplam sinterleme süresi 4 saattir.
- **Hızlı sinterleme:** Bu gruptaki örnekler 99 °C/dk hızla 1100 °C'ye kadar, sonrasında 50 °C/dk hızla ise 1510 °C'ye kadar ısıtılarak, bu sıcaklıkta 30 dk bekletildi. Takiben 99 °C/dk hızla 800 °C'ye kadar soğutulup 5 dk fırında bekletildikten sonra fırından çıkarıldı. Toplam sinterleme süresi 60 dk'dır.

- Süper hızlı sinterleme: Bu gruptaki örnekleri önceden 1580 °C'ye kadar ısıtılmış fırına yerleştirilip, 10 dk bekletildikten sonra fırından çıkarıldı. Toplam sinterleme süresi 10 dk'dır.

Sinterlemeyi takiben yüzey standardizasyonu sağlamak amacı ile örnekler sırasıyla 600, 800, 1000 ve 1200 grit SiC zımparalar ile su altında polisajlandı. Örneklerin final ölçüleri dijital kumpasla kontrol edildi. Örnekler ultrasonik temizleme cihazında (Erosonic Energy, Euronda, Vincenza, İtalya) 10 dk distile suda bekletildi.



Resim 3.4 .InFire HTC Speed sinterleme fırını

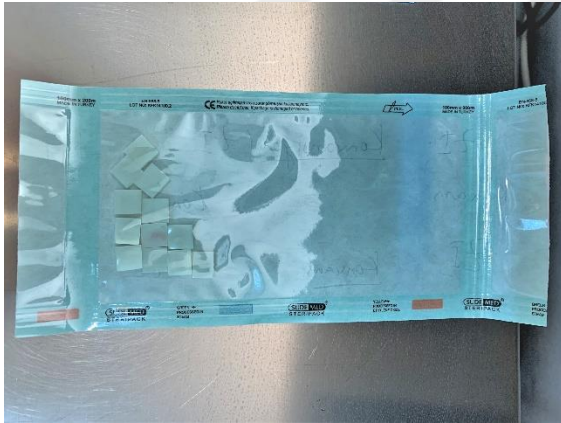
3.1.2. Örneklerin yaşlandırılması

Her test grubundaki örneklerin yarısına Gazi Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Merkezi Sterilizasyon Biriminde, ISO 13356:2008 standardına [93] göre (ERS 6613D model, Eryiğit Tıbbi Cihazlar AŞ, Türkiye) 134 °C sıcaklık ve 2 bar basınç altında 5 saat otoklavda hızlı yaşlandırma uygulandı (Resim 3.5).



Resim 3. 5. Otoklav

Örnekler otoklavda yaşlandırılmadan önce sterilizasyon poşetlerine yerleştirildi. Sterilizasyon poşetinin kenarları ısı altında presleme ile kapatıldı. (Resim 3.6).



Resim 3.6. Sterilizasyon poşetine yerleştirilip paketlenen örnekler

Yaşlandırma için otoklavda 1 saat 35 dakikalık program ayarlandı. Bu programda örneklerin 134 °C sıcaklık ve 2 bar basıncın stabil kaldığı süre yaklaşık 1 saattir. Örnekler 5 kez ard arda bu programda bekletilerek 5 saatlik hızlı yaşlandırma protokolü sağlandı (Resim 3.7).



Resim 3.7. Otoklava yerleştirilen örnekler

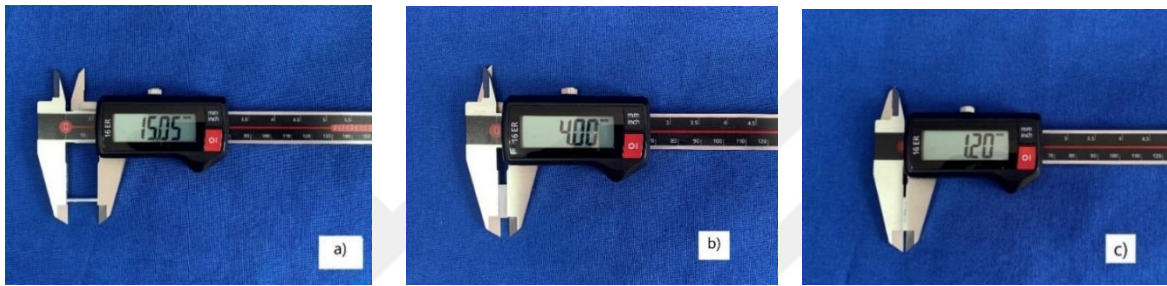
Bu çalışmada oluşturulan deney grupları Çizelge 3.2’de gösterilmiştir.

Çizelge 3.2. Deney gruplarının dağılımı

Deney Grupları	Materyal	Sinterleme	Yaşlandırma
Grup I	<i>InCoris TZI</i>	<i>Konvansiyonel</i>	<i>Yok</i>
Grup II	<i>InCoris TZI</i>	<i>Konvansiyonel</i>	<i>Var</i>
Grup III	<i>InCoris TZI</i>	<i>Hızlı</i>	<i>Yok</i>
Grup IV	<i>InCoris TZI</i>	<i>Hızlı</i>	<i>Var</i>
Grup V	<i>InCoris TZI</i>	<i>Süper Hızlı</i>	<i>Yok</i>
Grup VI	<i>InCoris TZI</i>	<i>Süper Hızlı</i>	<i>Var</i>
Grup VII	<i>InCoris ZI</i>	<i>Konvansiyonel</i>	<i>Yok</i>
Grup VIII	<i>InCoris ZI</i>	<i>Konvansiyonel</i>	<i>Var</i>
Grup IX	<i>InCoris ZI</i>	<i>Hızlı</i>	<i>Yok</i>
Grup X	<i>InCoris ZI</i>	<i>Hızlı</i>	<i>Var</i>
Grup XI	<i>InCoris ZI</i>	<i>Süper Hızlı</i>	<i>Yok</i>
Grup XII	<i>InCoris ZI</i>	<i>Süper Hızlı</i>	<i>Var</i>

3.2. Üç Nokta Bükülme Dayanımı Testi

Üç nokta bükülme dayanımı testi için 72 adet InCoris TZI ve 72 adet InCoris ZI olmak üzere toplam 144 adet örnek hazırlandı. ISO 6872:2015 standardına [138] göre $15 \pm 0,2$ mm uzunluk, $4 \pm 0,2$ mm genişlik, $1,2 \pm 0,2$ mm kalınlığında dikdörtgen örnekler hazırlandı (Resim 3.8). Her materyal grubundaki örnekler 3 gruba ayrılarak konvansiyonel (n=24), hızlı (n=24) veya süper hızlı sinterleme (n=24) prosedürleri uygulandı. Her sinterleme grubundaki örneklerin yarısına hızlı yaşlandırma uygulandı.



Resim 3.8. Üç nokta bükülme dayanımı testi için hazırlanan örneklerin boyutları: a) örnek uzunluğu; b) örnek genişliği; c) örnek kalınlığı

Örneklere; kuru ortamda, oda sıcaklığında ($22 \pm 1^\circ\text{C}$) Universal Test Cihazında (Lloyd LRX, Lloyd Instruments Ltd., Hampshire, İngiltere) 3 nokta bükülme dayanımı testi uygulandı (Resim 3.9). Destekler arasındaki mesafe 10 mm olarak ayarlandı. Örnekler kırılana kadar 1 mm/dk hızla kuvvet uygulandı. Kırılma anındaki kuvvet Newton (N) cinsinden kaydedildi. Bükülme direncini (σ) Megapaskal (MPa) cinsinden hesaplamak için aşağıdaki formül kullanıldı:

$$\sigma = \frac{3Pl}{2wb^2} \quad (3.1),$$

P – kırılma anında uygulanan yükü (N),

l – destekler arasındaki mesafeyi (mm),

w – örneklerin genişliğini (mm),

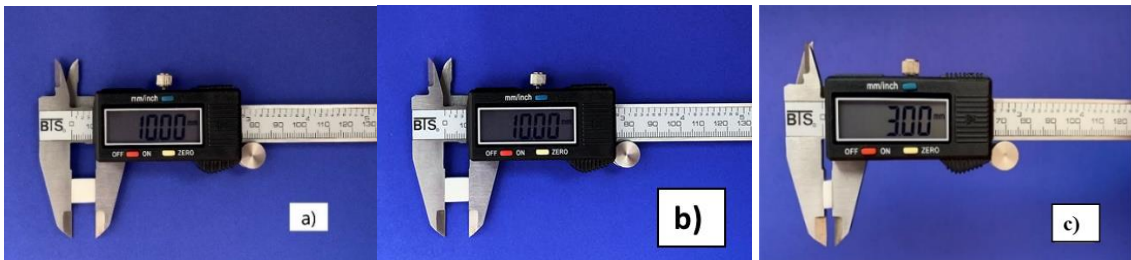
b – örneklerin kalınlığını (mm) göstermektedir.



Resim 3.9. Universal test cihazı

3.3. Vickers Sertlik Testi ve Kırılma Tokluğu

Vickers sertlik testi için 72 adet InCoris TZI ve 72 adet InCoris ZI olmak üzere toplam 144 adet $10 \times 10 \times 3$ mm boyutlarında örnek hazırlandı (Resim 3.10). Her materyale ait örnekler 3 gruba ayrılarak konvansiyonel ($n=24$), hızlı ($n=24$) veya süper hızlı sinterleme ($n=24$) prosedürleri uygulandı. Her sinterleme grubundaki örneklerin yarısına hızlı yaşlandırma uygulandı.

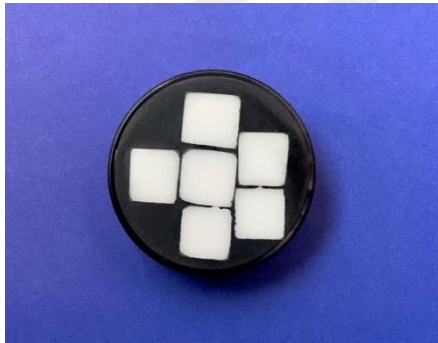


Resim 3.10. Vickers sertlik testi için hazırlanan kare şeklindeki örneklerin boyutları:
a) örnek uzunluğu; b) örnek genişliği; c) örnek kalınlığı

Vickers sertlik testi öncesinde örnekler altılı gruplar halinde test yüzeyi açıkta kalacak şekilde sıcak bakalit cihazında (ATM, Opal 460 GmbH, Almanya) bakalit ile kalıplandı (Resim 3.11; 3.12).



Resim 3.11. Sıcak bakalit cihazı



Resim 3.12. Bakalit ile kalıplanan örnekler

Test yüzeylerine taşan bakalit fazlalıkları zımpara ve polisaj cihazında (ATM, Saphir 520, Almanya) su soğutması altında 1200 grit SiC zımpara ile yüzeyden uzaklaştırıldı.

Örneklere Vickers sertlik cihazının (Duravision 2000, EMCO-TEST GmbH, Almanya) ucu ile 10 sn boyunca 98 N kuvvet uygulandı (Resim 3.13). Örnek yüzeyinde oluşan izin boyutları ölçülerek ISO 6507-1 standartına [139] göre Vickers sertliği hesaplandı (Resim 3.14). Her örnek için üç noktadan ölçüm yapıldı.

$$HV = 0,1891 \times \frac{F}{(2a)^2} \quad (3.2),$$

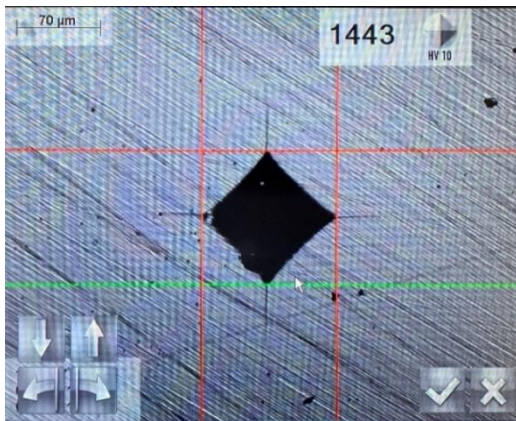
HV – Vickers sertlik değeri (HV),

F – örnek yüzeyine uygulanan kuvveti (N),

2a – oluşan izin köşegen uzunluğunu (mm) ifade etmektedir.



Resim 3.13. Vickers sertlik ölçme cihazı



Resim 3.14. Vickers indantasyon kırığının ve kırık sonucu oluşan çatlakların optik mikroskop altındaki görüntüsü

Vickers sertlik değerleri belirlendikten sonra Niihara formülüne göre kırılma tokluğu değerleri $\text{MPa}\times\sqrt{\text{m}}$ cinsinden hesaplandı.

$$K_{1C} = 0,203 \times \left(\frac{c}{a}\right)^{-\frac{3}{2}} \times HV \times a^{-\frac{1}{2}} \quad (3.3);$$

K_{1C} - kırılma tokluğunu ($\text{MPa}\times\sqrt{\text{m}}$),

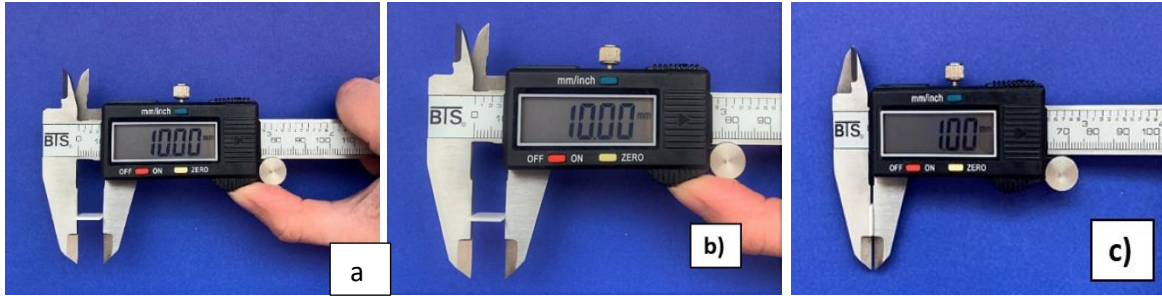
a - oluşan Vickers izinin uzunluğunu (μm),

c - oluşan çatlak uzunluğunu (μm),

HV - Vickers sertlik değerini ifade etmektedir.

3.4. Kontrast Oranının Belirlenmesi

Kontrast oranını belirlemek için InCoris TZI ve InCoris ZI seramik materyallerinin her birinden 72 adet olmak üzere toplam 144 adet örnek elde edildi (Resim 3.16). Her materyale ait örnekler 3 gruba ayrılarak konvansiyonel (n=24), hızlı (n=24) ve süper hızlı sinterleme (n=24) prosedürleri uygulandı. Her sinterleme grubundaki örneklerin yarısına hızlı yaşlandırma uygulandı, diğer yarısına ise yaşlandırma uygulanmadı.



Resim 3.15. Kontrast oranının değerlendirilmesi için kare şeklinde hazırlanan örneklerin boyutları: a) örnek uzunluğu, b) örnek genişliği, c) örnek kalınlığı

Her örnek için L renk koordinatları ISO 2471:2008 standardına [140] uygun olarak bir dijital spektrofotometre (Easysshade Compact, Vita Zahnfabrik, Bad Sackingen, Almanya) yardımı ile ölçüldü (Resim 3.16). Ölçümler hem siyah hem de beyaz zemin üzerinde yapıldı. Her ölçüm öncesinde cihaz kalibre edildi. Ölçümler D65 ışık kaynağı altında yapıldı. Her örnek için üç farklı noktadan ölçüm yapıldı.



Resim 3.16. Dijital spektrofotometre

Kontrast oranının hesaplanması için aşağıdaki denklem kullanıldı.

$$KO = \frac{Y_S}{Y_B} \quad (3.4)$$

Y_S – siyah zemin üzerinde elde edilen spektral yansıma miktarını,

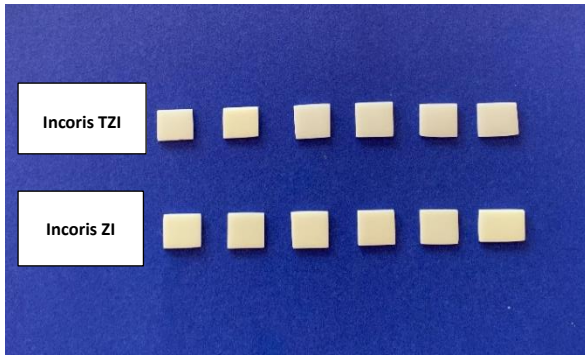
Y_B – beyaz zemin üzerindeki spektral yansıma miktarını ifade etmektedir.

Y 'nin hesaplanmasında kullanılan denklem ise:

$$Y = \left(\frac{L^* + 16}{116} \right)^3 \times 100 \quad (3.5).$$

3.5. Gren Boyutu Ölçümü

Gren boyutu ölçümü için $8 \times 6 \times 1$ mm boyutlarında 6 adet InCoris TZI ve 6 adet InCoris ZI örnek hazırlandı (Resim 3.17). Örnekler konvansiyonel ($n=2$), hızlı ($n=2$) veya süper hızlı ($n=2$) sinterleme prosedürleri uygulandı. Her sinterleme grubundaki örneklerin yarısına hızlı yaşlandırma uygulandı.



Resim 3.17. Gren boyutu analizi için hazırlanan örnekler

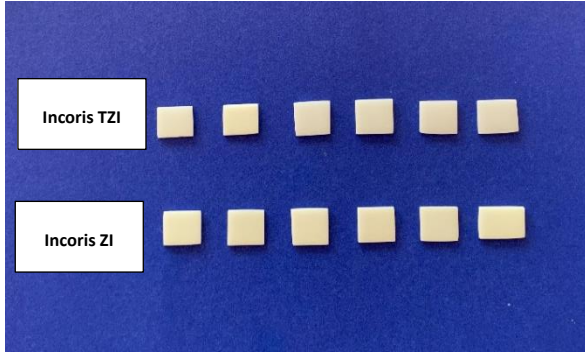
Örneklerin gren boyutu analizi taramalı elektron mikroskobu (QUANTA 400F Field Emission SEM) ile yapıldı. Örnek yüzeyleri elektriksel iletkenliği artırmak için 3 nanometre (nm) kalınlığında altın – palladyum (Au - Pd) alaşımıyla kaplandı. Örnek yüzeyleri 50000× magnifikasyonla analiz edildi (Resim 3.18). Özel bilgisayar yazılımı (Image J software, <https://imagej.nih.gov/ij/>) kullanılarak her SEM görüntüsü üzerinde 10 adet gren seçilip boyutu ölçüldü ve nm cinsinden kaydedildi.



Resim 3.18. Taramalı Elektron Mikroskobu

3.6. SEM/EDS analizi

Örneklerin elemental kompozisyonunu değerlendirmek amacıyla SEM/EDS analizi yapıldı. SEM/EDS analizi için 8×6×1 mm boyutlarında 6 adet InCoris TZI ve 6 adet InCoris ZI örnek hazırlandı (Resim 3.19). Örnekler konvansiyonel (n=2), hızlı (n=2) veya süper hızlı (n=2) sinterleme prosedürleri uygulandı. Her sinterleme grubundaki örneklerin yarısına hızlı yaşlandırma uygulandı.



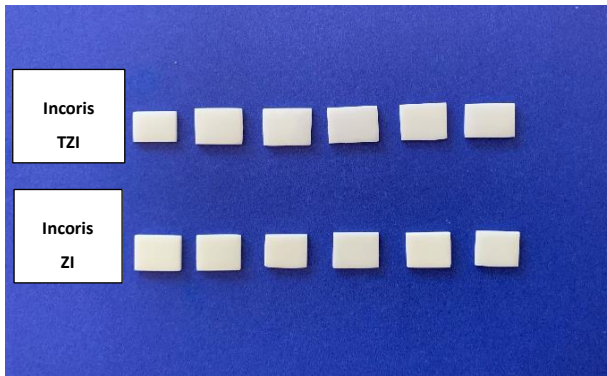
Resim 3.19. SEM/EDS analizi için hazırlanan örnekler

Örnek yüzeyleri elektriksel iletkenliği artırmak için 3 nanometre (nm) kalınlığında altın – palladyum (Au - Pd) alaşımıyla kaplandı. Enerji Dispersif X-ışını Spektrometresi (EDS) ünitesinin bağlı olduğu taramalı elektron mikroskopunda EDS analizi gerçekleştirildi. Örneklerin Zr, Hf, Y, C, O element içeriği (% ağırlık) değerlendirildi.

3.7. AFM Analizi

AFM analizi için $8 \times 7 \times 1,2$ mm boyutlarında 6 adet InCoris TZI ve 6 adet InCoris ZI örnek hazırlandı (Resim 3.20). Örnekler konvansiyonel ($n=2$), hızlı ($n=2$) veya süper hızlı ($n=2$) sinterleme prosedürleri uygulandı. Her sinterleme grubundaki örneklerin yarısına hızlı yaşlandırma uygulandı.

Örnek yüzeyleri kontakt modda 1 Hz sabit tarama hızıyla 10×10 μm büyüklüğündeki alan taranarak AFM ile (Veeco MultiMode V, Santa Barbara, CA, ABD) ile analiz edildi (Resim 3.22).



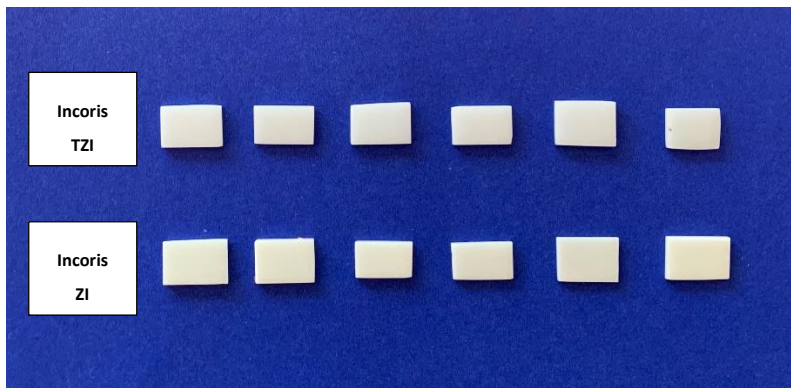
Resim 3.20. AFM analizi için hazırlanan örnekler



Resim 3.21. Atomik Kuvvet Mikroskobu

3.8. XRD Analizi

XRD analizi için $10 \times 7 \times 1,5$ mm boyutlarında 6 adet InCoris TZI ve 6 adet InCoris ZI örnek hazırlandı (Resim 3.22). Örnekler konvansiyonel ($n=2$), hızlı ($n=2$) veya süper hızlı ($n=2$) sinterleme prosedürleri uygulandı. Her sinterleme grubundaki örneklerin yarısına hızlı yaşlandırma uygulandı.



Resim 3.22. X-ışını Kırınımı (XRD) analizi için hazırlanan örnekler



Resim 3.23. XRD cihazı

XRD analizi monokromatik $\text{CuK } \alpha$ ışını kullanan X-ışını difraktometresi (Rigaku Ultima-IV, Japonya) ile yapıldı (Resim 3.23). 30 mA akım ve 40 kV voltaj, $0,02^\circ$ adım aralığı ve $0,6^\circ/\text{dk}$ tarama hızıyla $20 - 40^\circ$ 2θ açıları arasında tarama yapıldı. Elde edilen XRD grafikleri şeklinde kaydedildi. Her örneğin monoklinik ve tetragonal faz yoğunluğun arttığı alanlardaki en yüksek pik değerleri ve bu değerlerin izlendiği difraksiyon açıları tespit edildi.

Monoklinik ve tetragonal faz miktarları Garvie ve Nicholson yöntemi [141] ile aşağıdaki denklem kullanılarak hesaplandı:

$$X_m = \frac{I_m(-111) + I_m(111)}{I_m(-111) + I_m(111) + I_t(101)} \quad (3.6).$$

X_m – monoklinik faz oranını,

$I_m(-111)$ – $28,2^\circ$ difraksiyon açısındaki monoklinik pik yoğunluğunu,

$I_m(111)$ – $31,2^\circ$ difraksiyon açısındaki monoklinik pik yoğunluğunu,

$I_t(101)$ – $30,5^\circ$ difraksiyon açısındaki tetragonal pik yoğunluğunu ifade etmektedir.

Monoklinik ve tetragonal faz hacim oranı Toraya ve diğerlerinin yöntemi [142] ile aşağıdaki denklemler kullanılarak hesaplandı:

$$V_m = \frac{1,311 \times X_m}{1 + 0,311 \times X_m} \quad (3.7).$$

$$V_t = 1 - V_m \quad (3.8).$$

V_m – monoklinik faz hacim oranını,

V_t – tetragonal faz hacim oranını ifade etmektedir.

3.9. İstatistiksel analiz

Farklı sinterleme prosedürlerinin ve hızlı yaşlandırma işleminin zirkonyum dioksit seramiklerin bükülme dayanımı, yüzey sertliği, kırılma tokluğu, kontrast oranı ve gren boyutu üzerindeki etkilerini değerlendirmek için yapılan test ve ölçümlerden elde edilen verilerin istatistik analizi Minitab (Minitab version 16, State Collage, Pennsylvania, USA) programı ile yapıldı. Çalışmada kullanılan materyaller, sinterleme prosedürleri ve yaşlandırma bağımsız değişkenler olarak kabul edildi. Bükülme dayanımı, yüzey sertliği, kırılma tokluğu, kontrast oranı ve gren boyutu değerleri bağımlı değişkenler olarak kabul edildi. Deney gruplarındaki gözlem sayısı yeterli olduğundan parametrik çok yönlü ANOVA analizi yapıldı. ANOVA analizinin gerektirdiği normallik varsayımının sağlanıp sağlanmadığı Anderson-Darling testi ile analiz edildi. Varyansların homojenliği Levene ve çoklu karşılaştırma testleri ile değerlendirildi. Materyal ve yaşlandırma işlemleri iki faktörlü bağımsız değişkenler olduğundan grup içi çoklu karşılaştırma testleri yapılmadı. Çalışmanın bağımsız değişkenlerinden biri olan sinterleme değişkeni üç faktörlü değişken olduğu için grup içi istatistiksel olarak anlamlı farklılık olması durumunda Tukey post-hoc analizi uygulandı. Materyal, sinterleme ve yaşlandırma işlemlerinin bağımlı değişkenler üzerindeki ana etkilerinin yanı sıra bu parametrelerin üçlü etkileşim etkileri de değerlendirildi. Tip I hatanın önüne geçilmesi için Bonferonni düzeltmesi yapıldı. Sonuçlar $p < 0,05$ düzeyinde istatistiksel olarak anlamlı kabul edildi.



4. BULGULAR

Anderson – Darling test sonuçlarına göre bükülme dayanımı, kırılma tokluğu, kontrast oranı ve gren boyutu verilerinin normal dağılım sergilediği saptandı ($p<0,05$). Vickers yüzey sertliği verilerinin normal dağılım varsayımı sağlamadığı tespit edildi ($p=0,18$). Levene testi sonuçlarına göre Vickers yüzey sertliği, kırılma tokluğu, kontrast oranı verilerinin homojen dağılım gösterdiği bulundu ($p<0,05$). Bükülme dayanımı ve gren boyutu verilerinin homojen dağılım varyansına sahip olmadığı saptandı (sırasıyla $p=0,423$; $p=0,192$). Çoklu karşılaştırma testi sonuçlarına göre Vickers yüzey sertliği, kontrast oranı, gren boyutu verileri homojen dağılım sergilediği ($p<0,05$), bükülme dayanımı ve kırılma tokluğu verilerinin homojen dağılım varyansına sahip olmadığı tespit edildi (sırasıyla, $p=0,428$; $p=0,082$). Varyanslar eşit olmadığı için klasik F istatistiği yerine bunun revize edilmiş versiyonu olan Welch istatistiği kullanılarak verilerin istatistiksel analizi amacıyla ANOVA testi uygulandı.

4.1. Üç Nokta Bükülme Dayanımı Testi

Çizelge 4.1.'de örneklerin üç nokta bükülme dayanımı değerleri (MPa) gösterildi.

Üç nokta bükülme dayanımı testi sonuçlarına göre materyaller (InCoris TZI, InCoris ZI) arasında istatistiksel olarak anlamlı fark bulunmadı ($F=0,01$; $p=0,932$). Farklı sinterleme prosedürlerinin (konvansiyonel, hızlı, süper hızlı) bükülme dayanımı üzerinde istatistiksel olarak anlamlı farka sebep olmadığı bulundu ($F=0,35$; $p=0,707$). Hızlı yaşlandırma grupları arasında istatistiksel olarak anlamlı fark oluşturdu ($F=10,28$; $p<0,05$). Materyal, sinterleme prosedürü, yaşlandırma işlemlerinin üçlü etkileşimlerinin bükülme dayanımı değerleri üzerinde istatistiksel olarak anlamlı olmadığı tespit edildi ($F=0,89$; $P=0,414$).

Çizelge 4.2.'de ortalama üç nokta bükülme dayanımı değerleri (MPa) ve standart sapmalar gösterildi.

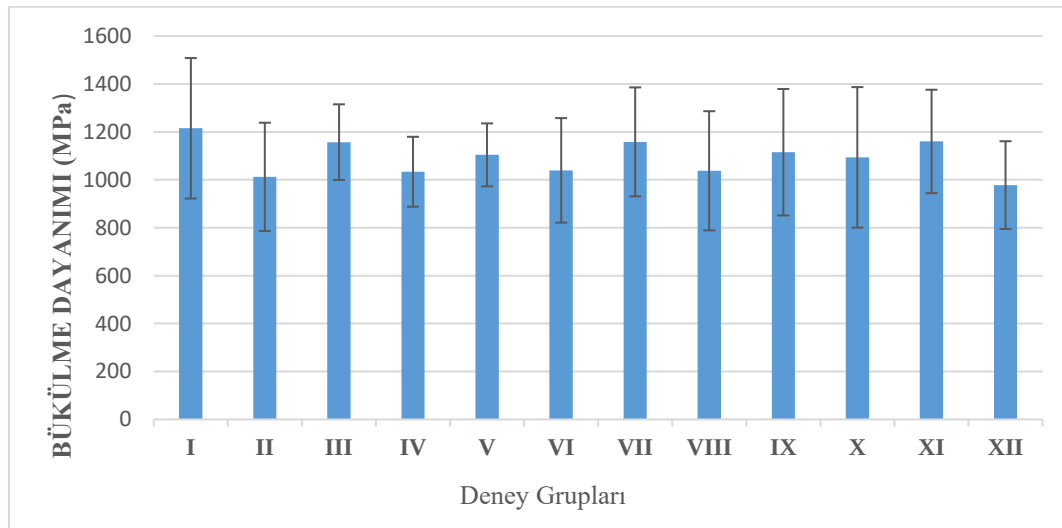
Çizelge 4.1.Üç nokta bükülme dayanımı değerleri (MPa)

	Örnek No											
	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10	11	12
Grup I	1434,2	1343,1	1391	1282,4	815,9	1772,2	1492,5	1052,2	1246,1	893,3	879,8	979,4
Grup II	1383,9	819,6	947,18	903,1	850,6	925,6	1010	921,4	871,3	6282,1	1563,2	939,9
Grup III	927,4	1113,7	1224,7	1211,4	1278,6	1021,2	1285,1	1280	940,2	1312,4	1341,9	952,1
Grup IV	742,5	895,9	1027,3	967,2	1170,1	1068,9	1210,6	1203,5	1114,2	1040,3	851,2	1112,6
Grup V	1197,4	1028,6	1027,1	1201,9	919	973,5	1081,6	1426,3	1120,8	1068,6	1138,6	1066,5
Grup VI	1013,8	1381,5	1171,4	599,5	792,9	956,1	1156,6	867,7	1215,1	1250,1	1100,7	969,2
Grup VII	1108,9	832,3	1250,6	1547,1	1575,9	1294,8	1094,1	1005,3	1082	1177,3	964,3	969,3
Grup VIII	747,8	1024,1	1016,7	955,3	1045,3	1152,1	1187,6	1038	685,1	1136,2	1646,9	817,5
Grup IX	1057,3	1461,2	811,4	1356,6	1095,4	883,7	711	1102,2	954,2	1115,3	1233,9	1600,6
Grup X	692,1	984,3	1156,3	1648,5	1607,5	953,3	884,6	925,3	798,4	1140,9	1220,8	1112,1
Grup XI	1501,2	1081,1	1200,2	1302,6	945,5	1345,6	1243,8	722,1	1075,3	938	1318,2	1248,3
Grup XII	1402,4	961,6	970,1	938,3	823,3	1081,9	886,1	914,1	715	1146	807,4	1090,6

Çizelge 4.2. Ortalama üç nokta bükülme dayanımı değerleri (MPa) ve standart sapmalar

Grup	Ortalama	St. Sapma
I	1215	293
II	1012	226
III	1157	158
IV	1033	146
V	1104	131
VI	1040	218
VII	1159	227
VIII	1038	249
IX	1115	264
X	1094	293
XI	1160	216
XII	978	183

Şekil 4.1’de grupların ortalama üç nokta bükülme dayanımı (MPa) ve standart sapma değerleri gösterildi.



Şekil 4.1. Grupların ortalama üç nokta bükülme dayanımı (MPa) ve standart sapma değerleri

4.2. Vickers Sertlik Testi

Çizelge 4.3.'te örneklerin Vickers sertlik değerleri (HV) gösterildi.

Vickers sertlik değerlerine göre materyaller (InCoris TZI, InCoris ZI) arasında istatistiksel olarak anlamlı fark bulundu ($F=4,99$, $p<0,05$). Farklı sinterleme prosedürleri (konvansiyonel, hızlı ve süper hızlı) Vickers sertlik değeri üzerinde istatistiksel olarak anlamlı fark oluşturdu ($F=27,35$, $p<0,05$). Tukey testi sonuçlarına göre, konvansiyonel ve hızlı sinterleme uygulanan grupların Vickers sertlik değerleri arasında istatistiksel olarak anlamlı fark gözlenmedi ($T=-0,95$, $p=0,608$). Süper hızlı sinterleme prosedürü uygulanan gruplarla konvansiyonel ve hızlı sinterleme uygulanan gruplar arasında Vickers sertlik değerleri açısından anlamlı fark tespit edildi (sırasıyla; $T=-5,88$, $p<0,05$; $T=-6,83$, $p<0,05$). Konvansiyonel ve hızlı sinterleme uygulanan grupların Vickers sertlik değerinin süper hızlı sinterleme uygulanan gruplardan daha yüksek olduğu saptandı.

Hızlı yaşlandırma gruplar arasında istatistiksel olarak anlamlı fark oluşturdu ($F=366,88$, $p<0,05$). Materyal, sinterleme prosedürü, yaşlandırmanın üçlü etkileşimlerinin Vickers sertlik değerleri üzerinde istatistiksel olarak anlamlı olduğu tespit edildi ($F=10,37$, $p<0,05$).

Çizelge 4.4'te ortalama Vickers sertlik değerleri (HV) ve standart sapmalar gösterildi.

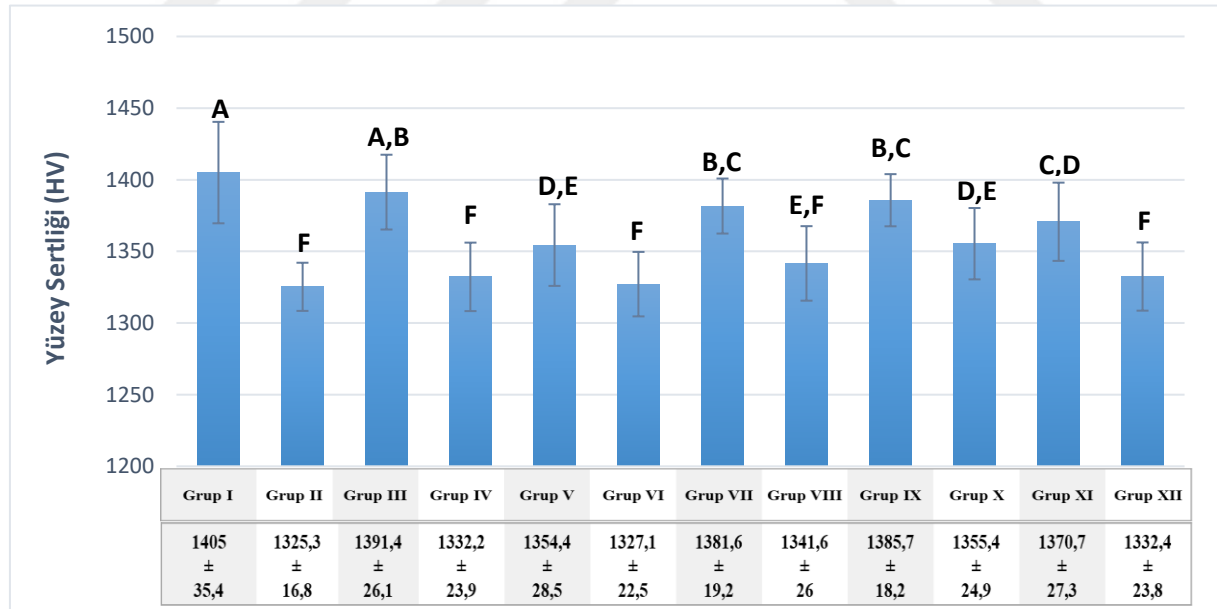
Şekil 4.2'de grupların ortalama Vickers sertlik (HV) ve standart sapma değerleri gösterildi. Tukey testi sonuçlarına göre farklı harflerle gösterilen gruplar arasında istatistiksel olarak anlamlı fark vardır ($p<0,05$).

Çizelge 4.3.Vickers sertlik değerleri (HV)

	Örnek No											
	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10	11	12
Grup I	1417,3	1406	1426	1398	1397,3	1378,7	1440,3	1446	1369,3	1384,3	1382	1414,7
Grup II	1308,7	1311,3	1333,7	1329	1328,7	1328,7	1346,7	1331,3	1336,3	1319	1316,3	1313,7
Grup III	1426	1403	1389,3	1420	1368	1370,7	1400,3	1376,3	1376,3	1406	1370,7	1389,7
Grup IV	1357,3	1346,7	1346,7	1344,3	1328,7	1354,7	1344	1318,7	1321,3	1296,7	1329	1298,7
Grup V	1349,3	1406,3	1326,3	1339	1373,3	1347	1350	1334	1349,7	1368	1365,7	1344,3
Grup VI	1318,7	1336,3	1323,7	1342	1334	1321,3	1327	1354,7	1321,3	1339	1301,3	1306,3
Grup VII	1381,3	1373,3	1381,3	1368,3	1378,7	1365,3	1395,3	1381,3	1386,7	1378,7	1392	1397,3
Grup VIII	1387	1324,3	1347,3	1334	1334	1336,7	1368	1311,3	1331,3	1349,7	1346,7	1329
Grup IX	1370,7	1395	1406	1381,3	1386,7	1397,7	1392	1370,7	1378,7	1368	1384	1398
Grup X	1365,3	1362,7	1389,3	1344,3	1352	1357,3	1392	1347	1352	1342	1321,3	1339
Grup XI	1384,3	1389,7	1406	1360	1370,7	1352	1371,3	1398	1365,3	1341,7	1354,7	1354,7
Grup XII	1358	1323,7	1349,3	1342	1339	1318,7	1341,7	1321,3	1293,7	1319	1346,7	1336,3

Çizelge 4.4. Ortalama Vickers sertlik değerleri (HV) ve standart sapmalar

Grup	Ortalama	St. Sapma
I	1405	35,4
II	1325,3	16,8
III	1391,4	26,1
IV	1332,2	23,9
V	1354,4	28,5
VI	1327,1	22,5
VII	1381,6	19,2
VIII	1341,6	26
IX	1385,7	18,2
X	1355,4	24,9
XI	1370,7	27,3
XII	1332,4	23,8

Şekil 4.2. Grupların ortalama Vickers sertlik (HV) ve standart sapma değerleri. Tukey analiz sonuçlarına göre farklı harflere sahip gruplar arasında istatistiksel olarak anlamlı fark vardır ($p < 0,05$).

4.3. Kırılma tokluğu testi

Çizelge 4.5'te örneklerin kırılma tokluğu değerleri ($\text{MPa}\times\sqrt{\text{m}}$) gösterildi.

Kırılma tokluğu değerlerine göre, materyaller (InCoris TZI, InCoris ZI) arasında istatistiksel olarak anlamlı fark bulunmadı ($F=0,02$, $p=0,891$). Farklı sinterleme prosedürlerinin (konvansiyonel, hızlı ve süper hızlı) kırılma tokluğu üzerinde istatistiksel olarak anlamlı farka sebep olmadığı tespit edildi ($F=2,35$, $p=0,097$). Hızlı yaşlandırma gruplar arasında istatistiksel olarak anlamlı fark oluşturdu ($F=283,6$, $p<0,05$). Materyal, sinterleme prosedürü, yaşlandırmanın üçlü etkileşimlerinin kırılma tokluğu değerleri üzerinde istatistiksel olarak anlamlı olmadığı bulundu ($F=0,54$, $p=0,582$).

Çizelge 4.6'da ortalama kırılma tokluğu değerleri ($\text{MPa}\times\sqrt{\text{m}}$) ve standart sapmalar gösterildi.

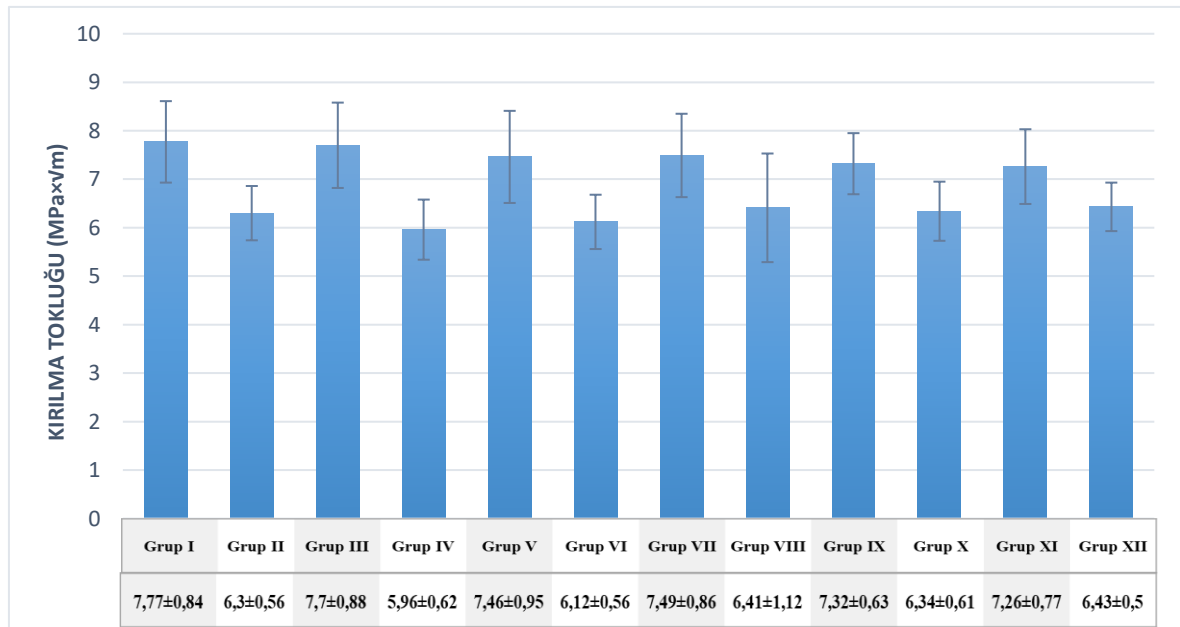
Şekil 4.3'te grupların ortalama kırılma tokluğu ($\text{MPa}\times\sqrt{\text{m}}$) ve standart sapma değerleri gösterildi.

Çizelge 4.5. Kırılma tokluğu değerleri (MPa×√m)

	Örnek No											
	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10	11	12
Grup I	7,3	7,7	8,8	7,9	7,8	7,1	9,1	8,8	7	7,4	7,1	7,4
Grup II	6,2	6,3	6,4	6,4	6,4	6,1	6,3	5,9	7,2	5,7	6,9	5,6
Grup III	7	7,1	6,7	8	8	6,9	7,9	7,5	8,4	8,7	8	7,8
Grup IV	5,6	5,4	6,2	5,9	6	6,3	6,2	6,2	6,8	5,5	5,2	5,8
Grup V	7,7	8,3	8,8	6,7	6,7	7,3	8,2	6,6	7,6	7,8	6,7	6,8
Grup VI	5,9	6,1	6,2	5,9	6,5	6,3	6,1	5,9	5,7	5,5	6,8	6,3
Grup VII	7,73	7,1	6,9	6,7	7,2	7,1	7,6	8,8	7,8	7,4	7	8,2
Grup VIII	5,9	6,3	5,7	6,6	5,9	5,7	6,1	7	7,5	7	4,4	7,9
Grup IX	7,7	7,1	7,3	7,6	7	7,8	7,4	6,6	7	7	7	8
Grup X	6,9	6	6,2	6,6	6,1	6,3	6	6	6,9	6,9	5,4	6,4
Grup XI	6,9	7	6,9	8,6	7,8	7,7	7,7	7	7,2	7,3	6,4	6,5
Grup XII	5,8	7	6,4	6,5	6,2	6,7	6,8	6,6	6,4	6,5	6,2	6,1

Çizelge 4.6. Ortalama kırılma tokluğu değerleri ($\text{MPa}\times\sqrt{\text{m}}$) ve standart sapmalar

Grup	Ortalama	St. Sapma
I	7,77	0,84
II	6,30	0,56
III	7,70	0,88
IV	5,96	0,62
V	7,46	0,95
VI	6,12	0,56
VII	7,49	0,86
VIII	6,41	1,12
IX	7,32	0,63
X	6,34	0,61
XI	7,26	0,77
XII	6,43	0,50

Şekil 4.3. Grupların ortalama kırılma tokluğu ($\text{MPa}\times\sqrt{\text{m}}$) ve standart sapma değerleri

4.4. Kontrast Oranının Belirlenmesi

Çizelge 4.7’de örneklerin kontrast oranı değerleri gösterildi.

Kontrast oranı değerlerine göre materyaller (InCoris TZI, InCoris ZI) arasında istatistiksel olarak anlamlı fark tespit edildi ($F=1208,69$, $p<0,05$). Farklı sinterleme prosedürleri (konvansiyonel, hızlı ve süper hızlı) kontrast oranı üzerinde istatistiksel olarak anlamlı farka sebep oldu ($F=3,8$, $p<0,05$). Tukey testi sonuçlarına göre, hızlı sinterleme uygulanan grupların kontrast oranı değerlerinin, konvansiyonel ve süper hızlı sinterlenen gruplardan istatistiksel olarak farklı olmadığı bulundu (sırasıyla $T=-0,36$, $p=0,933$; $T=2,19$, $p=0,073$). Süper hızlı ve konvansiyonel sinterlenen grupların kontrast oranı değerleri arasında anlamlı fark olduğu saptandı ($T=2,55$, $p<0,05$). Hızlı ve konvansiyonel sinterlenen grupların kontrast oranı değerlerinin süper hızlı sinterlenen gruplara kıyasla daha düşük olduğu tespit edildi.

Hızlı yaşlandırma gruplar arasında istatistiksel olarak anlamlı fark oluşturdu ($F=11,03$, $p<0,05$). Materyal, sinterleme prosedürü, yaşlandırmanın üçlü etkileşimlerinin kontrast oranı değerleri üzerinde istatistiksel olarak anlamlı olduğu bulundu ($F=9,36$, $p<0,05$).

Çizelge 4.8’de ortalama kontrast oranı değerleri ve standart sapmalar gösterildi.

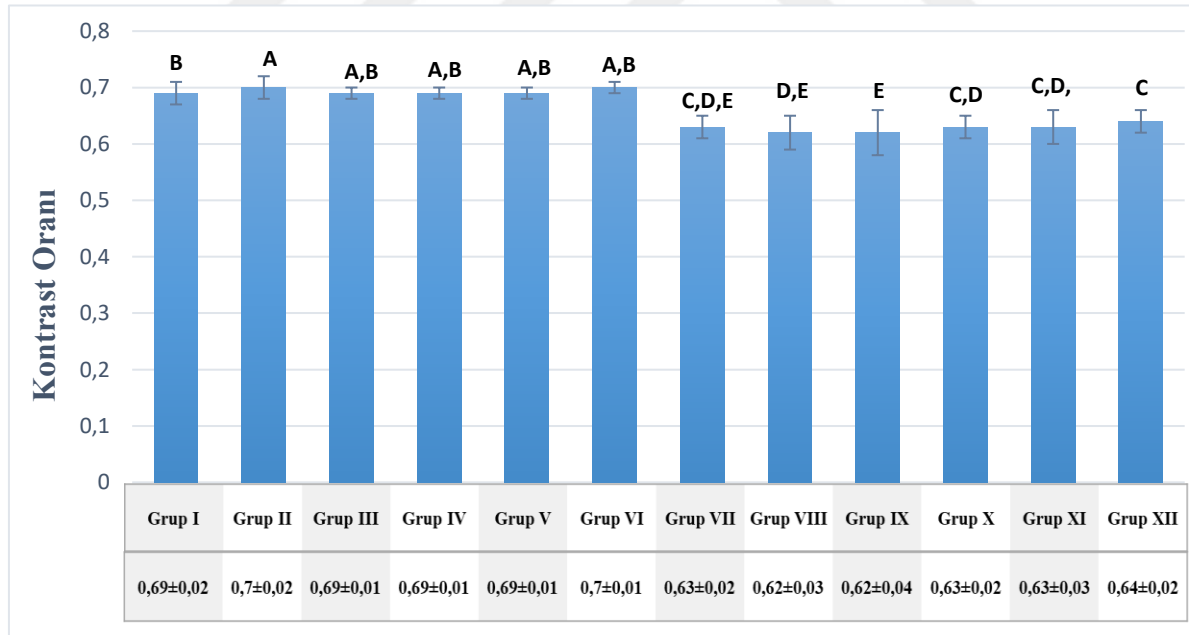
Şekil 4.4’te grupların ortalama kontrast oranı ve standart sapma değerleri gösterildi. Tukey testi sonuçlarına göre farklı harflerle gösterilen gruplar arasında istatistiksel olarak anlamlı fark vardır ($p<0,05$).

Çizelge 4.7. Kontrast oranı değerleri

	Örnek No											
	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10	11	12
Grup I	0,68	0,69	0,69	0,67	0,69	0,68	0,69	0,68	0,67	0,72	0,66	0,71
Grup II	0,70	0,68	0,72	0,66	0,72	0,72	0,70	0,70	0,70	0,72	0,71	0,71
Grup III	0,69	0,70	0,69	0,69	0,69	0,69	0,69	0,69	0,68	0,70	0,69	0,70
Grup IV	0,68	0,70	0,69	0,69	0,71	0,72	0,70	0,69	0,70	0,68	0,68	0,70
Grup V	0,69	0,70	0,69	0,69	0,68	0,71	0,70	0,69	0,68	0,69	0,70	0,69
Grup VI	0,70	0,66	0,69	0,70	0,68	0,72	0,70	0,69	0,70	0,71	0,70	0,72
Grup VII	0,63	0,61	0,63	0,66	0,64	0,59	0,64	0,63	0,62	0,62	0,61	0,63
Grup VIII	0,61	0,64	0,63	0,56	0,63	0,63	0,65	0,62	0,57	0,62	0,63	0,63
Grup IX	0,66	0,63	0,62	0,53	0,62	0,64	0,57	0,61	0,66	0,64	0,61	0,62
Grup X	0,63	0,62	0,66	0,63	0,58	0,66	0,62	0,65	0,64	0,62	0,65	0,63
Grup XI	0,64	0,65	0,64	0,63	0,63	0,61	0,59	0,63	0,64	0,69	0,61	0,61
Grup XII	0,62	0,63	0,62	0,65	0,63	0,62	0,64	0,65	0,65	0,68	0,61	0,63

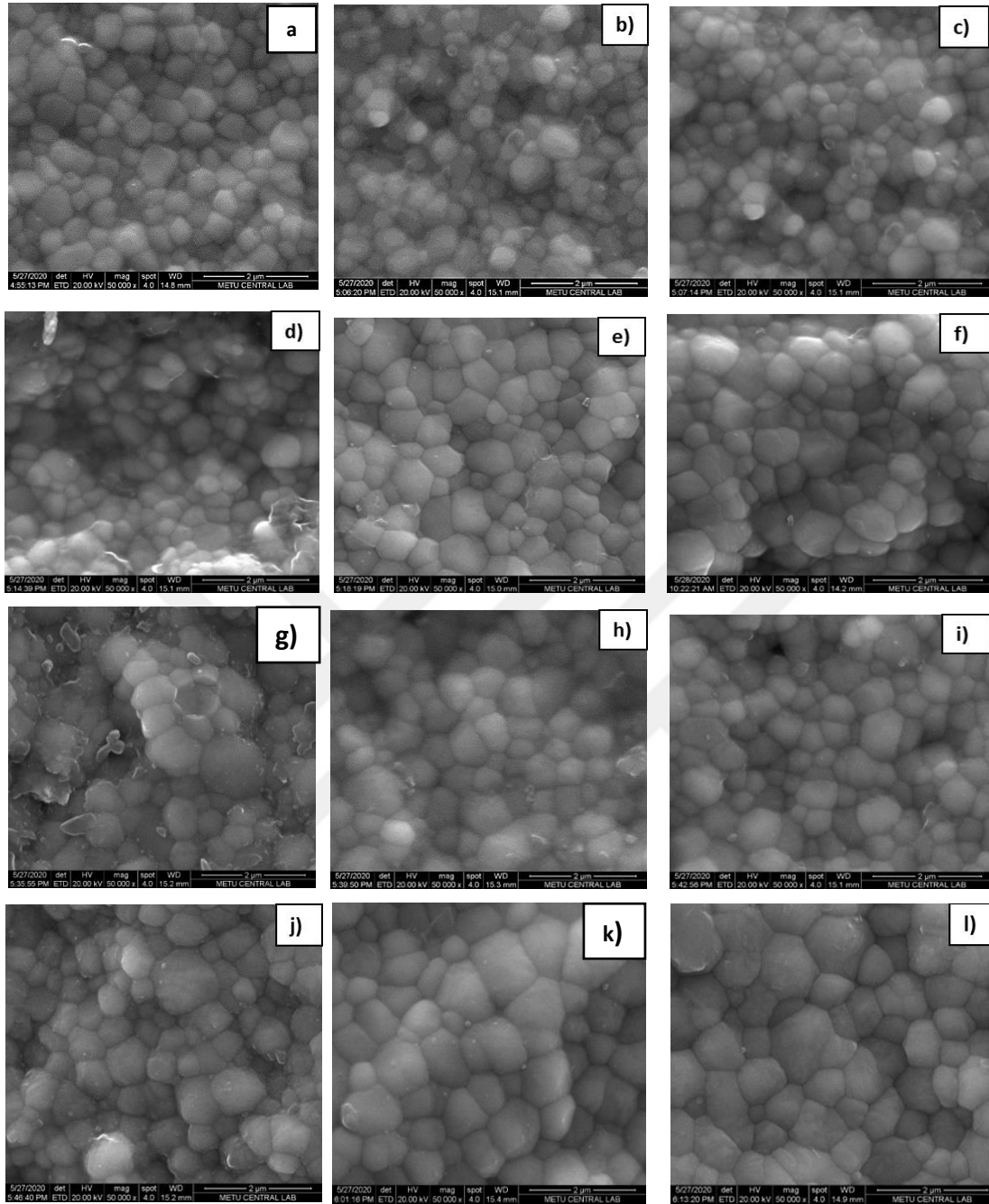
Çizelge 4.8. Ortalama kontrast oranı değerleri ve standart sapmalar

Grup	Ortalama	St. Sapma
I	0,69	0,02
II	0,70	0,02
III	0,69	0,01
IV	0,69	0,01
V	0,69	0,01
VI	0,70	0,01
VII	0,63	0,02
VIII	0,62	0,03
IX	0,62	0,04
X	0,63	0,02
XI	0,63	0,03
XII	0,64	0,02

Şekil 4.4. Grupların ortalama kontrast oranı ve standart sapma değerleri. Farklı harflere sahip gruplar arasında istatistiksel olarak anlamlı fark vardır ($p<0,05$).

4.5. Gren Boyutu Ölçümü (SEM analizi)

Şekil 4.5’te her gruptan birer adet örneğin SEM görüntüsü gösterildi.



Şekil 4.5. Deney gruplarına ait birer örnekten elde edilmiş SEM görüntüleri ($\times 50000$ büyütme). a) Grup I; b) Grup II, c) Grup III, d) Grup IV, e) Grup V, f) Grup VI, g) Grup VII, h) Grup VIII, i) Grup IX, j) Grup X, k) Grup XI, l) Grup XII

SEM görüntülerine göre, süper hızlı sinterleme uygulanan grupların konvansiyonel ve hızlı sinterleme uygulanan gruplara göre daha büyük gren boyutuna sahip olduğu, ayrıca grenlerin birbiriyle daha sıkı temas ettiği tespit edildi. Konvansiyonel ve hızlı sinterleme uygulanan grupların benzer boyutlarda grenlere sahip olduğu görüldü. Yaşlandırma öncesi ve sonrasında gren boyutlarında değişiklik saptanmadı.

Çizelge 4.9’da örneklerin gren boyutu değerleri (nm) gösterildi.

Gren boyutu analiz sonuçlarına göre, materyaller (InCoris TZI, InCoris ZI) arasında istatistiksel olarak anlamlı fark olduğu tespit edildi ($F=47,39$, $p<0,05$). Farklı sinterleme prosedürlerinin (konvansiyonel, hızlı ve süper hızlı) gren boyutu üzerinde istatistiksel olarak anlamlı farka neden olduğu gözlemlendi ($F=17,03$, $p<0,05$). Tukey testi sonuçlarına göre, konvansiyonel ve hızlı sinterlenen grupların gren boyutu değerleri arasında anlamlı fark olmadığı bulundu ($T=1,52$, $p=0,285$). Süper hızlı sinterlenen örneklerin gren boyutu değerleri ile hızlı ve konvansiyonel sinterlenen gruplar arasında istatistiksel olarak anlamlı fark olduğu tespit edildi (sırasıyla, $T=5,64$, $p<0,05$; $T=4,12$, $p<0,05$). Süper hızlı sinterlenen örneklerin gren boyutu hızlı ve konvansiyonel sinterlenen örneklere kıyasla daha yüksek bulundu.

Hızlı yaşlandırma gruplar arasında istatistiksel olarak anlamlı fark oluşturmadı ($F=0,12$, $p=0,728$). Materyal, sinterleme prosedürü ve yaşlandırmanın üçlü etkileşimlerinin gren boyutu değerleri üzerinde istatistiksel olarak anlamlı olmadığı tespit edildi ($F=1,35$, $p=0,264$).

Çizelge 4.10’da ortalama gren boyutu (nm) ve standart sapma değerleri gösterildi.

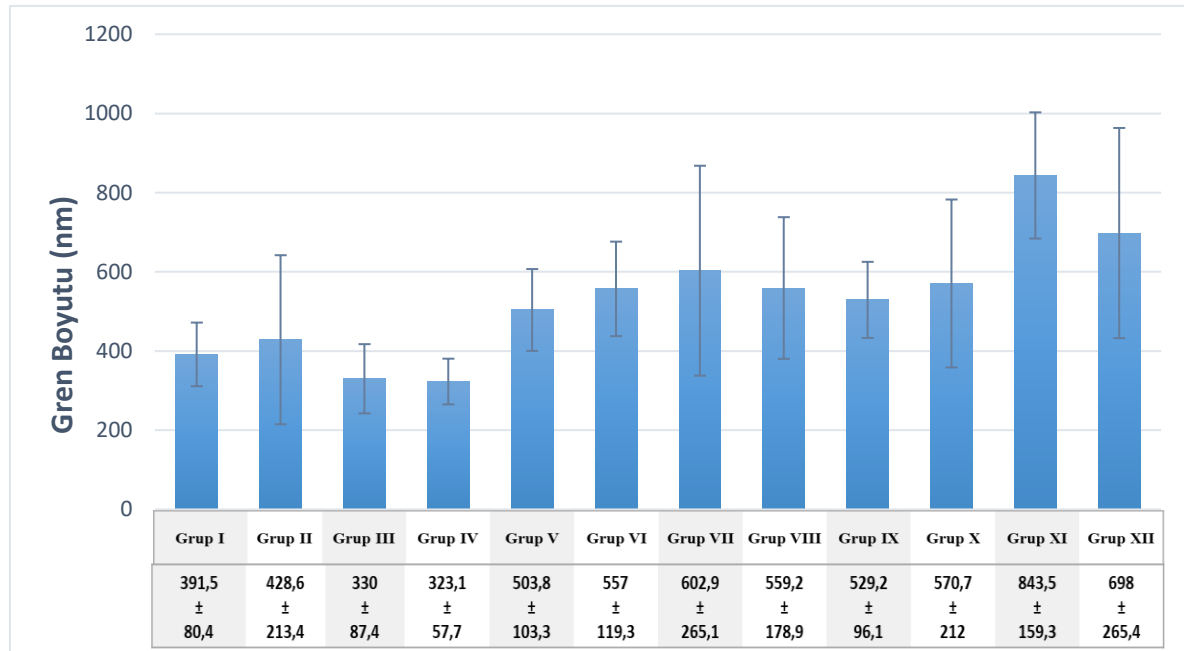
Şekil 4.6’da grupların ortalama gren boyutu (nm) ve standart sapma değerleri gösterildi.

Çizelge 4.9. Gren boyutu değerleri (nm)

	Ölçüm No									
	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10
Grup I	298	359	434	397	335	438	472	518	408	256
Grup II	971	454	318	384	235	455	344	308	550	267
Grup III	243	292	265	507	253	268	313	429	335	395
Grup IV	256	287	424	355	332	359	334	370	273	241
Grup V	386	397	501	482	378	588	596	623	647	440
Grup VI	607	567	479	500	393	787	517	676	617	427
Grup VII	523	464	457	671	1288	754	452	372	530	518
Grup VIII	896	775	490	482	645	467	428	658	317	434
Grup IX	632	379	535	503	650	600	377	527	599	490
Grup X	1.085	342	621	702	619	534	405	416	503	480
Grup XI	1.070	807	1196	765	820	730	708	760	807	772
Grup XII	966	1017	1153	660	730	632	525	471	376	450

Çizelge 4.10. Ortalama gren boyutu (nm) ve standart sapma değerleri

Grup	Ortalama	St. Sapma
I	391,5	80,4
II	428,6	213,4
III	330	87,4
IV	323,1	57,7
V	503,8	103,3
VI	557	119,25
VII	602,9	265,1
VIII	559,2	178,9
IX	529,2	96,1
X	570,7	212
XI	843,5	159,3
XII	698	265,4



Şekil 4.6. Grupların ortalama gren boyutu (nm) ve standart sapma değerleri

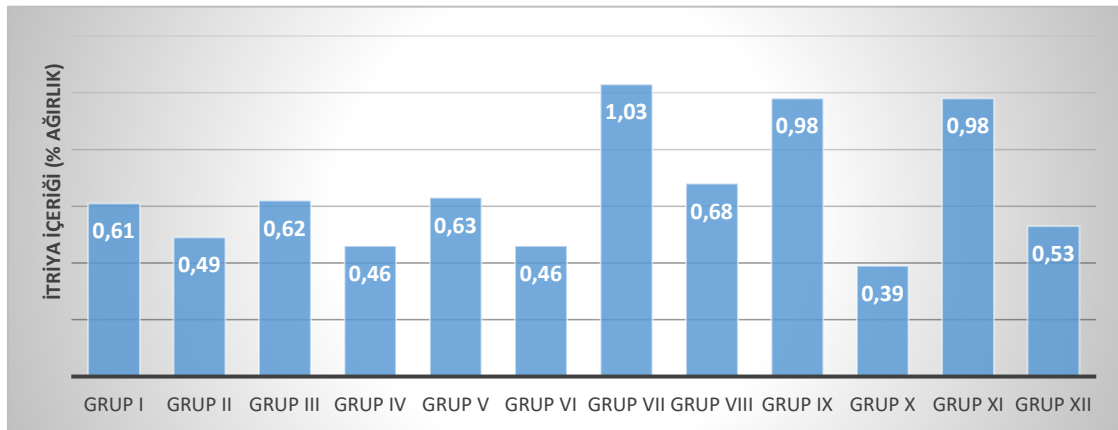
4.6. SEM/EDS Analizi

Örneklerin karbon (C), oksijen (O), itriya (Y), hafniyum (Hf) ve zirkonyum (Zr) element içeriği (% ağırlık) incelendi. Çizelge 4.11’de SEM/EDS analizi bulguları (% ağırlık) gösterildi.

Şekil 4.7’de örneklerin itriya (Y) element içeriği (% ağırlık) gösterildi.

Çizelge 4.11. SEM/EDS analizi bulguları (% ağırlık)

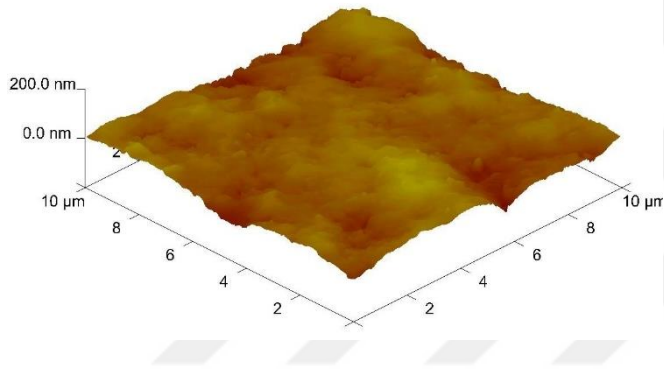
Grup No	C	O	Y	Hf	Zr
I	8,57	17,74	0,61	3,59	69,49
II	8,23	18,93	0,49	2,38	69,97
III	7,48	16,82	0,62	3,57	71,51
IV	11,06	17,69	0,46	3,65	67,14
V	12,98	15,97	0,63	3,83	66,59
VI	6,59	18	0,46	3,5	71,46
VII	6,16	18,18	1,03	3,69	70,93
VIII	29,34	13,76	0,68	1,87	54,34
IX	8,17	17,87	0,98	3,56	69,41
X	10,33	17,36	0,39	2,97	68,94
XI	11,24	18,29	0,98	4,38	65,11
XII	10,8	16,05	0,53	2,91	69,71



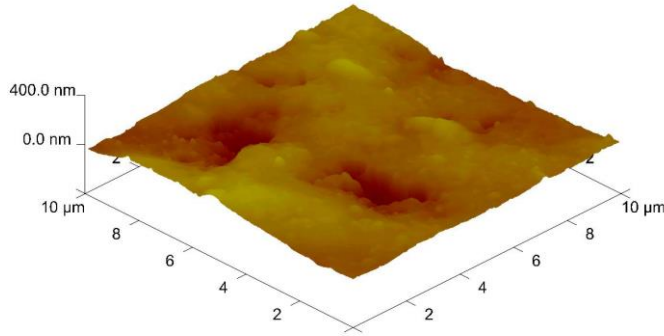
Şekil 4.7. Her gruba ait birer örneğin itriya (Y) element içeriği (% ağırlık)

4.7. AFM Analizi

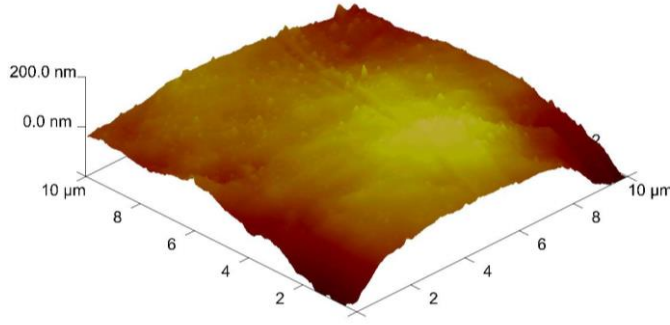
Üç boyutlu AFM görüntülerine göre, yaşlandırma uygulanmayan gruplarda (Grup I, III, V, VII, IX ve XI) yüzey topografilerinin benzer olduğu görüldü. Bununla birlikte, yaşlandırma uygulanan gruplarda (Grup II, IV, VI, VIII, X ve XII) örneklerin yüzey topografilerinin benzer olduğu izlendi. Yaşlandırma öncesi ve sonrası görüntüler karşılaştırıldığında, yaşlandırma sonrası örnek yüzeylerinin daha düzensiz olduğu, yüzey dalgalanmalarının arttığı ve girintilerin derinleştiği tespit edildi. Şekil 4.8-19’da örneklerin AFM görüntüleri gösterildi.



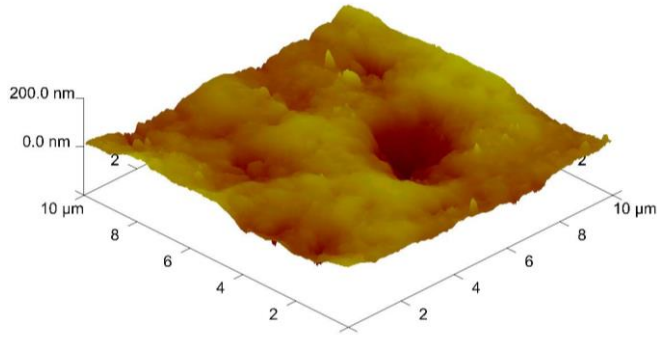
Şekil 4.8. Grup I’e ait örneğin AFM görüntüsü



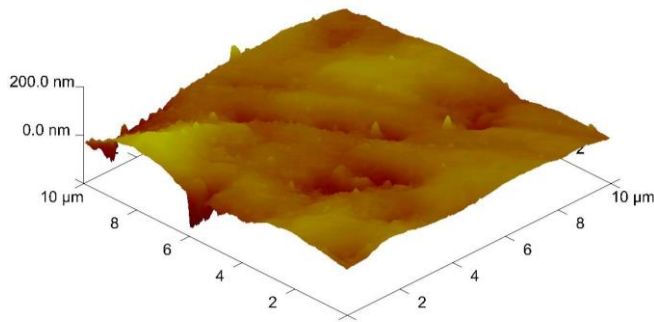
Şekil 4.9. Grup II’ye ait örneğin AFM görüntüsü



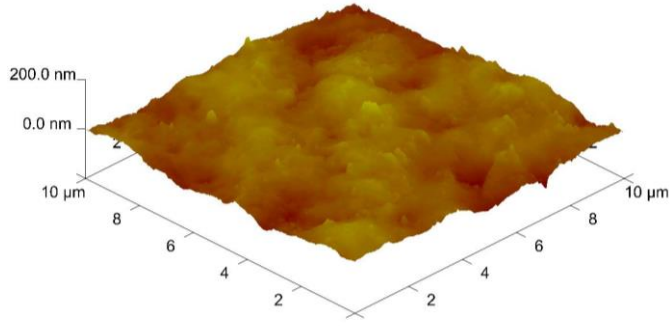
Şekil 4.10. Grup III'e ait örneğin AFM görüntüsü



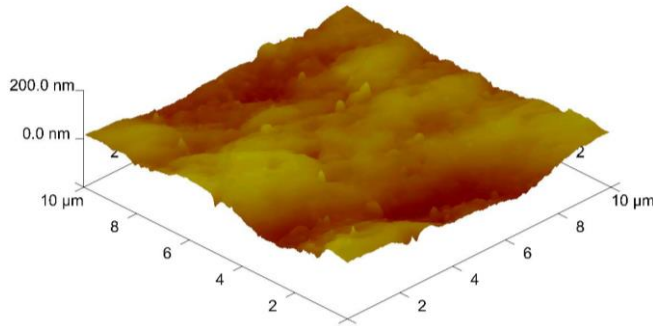
Şekil 4.11. Grup IV'e ait örneğin AFM görüntüsü



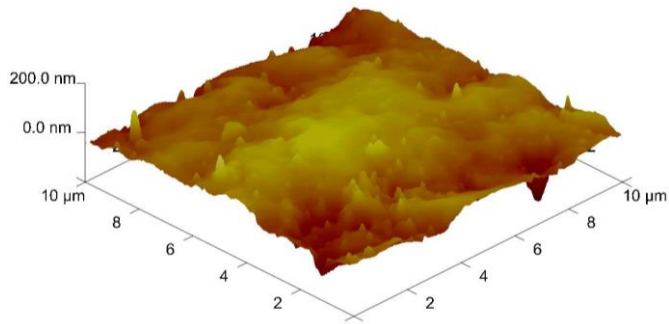
Şekil 4.12. Grup V'e ait örneğin AFM görüntüsü



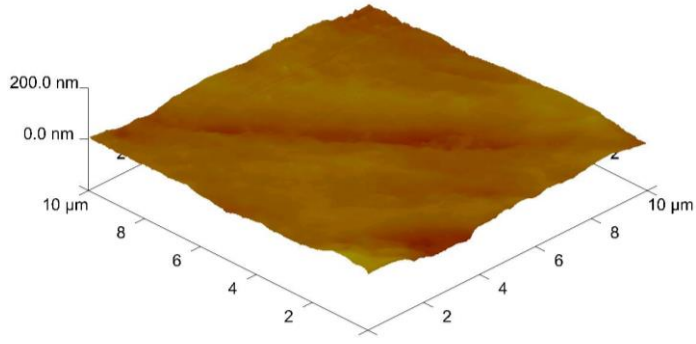
Şekil 4.13. Grup VI'ya ait örneğin AFM görüntüsü



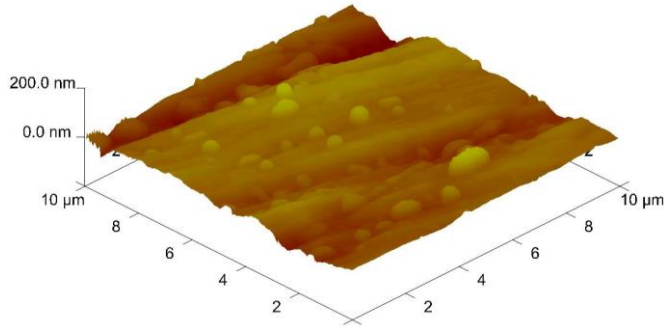
Şekil 4.14. Grup VII'ye ait örneğin AFM görüntüsü



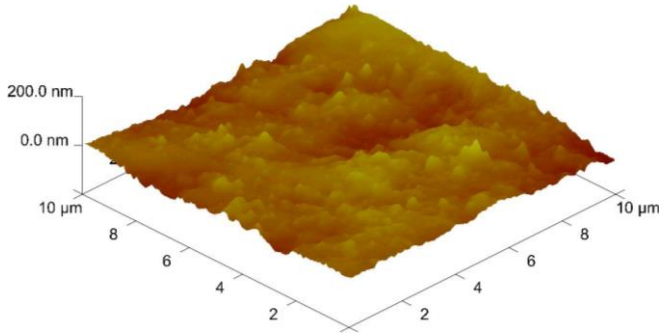
Şekil 4.15. Grup VIII'e ait örneğin AFM görüntüsü



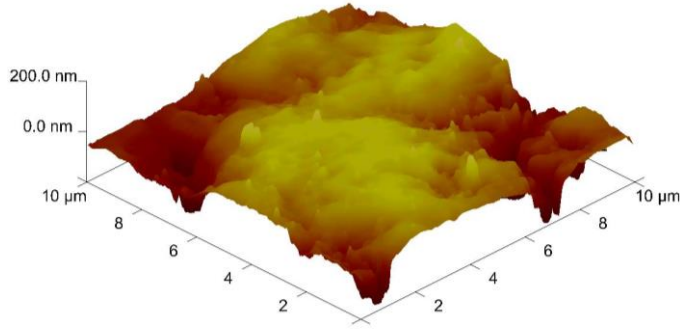
Şekil 4.16. Grup IX'a ait örneğin AFM görüntüsü



Şekil 4.17. Grup X'a ait örneğin AFM görüntüsü



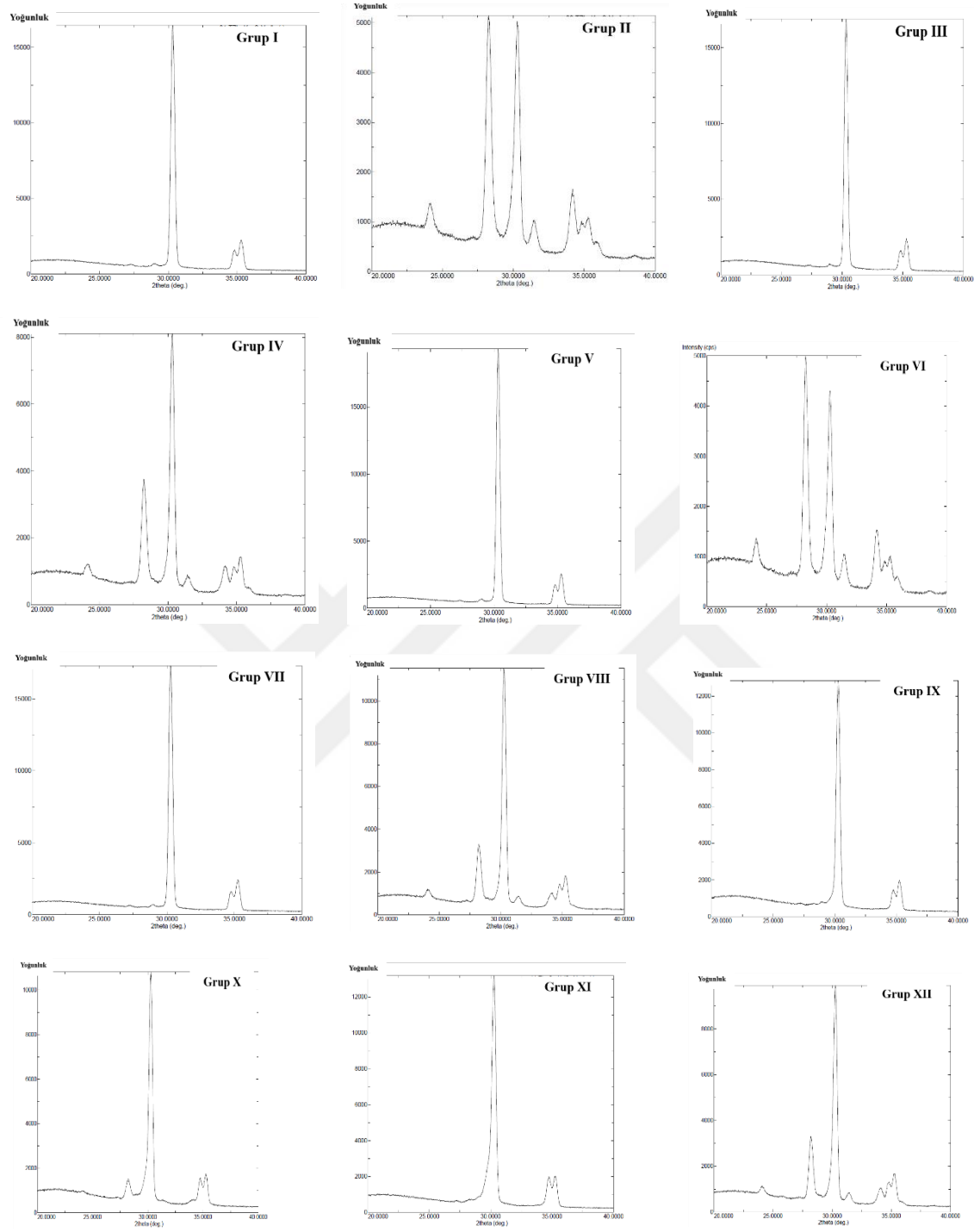
Şekil 4.18. Grup XI'e ait örneğin AFM görüntüsü



Şekil 4.19. Grup XII'ye ait örneğin AFM görüntüsü

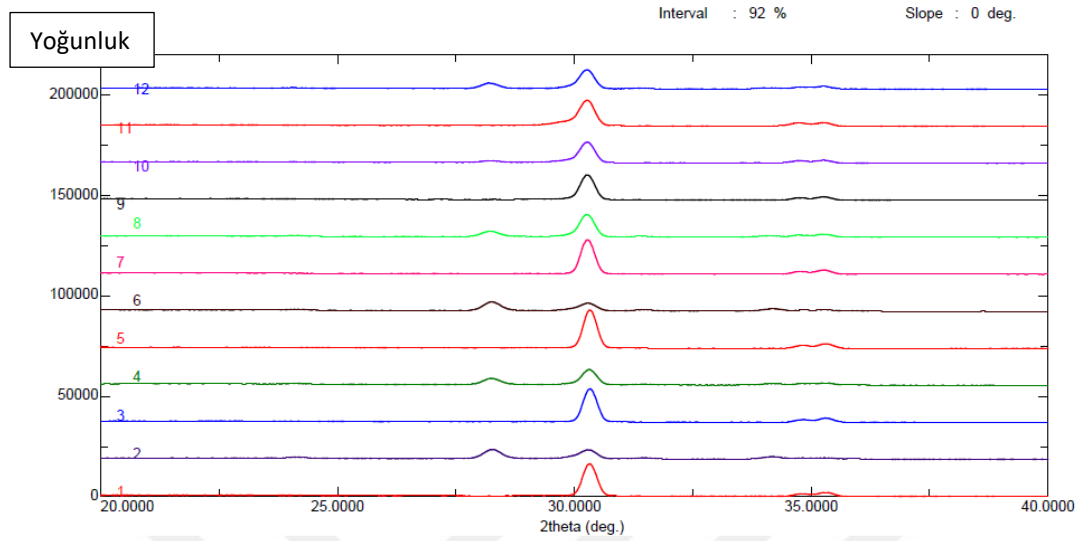
4.8. XRD Analizi

XRD analizi sonuçlarına göre, farklı sinterleme prosedürlerinin (konvansiyonel, hızlı ve süper hızlı) materyallerde (InCoris TZI, InCoris ZI) meydana gelen faz dönüşümü üzerinde etkili olmadığı tespit edildi. XRD grafiklerine göre, yaşlandırma uygulanmamış deney gruplarında (Grup I, III, V, VII, IX ve XI) yer alan örneklerde tetragonal piklerin $30,3^\circ$, monoklinik piklerin ise $28,9^\circ$ ve $35,28^\circ$ 2θ açıları çevresinde yer aldığı saptandı. Yaşlandırma uygulanan gruplara ait örneklerde (Grup II, IV, VI, VIII, X ve XII) pik değerlerinin belli bir 2θ açıları çevresinde dağılmadığı ve XRD grafiklerinin birbirinden farklılık gösterdiği tespit edildi. Buna ilaveten, monoklinik pik yoğunluklarının arttığı tespit edildi (Şekil 4.20).



Şekil 4.20. XRD grafikleri

Şekil 4.21’de tüm deney gruplarının karşılaştırılmalı XRD grafikleri gösterildi.



Şekil 4.21. Tüm deney gruplarının karşılaştırılmalı XRD grafikleri (deney gruplarının numaraları aşağıdan yukarıya doğru yazılmıştır)

Çizelge 4.12’de örneklerin monoklinik ve tetragonal faz hacim oranları gösterildi.

Çizelge 4.12. Örneklerin monoklinik (V_m) ve tetragonal (V_t) faz hacim oranları (%)

Grup	Monoklinik faz hacim oranı (V_m) (%)	Tetragonal faz hacim oranı (V_t) (%)
I	10	90
II	63	37
III	10	90
IV	48	52
V	9	91
VI	66	34
VII	8	92
VIII	34	66
IX	12	88
X	21	79
XI	11	89
XII	36	64

5. TARTIŞMA

Bu çalışmada farklı sinterleme prosedürlerinin ve hızlı yaşlandırmanın zirkonyum dioksit seramiklerin (InCoris TZI ve InCoris ZI); bükülme dayanımı, yüzey sertliği, kırılma tokluğu, kontrast oranı, yüzey topografisi, gren boyutu, elemental kompozisyonu ve faz dönüşümü üzerine etkileri değerlendirilmiştir. Bu çalışmanın sonuçlarına göre; uygulanan sinterleme prosedürleri, InCoris TZI ve InCoris ZI zirkonyum dioksit örneklerin bükülme dayanımını ve kırılma tokluğunu etkilemezken, yüzey sertliğini ve kontrast oranını etkilemiştir. Hızlı yaşlandırma sonrasında örneklerin bükülme dayanımı, kırılma tokluğu ve yüzey sertliği azalırken, kontrast oranında artış gözlenmiştir. InCoris TZI ve InCoris ZI örnekler arasında bükülme dayanımı ve kırılma tokluğu açısından fark gözlenmezken, yüzey sertliği ve kontrast oranı açısından anlamlı fark gözlenmiştir. Süper hızlı sinterleme sonrasında gren boyutunun arttığı görülmüştür.

InCoris TZI ve InCoris ZI örneklerin yüzey özellikleri uygulanan sinterleme prosedürlerine bağlı değişiklik göstermemiştir. Yaşlandırma sonrasında örnek yüzeylerindeki girinti ve çıkıntıların derinleştiği, yüzey pürüzlülüğünün arttığı ve itriya içeriğinin azaldığı tespit edilmiştir. Uygulanan sinterleme prosedürleri, örneklerin faz içeriği üzerinde etkili olmamıştır. Yaşlandırmayı takiben t→m faz dönüşümünde artışa bağlı olarak monoklinik pik yoğunluklarının arttığı saptanmıştır.

Zirkonyum dioksit seramikler protetik restorasyonlar için kullanılan yüksek dayanıklı materyaller arasında önemli yer tutmaktadır [36, 58]. Dijital çağın etkileri dental uygulamalara yansıkça; daha hızlı üretilen, daha dayanıklı ve daha estetik restorasyonlar ilgi odağı olmuştur [143]. Frezeleme makinesi, hızlı sinterleme programlarına sahip sinterleme fırınları gibi ekipmanların dental uygulamalarda yaygın kullanılması ile birlikte klinikte hasta başında geçirilen süre minimize edilmiş, biyouyumlu, estetik ve uzun dönem başarı oranı yüksek tam seramik restorasyonların üretimi mümkün olmuştur [9, 58, 74, 144].

CAD/CAM teknolojisi ile mekanik dayanımı yüksek ve uyumlu zirkonyum dioksit altyapılar üretilmektedir [145]. Estetik uyumu sağlamak için zirkonyum dioksit altyapı üzerine tabakalama seramiği uygulanmaktadır. Yapılan klinik çalışmalarda tabakalama seramiği uzun dönemde yeteri kadar başarı sağlayamamıştır [5, 63, 146]. Tabakalama seramiğinde

kopma, chipping kırıkları gibi klinik başarısızlıkları gidermek için tam anatomik konturlara sahip restorasyonların üretilbildiği, tabakalama ihtiyacını ortadan kaldıran monolitik zirkonyum dioksit seramikler geliştirilmiştir [5].

Teknolojinin gelişmesi ile birlikte, konvansiyonel sinterleme prosedürüne göre daha kısa sürede - birkaç saat, hatta dakikalar içerisinde tamamlanan yeni, hızlı sinterleme prosedürleri tanıtılmıştır [9, 10]. Sinterleme prosedürlerinde ana değişkenler, sinterleme süresi ve sıcaklığıdır. Literatürde bu değişkenlerin zirkonyum dioksit seramiklerin mekanik, optik, fiziksel özellikleri üzerindeki etkisini inceleyen birçok çalışma mevcut olsa da, uzun dönem klinik başarı açısından bir sonuca varılabilmesi için yeterli araştırma mevcut değildir. Farklı sinterleme prosedürlerinin ve hızlı yaşlandırmanın zirkonyum dioksit seramiklerin üzerindeki etkisini gösteren çalışmalara ihtiyaç vardır.

Bu çalışmada uygulanacak sinterleme prosedürleri ile uyumlu 2 farklı zirkonyum dioksit seramik blok kullanılmıştır; altyapı seramiği (InCoris ZI) ve monolitik zirkonyum dioksit seramik (Incoris TZI). Bu bloklardan, uygulanacak test yöntemine uygun boyutlarda örnekler elde edilerek konvansiyonel, hızlı ve süper hızlı olmak üzere 3 farklı sinterleme prosedürü uygulanmıştır. Sinterleme prosedürleri üretici firmanın talimatları ve konu ile ilgili çalışmalar kaynak alınarak belirlenmiştir [9, 10, 147]. Sinterleme prosedürleri tamamlandıktan sonra her test grubundaki örneklerin yarısına hızlı yaşlandırma uygulanmıştır. Hızlı yaşlandırma için örnekler 134 °C sıcaklıkta 0,2 MPa (2 bar) basınç altında 5 saat otoklavda bekletilmiştir. Bu yaşlandırma prosedürü 10 yıllık oral kullanıma denk gelmektedir [50].

Materyallerin bükülme dayanımı; üç nokta bükülme dayanımı, dört nokta bükülme dayanımı ve biaksiyel bükülme dayanımı testleriyle değerlendirilmektedir [45, 79, 148]. Üç nokta ve dört nokta bükülme dayanımı testlerinin dezavantajı test sırasında örnek kenarlarında oluşan kırılmalardır. Biaksiyel bükülme dayanımı testinde bu kırılmaların önüne geçilmiştir [149]. Yapılan çalışmalarda her üç test yönteminin farklı seramik materyaller üzerinde farklı sonuçlar gösterdiği bildirilmiştir. En güvenilir sonuç veren bir test yöntemi belirlenebilmiş değildir [96, 148, 150]. Bu çalışmada bükülme dayanımı, üç nokta bükülme testi ile değerlendirilmiştir. ISO 6872:2015 standardına [138] uygun olarak, $15 \pm 0,2$ mm

uzunluğunda, $4 \pm 0,2$ mm genişliğinde ve $1,2 \pm 0,2$ mm kalınlığında örnekler kullanılmıştır [138].

Bu çalışmada yüzey sertliği Vickers sertlik testi ile değerlendirilmiştir. Niihara formülü kullanılarak elde edilen Vickers sertlik değerlerinden örneklerin kırılma tokluğu değerleri belirlenmiştir. Seramik gibi kırılğan materyallerin kırılma dayanıklılığı genellikle kırılma tokluğu değeri ile nitelendirilmektedir. Kırılma tokluğu: Çekme altındaki malzemenin çatlak uzamasına karşı gösterdiği dirençtir [151, 152]. Kırılma tokluğunu hesaplamak için geliştirilmiş yöntemlerden biri olan Vickers İndentasyon yöntemi en yaygın tercih edilen yöntemdir [104]. Bununla birlikte, tek çentik kenarlı eğme (Single Edge Notch Beam - SENB), tek 'V' çentik kenarlı eğme (Single Edge 'V' Notch Beam), 'V' çentikli eğme (Chevron Notched Beam - CNB) yöntemleri de uygulanmaktadır [153-156]. Bu çalışmada, örnek hazırlama ve test yapım aşamalarının kolay olması nedeni ile Vickers İndentasyon yöntemi kullanılmıştır. Vickers sertlik ve kırılma tokluğu değerleri; incelenen materyale, materyalin kalınlığına, örneklerin alan boyutuna, uygulanan yükün miktarına ve uygulama süresine göre değişebilmektedir [156]. Bu çalışmada, örnek boyutları Harada ve diğerlerinin [94] çalışması referans alınarak $10 \times 10 \times 3$ mm olarak belirlenmiştir.

Coric ve diğerleri [104] yaptıkları çalışmada, Vickers İndentasyon yöntemini kullanarak farklı formüllerle zirkonyum dioksit seramiklerin kırılma tokluğunu hesaplamıştır. Çalışma sonucunda Vickers İndentasyon yöntemi ile güvenilir kırılma tokluğu değerleri elde etmek için materyalin kırılma karakteristiğinin doğru belirlenmesi gerektiği bildirilmiştir. Farklı yükleme koşullarının zirkonyum dioksit seramiklerin kırılma tokluğuna etkisinin değerlendirildiği bir çalışmada, materyal yüzeyinde 9,8 N (HV1), 49 N (HV5), 98 N (HV10), 196 N (HV20) ve 294 N (HV30) kuvvetle İndentasyon fraktürü oluşturularak kırılma tokluğu değerleri karşılaştırılmıştır. 9,8 ve 49 N'luk kuvvetle materyal yüzeyinde çatlak olduğu fakat herhangi bir kırık hattının gözlemlenmediği bildirilmiştir [157]. Okada ve diğerleri [158], seramik materyallerin kırılma tokluğuna farklı kuvvet ve farklı uygulama sürelerinin etkisini Vickers İndentasyon yöntemi ile değerlendirdikleri çalışmada, 5 saniyenin çatlak oluşması için yeterli olmadığını, 15 ve 30 saniye uygulama süreleri arasında kırılma tokluğu açısından anlamlı fark görülmediğini bildirmiştir. Bu çalışmada Vickers sertlik testi parametreleri Camposilvan ve diğerlerinin [61], Şen ve İşler'in [102] çalışmaları

referans alınarak belirlenmiştir. Örneklere 10 saniye boyunca 98 N (HV10) yük uygulanmıştır [61, 102].

Zirkonyum dioksit seramiklerin optik özelliklerini değerlendirmek için kullanılan parametrelerden biri kontrast oranıdır [60]. Kontrast oranı; materyalin siyah ve beyaz zemin üzerindeki spektral yansımalarının oranı olarak tanımlanmaktadır [60]. Bu çalışmada pratik, tekrarlanabilir bir yöntem olması nedeniyle dijital spektrofotometre kullanılmıştır. Kim ve diğerlerinin [85] çalışması referans alınarak 10×10×1 mm ölçülerinde örnekler hazırlanmıştır. Örneklerin kontrast oranı ölçümleri ISO 2471:2008 standardı [140] referans alınarak gerçekleştirilmiştir .

Yapılan çalışmalar, gren boyutundaki değişikliklerin materyalin optik ve mekanik özelliklerini etkilediğini göstermektedir [60, 71, 102]. Birçok çalışmada; yüksek sinterleme sıcaklığının ve uzun süreli sinterleme prosedürlerinin zirkonyum dioksit seramiklerde gren büyümesine yol açtığı tespit edilmiştir [10, 71, 85, 159, 160]. Bu çalışmada, uygulanan sinterleme prosedürlerinin yaşlandırma öncesinde ve sonrasında gren boyutu üzerindeki etkisi değerlendirilmiştir. Konvansiyonel ve hızlı sinterlenen örneklerin gren boyutları arasında fark olmadığı görülmüştür. Süper hızlı sinterleme uygulanan örneklerin gren boyutu konvansiyonel ve hızlı sinterlenen örneklere kıyasla daha yüksek bulunmuştur.

Bu çalışmada farklı parametrelere sahip sinterleme prosedürlerinin ve hızlı yaşlandırmanın zirkonyum dioksit seramiklerin tetragonal – monoklinik faz dönüşümü üzerindeki etkisini değerlendirmek amacıyla XRD analizi yapılmıştır. Bu analiz, kullanılan X-ışınlarının zirkonyum dioksit seramiklerde herhangi değişikliğe yol açmaması nedeni ile avantajlı olsa da, sadece materyal yüzeyindeki faz dönüşümlerinin değerlendirilebilmesi dezavantaj oluşturmaktadır [69]. Bu çalışma sonucunda; farklı sinterleme prosedürlerinin örneklerin faz içeriği üzerinde etkili olmadığı gözlenmiştir. Hızlı yaşlandırma uygulanan örneklerde yaşlandırma uygulanmayan örneklere kıyasla, monoklinik pik yoğunlukları ve sayısının arttığı tespit edilmiştir.

Ortalama çiğneme kuvvetinin 11-150 N arasında değiştiği bildirilmiştir [161]. Bununla birlikte, kuvvetler anterior bölgede 200 N'a, posterior bölgede 350 N'a, parafonksiyonel alışkanlığa sahip bireylerde ise 1000 N'a kadar çıkabilmektedir. Dental restorasyonlar

düzenli olarak 200 N'dan fazla çiğneme kuvvetine maruz kalmaktadır. Ağır bruksist bireylerde 1221 N'a ulaşan çiğneme kuvvetleri varlığında, dental restorasyonlar üzerine gelen kuvvet artarak ortalama 150-665 N arasında değişmektedir [162]. Bu nedenle, dental restorasyonlarda çiğneme kuvvetlerini tolere edebilecek materyallerin kullanılması önemlidir.

Dental seramikler gibi kırılğan materyallerin klinik başarısı hakkında bilgi edinmek için değerlendirilmesi gereken en önemli mekanik parametrelerden biri bükülme dayanımıdır. Bükülme dayanımı; materyalde kırılma veya plastik deformasyon oluşması için gerekli gerilim miktarı ile tanımlanmaktadır [96]. Literatürde zirkonyum dioksit seramiklerin bükülme dayanımının 900-1200 MPa olduğu bildirilmiştir [8, 66, 96].

Ersoy ve diğerleri [10], yaptıkları çalışmada InCoris ZI ve InCoris TZI seramik bloklardan elde edilen örneklerle konvansiyonel, hızlı ve süper hızlı sinterleme uygulamıştır. Çalışma sonucunda, konvansiyonel (InCoris TZI örneklerde $579,7 \pm 140,6$ MPa; InCoris ZI örneklerde $700,3 \pm 125,3$ MPa) ve hızlı sinterlenen (InCoris TZI örneklerde $622,3 \pm 82,7$ MPa; InCoris ZI örneklerde $662,1 \pm 77,8$ MPa) örneklerin bükülme dayanımı değerleri arasında anlamlı fark olmadığı bildirilmiştir. En yüksek bükülme dayanımı süper hızlı sinterlenen (InCoris TZI örneklerde $904,2 \pm 115,7$ MPa; InCoris ZI örneklerde $871,8 \pm 108,8$ MPa) örneklerde gözlenmiştir. Bu çalışmada; konvansiyonel (InCoris TZI örneklerde, 1215 ± 293 MPa; InCoris ZI örneklerde 1159 ± 227 MPa), hızlı (InCoris TZI örneklerde 1157 ± 158 MPa; InCoris ZI örneklerde 1115 ± 264 MPa) ve süper hızlı sinterleme (InCoris TZI örneklerde 1104 ± 131 MPa; InCoris ZI örneklerde 1160 ± 216 MPa) uygulanan örneklerin bükülme dayanımı değerleri arasında anlamlı fark saptanmamıştır. Bu farklılık, farklı boyutlarda örnek kullanılması ve örneklerin hazırlanma aşamasındaki uygulamalardan kaynaklı olabilir. Yüzey alanının artması ile birlikte örnekte yüzey defektlerinin bulunma olasılığı artar. Bu durum bükülme dayanımında azalmaya sebep olabilir [163]. Ersoy ve diğerlerinin [10] çalışmasında değerlendirilen örneklerin uzunluğu (25 mm), bu çalışmada kullanılan örnek uzunluğundan ($15 \pm 0,2$ mm) daha büyüktür. Bununla birlikte, sinterleme sonrasında örnek yüzeylerine zımpara ve polisaj işlemi yapılmamıştır. Bu nedenle, yüzey defektleri giderilmemiş ve bükülme dayanımı olumsuz etkilenmiş olabilir.

Lmkemann ve diğ rleri [164], süper hızlı sinterleme uygulanan (1580°C sıcaklıkta 10 dk) zirkonyum dioksit seramik (4Y-TZP)  rneklerin biaksiyel bükülme dayanımının konvansiyonel sinterlenen örneklere (1450°C’de 120 dk) kıyasla daha düşük olduğunu bildirmiştir. Çalışmada değerlendirilen zirkonyum dioksit seramik örneklerin itriya miktarı yüksek olduğu için kübik faz içeriği fazladır. Kübik faz içeriğinin fazla olması zirkonyum dioksit seramiklerin mekanik özellikleri için istenmeyen bir durumdur [36]. Aynı çalışmada, konvansiyonel ve süper hızlı sinterlenen 4Y-TZP seramik örneklerin 134°C sıcaklıkta ve 0,2 MPa basınç altında 160 saat otoklavda yaşlandırılmasını takiben örneklerin bükülme dayanımı değerleri arasında anlamlı fark görülmemiştir. Bu çalışmada; farklı sinterleme prosedürlerinin örneklerin bükülme dayanımı üzerinde etkili olmadığı, fakat hızlı yaşlandırmayı takiben örneklerin bükülme dayanımının azaldığı saptanmıştır. Bu  alışma ile Lmkemann ve diğ rlerin çalışması arasındaki farklılıklar değerlendirilen materyallerin içeriğindeki farktan kaynaklı olabilir.

Jerman ve diğ rleri [147], farklı zirkonyum dioksit seramiklerin (3Y-TZP ve yüksek translusensiye sahip 4Y-TZP) konvansiyonel (1450°C ısıda 2 saat) ve süper hızlı (1580°C’de 10 dakika) sinterleme prosedürleri ve hızlı yaşlandırma (134°C sıcaklıkta ve 2 bar basınç altında otoklavda 10 saat) sonrasında bükülme dayanımını değerlendirmiştir. Araştırma sonucunda, 3Y-TZP örneklerde konvansiyonel ve süper hızlı sinterleme sonrasında anlamlı fark olmadığı bildirilmiştir ve bu çalışmanın sonuçları ile uyumludur. Bununla birlikte; süper hızlı sinterlenen 3Y-TZP seramik örneklerin bükülme dayanımında yaşlandırmayı takiben anlamlı değişiklik görülmediği bildirilmiştir. Bu çalışmada; konvansiyonel, hızlı ve süper hızlı sinterlenen tüm örneklerin bükülme dayanımının yaşlandırmayı takiben azaldığı gözlenmiştir. Bu  alışma sonuçları ile Jerman ve diğ rlerinin çalışması arasındaki farklılıklar, örnek boyutlarının ve materyal içeriklerinin farklı olmasından kaynaklı olabilir.

Cardoso ve diğ rleri [165], tam stabilize zirkonyum dioksit seramik örneklerin 1450°C ve 1600°C’de konvansiyonel sinterleme sonrasında bükülme dayanımını değerlendirmiştir. Gruplar arasında bükülme dayanımı açısından anlamlı farklılık saptanmamıştır. Artan sinterleme sıcaklığıyla birlikte gren boyutu artsa da, materyalin kübik faz içeriğinde değişiklik gözlemlenmemiştir. Araştırmacılar bükülme dayanımında değişiklik izlenmemesinin materyalin kübik faz içeriğinde değişiklik görülmemesi ile ilgili olduğunu savunurken, gren boyutunun bükülme dayanımı üzerinde çok düşük düzeyde etkiye sahip

olduğunu bildirmiştir. Bu çalışmada; süper hızlı sinterlenen örneklerin gren boyutunda artış izlenirken, sinterleme prosedürlerinin bükülme dayanımı üzerinde etkili olmadığı saptanmıştır. Ayrıca, sinterleme prosedürlerinin örneklerin faz içeriği (tetragonal ve monoklinik) üzerinde etkili olmadığı ve kübik faz izlenmediği tespit edilmiştir. Bu durum kullanılan zirkonyum dioksit seramiklerin itriya içeriğindeki farklılıklardan kaynaklı olabilir.

Oyar ve diğerleri [166], sinterleme süresinin, yüksek translusensiye sahip monolitik zirkonyum dioksit seramiklerin biaksiyel bükülme dayanımı üzerindeki etkisini değerlendirmiştir. Örnekler 1530°C'de, sırası ile 90, 120, 150, 155, 185, 215 dakika sinterize edilmiştir. Çalışma sonucunda; monolitik zirkonyum dioksit seramiklerin biaksiyel bükülme dayanımının sinterleme süresinin uzaması ile arttığı tespit edilmiştir [166]. Buna karşın; Hjerppe ve diğerleri [167], zirkonyum dioksit seramiklerde sinterleme süresindeki değişikliklerin materyalin bükülme dayanımı üzerine herhangi bir etkisi olmadığını, faz dönüşümünü etkilemediğini belirtmiştir. Bu çalışmada, Hjerppe ve diğerlerinin çalışmasına paralel olarak, sinterleme prosedürlerinin örneklerin bükülme dayanımı ve faz dönüşümü üzerinde etkisi olmadığı bulunmuştur. Hjerppe ve diğerleri, bükülme dayanımının sinterleme süresinden etkilenmemesini testin statik yük altında gerçekleştirilmiş olması ile açıklamıştır. Buna karşın, ağız ortamında dinamik çiğneme kuvvetleri hakimdir [167].

Juntavee ve Attashu'nun [168] farklı sinterleme prosedürlerinin translüsent monolitik zirkonyum dioksit seramiklerin bükülme dayanımı üzerindeki etkisini araştırdıkları çalışmada, sinterleme sıcaklığı ve süresinin artırılması ile örneklerin bükülme dayanımının arttığı bildirilmiştir. Öztürk ve Can'ın [169] yaptığı çalışmada bükülme dayanımının sinterleme parametrelerindeki değişikliklerden etkilenmediği görülmüştür. Bu çalışmada; uygulanan sinterleme prosedürlerinin örneklerin bükülme dayanımını etkilemediği görülmüştür. Bu durum, Juntavee ve Attashu'nun [168] çalışmasından farklı olarak, örneklerin kristal içeriğinde herhangi bir t→m faz dönüşümü saptanmaması ile açıklanabilir. Bu çalışmanın sonuçları Öztürk ve Can'ın [169] çalışması ile benzerdir.

Jansen ve diğerleri [83], konvansiyonel (1450°C'de 120 dk) ve hızlı sinterleme (1570° ve 1590° olmak üzere 2 farklı sıcaklıkta 10 dk) prosedürlerinin farklı zirkonyum dioksit seramiklerin (3Y-TZP ve 4Y-TZP) bükülme dayanımı ve faz dönüşümü üzerindeki etkisini

değerlendirmiştir. Çalışma sonucunda; 1590°C sıcaklıkta sinterlenen örneklerin bükülme dayanımı 1570°C'de sinterlenenlere kıyasla daha yüksek bulunmuştur. Bununla birlikte; araştırmacılar kullanılan zirkonyum dioksit seramik içeriğinin bükülme dayanımı üzerinde uygulanan sinterleme prosedürlerinden daha etkili olduğunu bildirmiştir. Örneklerin kristal içeriğinde monoklinik faz tespit edilmemiştir. Sinterleme prosedürlerinin örneklerin bükülme dayanımı üzerindeki etkisinin materyalin faz içeriği ile değil, daha makroskopik etkenlerle (gren boyutu, yoğunluk vb.) ilgili olduğu bildirilmiştir. Bu çalışmada; InCoris TZI ve InCoris ZI örnekler ve örneklere uygulanan sinterleme prosedürleri arasında bükülme dayanımı açısından anlamlı fark saptanmamıştır. Ayrıca, uygulanan sinterleme prosedürlerinin örneklerin faz içeriği üzerinde etkili olmadığı görülmüştür.

Şen ve diğerleri [87], sinterleme sıcaklığının (1350, 1450, 1600°C' de 2 saat) farklı monolitik zirkonyum dioksit örneklerin biaksiyel bükülme dayanımı üzerindeki etkisini değerlendirmiştir. Çalışma sonucunda; artan sinterleme sıcaklığının biaksiyel bükülme dayanımı üzerinde minimal etkiye sahip olduğu gözlenmiştir. Bununla birlikte; en düşük bükülme dayanımının itriya içeriği, dolayısıyla kübik faz oranı en fazla olan örneklerde görüldüğü, kübik faz oranının artması ile bükülme dayanımının azaldığı bildirilmiştir. Tetragonal faza göre daha az stabil olan kübik faz oranındaki artış materyalin biaksiyel bükülme dayanımını azaltır [71, 86, 170]. Bu çalışmada; farklı sinterleme prosedürlerinin örneklerin biaksiyel bükülme dayanımı üzerinde etkili olmadığı saptanmıştır.

Lawson ve diğerleri [171], konvansiyonel (1550°C maksimum sıcaklıkta 2 saat bekletilmek üzere toplam 7 saat) ve hızlı sinterleme (özel ayarlı hızlı sinterleme programları kullanılarak bir örnek grubu 30 dk, diğer örnek grubu üretici firma talimatları doğrultusunda 18 dk) prosedürlerinin farklı zirkonyum dioksit seramiklerin bükülme dayanımı üzerindeki etkisini incelemiştir. Çalışma sonucunda; 3mol% itriya içeriğine sahip zirkonyum dioksit seramiklerin bükülme dayanımının hızlı sinterleme sonrası %30-40 oranında azaldığı bulunmuştur. 3Y-TZP seramiklerde hızlı sinterlemeyi takiben gren boyutunun arttığı ve materyalin faz dönüşümüne daha yatkın hale geldiği bildirilmiştir. Bu çalışmada; hızlı ve süper hızlı sinterleme uygulanan örneklerin bükülme dayanımı ile konvansiyonel sinterlenen örnekler arasında fark olmadığı tespit edilmiştir. Konvansiyonel ve hızlı sinterlenen örneklerin gren boyutu arasında anlamlı fark olmadığı, fakat süper hızlı sinterlemeyi takiben

gren boyutunun arttığı görülmüştür. Ayrıca, farklı sinterleme prosedürlerinin örneklerin faz içeriği üzerinde etkili olmadığı izlenmiştir.

Farklı sinterleme prosedürlerinin zirkonyum dioksit seramiklerin bükülme dayanımı üzerindeki etkisi kesin değildir. Bazı çalışmalar [10, 147, 165, 167], hızlı ve konvansiyonel sinterleme yöntemlerinin bükülme dayanımını benzer şekilde etkilediğini gösterirken, bazı çalışmalar [71, 83, 87, 164, 166, 168, 171], sinterleme sıcaklığı, süresi ve materyal çeşidinin bükülme dayanımı üzerinde anlamlı etkiye sebep olduğunu bildirmiştir. Çalışmalar arasındaki bu farklılıklar, incelenen zirkonyum dioksit seramiklerin kimyasal içeriği ve kullanılan sinterleme parametrelerinin değişkenliğinden kaynaklı olabilir.

Bu çalışmada, bükülme dayanımının hızlı yaşlandırma sonrasında azaldığı bulunmuştur. Almansour ve Alqahtani [172], in-vitro yaşlandırmanın yüksek translusensiye sahip monolitik zirkonyum dioksit seramiğin biaksiyel bükülme dayanımını azalttığını bildirmiştir. Flinn ve diğerleri [173-175] tarafından farklı yıllarda yapılan, yaşlandırmanın zirkonyum dioksit seramiklerin bükülme dayanımı üzerindeki etkisinin incelendiği çalışmalarda, yaşlandırmayı takiben bükülme dayanımının azaldığı bildirilmiştir. Bu durum, tetragonal-monoklinik faz dönüşümüyle açıklanmıştır.

2014 yılında yapılmış bir çalışmada [91], konvansiyonel sinterlenmiş zirkonyum dioksit seramik örnekler otoklavda 121°C sıcaklık ve 2 bar basınç altında 5 ve 10 saat yaşlandırma uygulanmıştır. Çalışma sonucunda; kontrol grubuna kıyasla, 5 saat yaşlandırılan örneklerin bükülme dayanımında hafif artış izlenirken, 10 saat yaşlandırılan örneklerin bükülme dayanımında azalma saptanmıştır. Bu durum, 5 saat yaşlandırma sonunda t→m faz dönüşümü sebebiyle başlangıçta %4 olan monolitik faz oranının %5, 10 saat yaşlandırma sonunda ise yaklaşık %15'e ulaşması ile açıklanmıştır. Bu çalışmada, 5 saat hızlı yaşlandırma sonucu örneklerin bükülme dayanımında azalma, monoklinik faz yoğunluğunda artış saptanmıştır.

Pereira ve diğerleri [176], zirkonyum dioksit seramiklerin mekanik özellikleri üzerinde otoklav (134 °C ısı ve 2 bar basınç altında 20 saat), termal siklus ve mekanik yaşlandırma yöntemlerinin etkisini incelemiştir. Çalışma sonucunda; uygulanan yaşlandırma işlemlerinin örneklerin bükülme dayanımı üzerindeki etkisinin anlamlı olmadığı saptanmıştır. Bununla

birlikte; XRD analizi tüm yaşlandırma yöntemlerinde örneklerin monoklinik faz içeriğinde artış izlendiği göstermiştir. En fazla monoklinik faz artışı otoklav ve mekanik yaşlandırmanın birlikte uygulandığı örneklerde saptanmıştır. Sadece otoklav yaşlandırmasının uygulandığı örneklerin, otoklav ve mekanik yaşlandırmanın birlikte uygulandığı örneklerle kıyasla daha yüksek biaksiyel bükülme dayanımına sahip olması bununla açıklanmıştır. Bu çalışmada; otoklavda yaşlandırmayı takiben bükülme dayanımının azaldığı ve örneklerin monoklinik faz piklerinin arttığı görülmüştür. Bu çalışmada görülen otoklavda yaşlandırmanın bükülme dayanımı üzerindeki etkisi ile Pereira ve diğerlerinin çalışmasında tespit edilen etki arasındaki fark, bu çalışmada yaşlandırma süresinin Pereira ve diğerlerinin çalışmasından daha az olması ile ilgili olabilir.

De Souza ve diğerlerinin [177] yaptığı çalışmada, hızlı yaşlandırmanın farklı zirkonyum dioksit seramiklerin (IPS E-max ZİRCAD ve Z-5 Ceramic) bükülme dayanımı, kristal faz içeriği ve yüzey topografisi üzerindeki etkisi incelenmiştir. Örnekler 134°C sıcaklık ve 2 bar basınç altında otoklavda 30, 60, 90 dk yaşlandırma uygulanmıştır. Örneklerin bükülme dayanımı üzerinde yaşlandırma süresinin etkili olmadığı, sadece materyaller arasında anlamlı fark olduğu saptanmıştır. Yaşlandırma uygulanan tüm örneklerde t→m faz dönüşümü nedeniyle monoklinik faz tespit edilse de, yaşlandırma süresinin örneklerin monoklinik faz miktarı üzerindeki etkisinin materyale göre farklılık gösterdiği bildirilmiştir. Bu durum, üretici firma talimatları doğrultusunda uygulanan farklı sinterleme prosedürleri ile açıklanmıştır. 1530°C sıcaklıkta 15 dk sinterlenen örneklerin bükülme dayanımının 1470°C’de 2 saat sinterlenen örneklerle kıyasla daha düşük olduğu gözlenmiştir. 90 dk yaşlandırılan örneklerde grenlerin yüzeyden kopması sonucunda, kontrol grubuna kıyasla yüzey düzensizliklerinin belirginleştiği görülmüştür. Bu çalışmada; uygulanan sinterleme prosedürleri arasında örneklerin bükülme dayanımı açısından anlamlı fark olmadığı, yaşlandırmayı takiben bükülme dayanımının azaldığı tespit edilmiştir. Yaşlandırma sonucunda tüm örneklerde t→m faz dönüşümü nedeniyle monoklinik faz yoğunluğunun arttığı görülmüştür. Yaşlandırma uygulanan örneklerin yüzey topografisinin yaşlandırılma uygulanmayan örneklerle kıyasla daha düzensiz olduğu izlenmiştir. De Souza ve diğerlerinin XRD ve yüzey analizi sonuçları bu çalışma ile benzerdir, fakat yaşlandırmanın bükülme dayanımı üzerindeki etkileri farklıdır. Bu farklılık, De Souza ve diğerlerinin çalışmasında yaşlandırma süresinin daha kısa olmasından kaynaklı olabilir.

Zirkonyum dioksit seramik restorasyonların klinik başarısını belirleyen en önemli parametrelerden biri Vickers sertlik değeridir [30, 107]. Zirkonyum dioksit seramiklerin Vickers sertlik değerinin 1240 - 1376 HV civarında olduğu bildirilmektedir [178, 179].

Candido ve diğerleri [180], farklı zirkonyum dioksit seramiklerin (monolitik zirkonyum dioksit seramik: Prettau Zircon; konvansiyonel zirkonyum dioksit seramik: ICE Zircon Transluzent ve Bloom-Zir) mekanik ve yüzey özelliklerini inceledikleri çalışmada, monolitik zirkonyum dioksit seramik örnekler 1600°C'de 8,2 saat, konvansiyonel zirkonyum dioksit seramik örnekler 1500°C'de 8 saat konvansiyonel sinterleme uygulamıştır. Çalışma sonucunda; örneklerin yüzey sertliği $1452,16 \pm 79,49$ HV; ICE Zircon seramik örneklerin yüzey sertliği $1466,72 \pm 91,76$ HV ve Bloom-Zir seramik örneklerin yüzey sertliği $1516,06 \pm 104,02$ HV bulunmuş olup gruplar arasında fark gözlenmemiştir. Bu çalışmada; konvansiyonel sinterlenen monolitik zirkonyum dioksit örneklerin yüzey sertliği ($1405 \pm 35,4$ HV) ile konvansiyonel sinterleme uygulanan zirkonyum dioksit altyapı seramik örneklerinin yüzey sertliği ($1381,6 \pm 19,2$ HV) arasında anlamlı fark olduğu saptanmıştır. Bu çalışma sonucu ile Candido ve diğerlerinin çalışması arasındaki farklılıklar, incelenen zirkonyum dioksit seramiklerin kimyasal içeriği, sinterleme parametreleri, örnek boyutları ve Vickers testi parametrelerindenki farklılardan kaynaklanabilir.

Kaizer ve diğerleri [9], farklı sinterleme prosedürlerinin (konvansiyonel, hızlı ve süper hızlı sinterleme) monolitik zirkonyum dioksit seramiklerin optik, mekanik ve aşındırma özellikleri üzerindeki etkisini incelemiştir. Çalışmada sonucunda; konvansiyonel sinterleme uygulanan örneklerin yüzey sertliği süper hızlı ve hızlı sinterlenen örneklerin yüzey sertliğine kıyasla daha fazla bulunmuştur. Süper hızlı ve hızlı sinterleme uygulanan örneklerin Vickers sertlik değerleri arasında anlamlı fark bulunmamıştır. Çalışmada en büyük gren boyutunun konvansiyonel sinterlenen örnek grubunda olduğu ve bu sırayı süper hızlı sinterlenen örneklerin takip ettiği görülmüştür. En küçük gren boyutu hızlı sinterleme uygulanan örneklerde saptanmıştır. Ayrıca, daha yüksek sinterleme sıcaklığı ve daha uzun sinterleme süresinin gren boyutunda artışa sebep olduğu bildirilmiştir. Bu çalışmada; konvansiyonel ve hızlı sinterlenen monolitik zirkonyum dioksit seramik örneklerin yüzey sertliği arasında fark görülmemiştir. Süper hızlı sinterlenen InCoris TZI örneklerin yüzey sertliği konvansiyonel ve hızlı sinterlenen InCoris TZI örnekler 1600°C'de 8,2 saat, konvansiyonel zirkonyum dioksit seramik örnekler 1500°C'de 8 saat konvansiyonel sinterleme uygulamıştır. Çalışma sonucunda; örneklerin yüzey sertliği $1452,16 \pm 79,49$ HV; ICE Zircon seramik örneklerin yüzey sertliği $1466,72 \pm 91,76$ HV ve Bloom-Zir seramik örneklerin yüzey sertliği $1516,06 \pm 104,02$ HV bulunmuş olup gruplar arasında fark gözlenmemiştir. Bu çalışmada; konvansiyonel sinterlenen monolitik zirkonyum dioksit örneklerin yüzey sertliği ($1405 \pm 35,4$ HV) ile konvansiyonel sinterleme uygulanan zirkonyum dioksit altyapı seramik örneklerinin yüzey sertliği ($1381,6 \pm 19,2$ HV) arasında anlamlı fark olduğu saptanmıştır. Bu çalışma sonucu ile Candido ve diğerlerinin çalışması arasındaki farklılıklar, incelenen zirkonyum dioksit seramiklerin kimyasal içeriği, sinterleme parametreleri, örnek boyutları ve Vickers testi parametrelerindenki farklılardan kaynaklanabilir.

küçük gren boyutu ise konvansiyonel sinterlenen örneklerde tespit edilmiştir. Kaizer ve diğerleri, bu sonucun artan sinterleme sıcaklığına bağlı olarak gren boyutunun artmasından kaynaklı olabileceğini savunmuştur. Bu çalışmanın sonuçları, Kaizer ve diğerlerinin çalışmasından farklıdır. Bu farklılıklar, Kaizer ve diğerlerinin çalışmasında, sinterleme tamamlandıktan sonra örneklere termal asitleme (1150°C’de 20 dakika) uygulanması, Vickers sertlik testi parametrelerinin farklı olmasıyla ilgili olabilir.

Xie ve diğerleri [181], porselen fırınında uygulanan ısıtma işlem sayısının ve yaşlandırmanın, konvansiyonel sinterlenen (1450 °C sıcaklıkta 6 saat) zirkonyum dioksit altyapı seramiklerinin faz dönüşümü ve yüzey sertliği üzerindeki etkisini değerlendirmiştir. Örneklere porselen fırınında (maksimum sıcaklık 920 °C) 1, 3 veya 5 kez ısıtma işlemi uygulandıktan sonra örnekler otoklavda 134 °C sıcaklık ve 2 bar basınç altında 10 veya 20 saat yaşlandırılmıştır. Çalışma sonucunda; porselen fırınındaki ısıtma işlem sayılarının örneklerin faz içeriği ve Vickers sertlik değeri üzerinde etkili olmadığı bulunmuştur. Yaşlandırmayı takiben örneklerin yüzey sertliğinde belirgin bir fark olmadığı fakat monoklinik faz içeriğinin arttığı bildirilmiştir. Bu çalışmada; konvansiyonel sinterlenen InCoris ZI örneklerin yüzey sertliğinin yaşlandırmayı takiben azaldığı, monoklinik faz yoğunluğunun arttığı saptanmıştır. Bu çalışma ile Xie ve diğerlerinin çalışması arasındaki yüzey sertliği sonuçlarına dair farklılık Vickers testi parametrelerinin farklı olmasından kaynaklı olabilir.

Prado ve diğerleri [182], konvansiyonel sinterlenen (1510 °C sıcaklıkta 2 saat bekletilerek) monolitik zirkonyum dioksit seramik örnekleri (InCoris TZI) 134°C sıcaklık ve 2 bar basınç altında izotermal reaktörde yaşlandırarak 26. ve 140. saatlerde örneklerin yüzey sertliği, biaksiyel bükülme dayanımı, topografik ve mikroyapısal özelliklerini değerlendirmiştir. Çalışma sonucunda; uzamış yaşlandırma süresinin örneklerin yüzey sertliğini azalttığı, gren boyutunu arttırdığı, biaksiyel bükülme dayanımı üzerinde etkili olmadığı bulunmuştur. Kontrol grubu hariç, diğer tüm örneklerde t→m faz değişimi gözlenmiştir. Araştırmacılar, ilk monoklinik fazın 26 saat yaşlandırma sonunda açığa çıktığını bildirmiştir. Bu çalışmada; konvansiyonel sinterlenen InCoris TZI örneklerin yüzey sertliğinin yaşlandırma sonrasında azaldığı; bükülme dayanımı, gren boyutunun anlamlı düzeyde değişmediği görülmüştür. Yaşlandırmayı takiben monoklinik faz yoğunluğu artmıştır. Bu çalışma ile Prado ve

diğerlerinin çalışma sonuçları arasındaki farklılıklar yaşlandırma sürelerinin farklı olmasından kaynaklı olabilir.

Kırılma tokluğu materyalin kırılma oluşmadan hemen öncesinde absorbe edebileceği maksimum enerji miktarı olup, seramik gibi kırılğan materyallerin uzun dönem klinik başarısını in-vitro ortamda değerlendirmede kullanılan en önemli mekanik parametrelerden biridir [183]. Düşük kırılma tokluğuna sahip seramiklerin klinik güvenilirliği azdır [96]. İttriya ile stabilize zirkonyum dioksit seramiklerin kırılma tokluğu değerlerinin 3,17 - 10,5 MPa×√m arasında değiştiği bildirilmiştir [156]. ISO 6872 standartına göre [138], anterior/posterior tek kron ve molar dişlerin dahil olmadığı üç üyeli köprü restorasyonlarda kullanılacak zirkonyum dioksit altyapı seramikler en az 3 MPa×√m kırılma tokluğuna sahip olmalıdır. Bu değer; molarların dahil edildiği üç üyeli köprü restorasyonları için en az 3,5 MPa×√m, dört veya daha fazla üyeli köprü restorasyonları için ise en az 5 MPa×√m olmalıdır.

Traini ve diğerleri [183], konvansiyonel sinterleme sonrasında monolitik zirkonyum dioksit seramiklerin kırılma tokluğunun 7,2 MPa×√m olduğunu bulmuştur. Nemli ve diğerleri [184], zirkonyum dioksit altyapı seramiğinin 1350 °C ve 1500 °C sıcaklıkta konvansiyonel sinterlenmesi sonucu sırasıyla, 6,8 MPa×√m ve 6,6 MPa×√m kırılma tokluğu değeri elde etmiştir. Bu çalışmada konvansiyonel sinterleme uygulanan zirkonyum dioksit altyapı seramik örneklerinin kırılma tokluğu 7,49±0,86 MPa×√m, monolitik zirkonyum dioksit seramik örneklerin kırılma tokluğu 7,77±0,84 MPa×√m bulunmuştur. Bu çalışmanın sonuçları Traini ve diğerlerinin ve Nemli ve diğerlerinin çalışmaları ile uyumludur.

Marinis ve diğerleri [185], üç farklı zirkonyum dioksit altyapı seramiğinin konvansiyonel ve mikrodalga ile sinterleme sonrasında kırılma tokluğunu değerlendirdikleri çalışmada örneklerin kırılma tokluğu değerleri açısından sinterleme prosedürleri arasında anlamlı fark bulunmadığını bildirmiştir. Bu çalışmada; farklı sinterleme prosedürlerinin örneklerin kırılma tokluğu üzerinde anlamlı etkiye sahip olmadığı saptanmış olup, Marinis ve diğerlerinin çalışması ile benzerdir.

Şen ve İşler [102], farklı konvansiyonel sinterleme prosedürlerinin (sırasıyla; 1450 °C, 1530 °C ve 1450 °C olan maksimum sinterleme sıcaklığında 2 saat) üç farklı monolitik zirkonyum

dioksit seramiğin Vickers sertlik değeri ve kırılma tokluğunu üzerindeki etkisini incelemiştir. Çalışmada gruplar arasında Vickers sertlik değeri açısından anlamlı fark saptanmamıştır. Buna karşın; kırılma tokluğu değerlerinin gruplar arasında anlamlı fark gösterdiği bildirilmiştir. Kırılma tokluğu değerlerindeki bu farklılıkların yüksek Y_2O_3 içeriği, dolayısıyla da kübik faz içeriğindeki farklılıklardan kaynaklandığı bildirilmiştir.

Cokic ve diğerleri [186], farklı monolitik zirkonyum dioksit seramik örnekleri farklı sinterleme prosedürleri (CEREC Zr örnekleri 1580 °C sıcaklıkta 3 dk bekleterek süper hızlı sinterleme; InCoris TZI örnekleri 1510 °C sıcaklıkta 2 saat bekleterek konvansiyonel sinterleme) uygulayarak biaksiyel bükülme dayanımı, Vickers sertliği, kırılma tokluğu ve kontrast oranını incelemiştir. Ayrıca, yaşlandırmanın (otoklavda 134°C sıcaklık ve 2 bar basınç altında 60 saat) örneklerin kontrast oranı ve faz içeriği üzerindeki etkisini değerlendirmiştir. Çalışma sonucunda; konvansiyonel ve süper hızlı sinterlenen örneklerin bükülme dayanımı ve kırılma tokluğu arasında anlamlı fark olmadığı bildirilmiştir. Süper hızlı sinterlenen örneklerin yüzey sertliği ve kontrast oranı konvansiyonel sinterlenen örneklerle kıyasla artmıştır. Bu çalışmada; konvansiyonel ve süper hızlı sinterlenen monolitik zirkonyum dioksit seramiklerin bükülme dayanımı, kırılma tokluğu ve kontrast oranı arasında fark saptanmamıştır. Bu sonuçlar, Cokic ve diğerlerinin çalışması ile uyumludur. Fakat bu çalışmada, Cokic ve diğerlerinden farklı olarak, süper hızlı sinterlenen monolitik zirkonyum dioksit seramiklerin yüzey sertliğinin konvansiyonel sinterlenenlere kıyasla azaldığı tespit edilmiştir. Cokic ve diğerlerinin [186] çalışmasında, yaşlandırma sonucunda konvansiyonel ve süper hızlı sinterlenen monolitik zirkonyum dioksit seramik örneklerin kontrast oranının arttığı ve bu artışın yaşlandırma sonucu $t \rightarrow m$ faz dönüşümünün artmasıyla ilgili olduğu bildirilmiştir. Bu çalışmada; konvansiyonel ve süper hızlı sinterlenen monolitik zirkonyum dioksit seramik örneklerin kontrast oranının ve monolitik faz yoğunluğunun yaşlandırmayı takiben arttığı görülmüş olup, Cokic ve diğerlerinin çalışma sonucu ile uyumludur.

İnokoshi ve diğerleri [160], farklı sinterleme sıcaklığı (1450 °C, 1550 °C ve 1650 °C) ve sürelerinin (1, 2 ve 4 saat) monolitik ve altyapı zirkonyum dioksit seramiklerinin Vickers yüzey sertliği, kırılma tokluğu, mikroyapısı, faz içeriği üzerindeki etkisini araştırmıştır. Çalışma sonucunda; artan sinterleme sıcaklığı ve süresinin Vickers yüzey sertliğini azalttığı bildirilmiştir. 1450 ve 1550 °C sinterleme sıcaklıklarında artan sinterleme süresinin gren

boyutu üzerinde etkili olmadığı, 1650 °C’de artan sinterleme süresinin gren boyutunu arttırdığı görülmüştür. Kırılma tokluğunun 1550 °C sinterleme sıcaklığına kadar değişmediği, 1650 °C sıcaklıkta ise bir miktar arttığı tespit edilmiştir. Bu durum, 1650 °C sıcaklıkta gren boyutunun 400 nm’ye ulaşması ve kırılma tokluğunun bu gren boyutuna ulaştıktan sonra değişmesi ile açıklanmıştır. Artan sinterleme sıcaklığı ve süresinin örneklerin monoklinik faz oranını artırdığı gözlenmiştir. Bu çalışmada; süper hızlı sinterlenen monolitik zirkonyum dioksit seramik örneklerin yüzey sertliğinin, hızlı ve konvansiyonel sinterlenenlere kıyasla daha düşük olduğu görülmüştür. Konvansiyonel, hızlı ve süper hızlı sinterleme prosedürlerinin zirkonyum dioksit altyapı seramik örneklerin yüzey sertliği üzerindeki etkileri benzer bulunmuştur. Sinterleme prosedürleri arasında her iki zirkonyum dioksit seramik örneklerin gren boyutu açısından anlamlı fark olmadığı görülmüştür. Uygulanan sinterleme prosedürlerinin monolitik ve altyapı zirkonyum dioksit seramik örneklerinin kırılma tokluğu ve monoklinik faz oranı üzerinde etkili olmadığı tespit edilmiştir. Bu çalışmanın monolitik zirkonyum dioksit seramiklerin yüzey sertliği sonuçları, İnokoshi ve diğerlerin çalışması ile uyumlu, zirkonyum dioksit altyapı seramiklerin yüzey sertliği sonuçları ise uyumlu değildir. Bu farklı zirkonyum dioksit altyapı seramiklerin değerlendirilmesi ile ilgili olabilir. İnokoshi ve diğerlerin çalışmasından farklı olarak, bu çalışmada sinterleme prosedürlerinin örneklerin kırılma tokluğu üzerinde etkili olmaması en yüksek sinterleme sıcaklığının 1580°C olması ile açıklanabilir.

Miragaya ve diğerleri [187] tarafından yapılan çalışmada, zirkonyum dioksit seramiğin 60 günlük intraoral yaşlandırılmasını takiben t→m faz dönüşümünün arttığı ve kırılma tokluğunun azaldığı bildirilmiştir. Bu çalışmada, intraoral 10 yıllık yaşlanmaya eşdeğer olan otoklav yaşlandırması uygulanmıştır ve çalışma sonucu Miragaya ve diğerlerinin çalışma sonucu ile benzerdir.

Ban ve diğerleri [188], 134 °C sıcaklıkta 5 saat otoklavda yaşlandırma sonrasında zirkonyum dioksit seramiklerin kırılma tokluğunun monoklinik faz artışına bağlı olarak azaldığını bildirmiştir. Bu çalışma sonucunda, yaşlandırmayı takiben t→m faz dönüşümünün arttığı ve kırılma tokluğunun azaldığı görülmüştür. Bu çalışma, Ban ve diğerlerinin çalışması ile uyumludur.

Harada ve diğerleri [94], hızlı yaşlandırmanın (otoklavda 134 °C sıcaklık ve 0,2 MPa basınç altında 5 saat veya 100 saat, 180 °C sıcaklık ve 1 MPa basınç altında 5 saat, veya 20 saat) konvansiyonel sinterlenen (1500 °C maksimum sıcaklıkta 2 saat bekletilerek) zirkonyum dioksit altyapı seramiklerinin yüzey sertliği ve kırılma tokluğu üzerindeki etkisini incelemiştir. Çalışma sonucunda; uygulanan yaşlandırma prosedürlerinin örneklerin Vickers sertlik değeri ve kırılma tokluğu üzerinde etkili olmadığı bulunmuştur [94]. Bu çalışmada; konvansiyonel sinterlenen zirkonyum dioksit altyapı seramiklerinin yüzey sertliğinin yaşlandırma (otoklavda 134 °C sıcaklık ve 0,2 MPa basınç altında 5 saat) sonrasında azaldığı, kırılma tokluğunun anlamlı düzeyde değişmediği saptanmıştır.

Zirkonyum dioksit seramiklerin optik özelliklerini belirleyen en önemli parametrelerden biri kontrast oranıdır [189]. Kontrast oranı 0 ve 1 arasında değer alır. Kontrast oranının 0 olması materyalin tamamen transparan, 1 olması ise tamamen opak olması anlamına gelmektedir [60, 119, 123, 190]. Zirkonyum dioksit seramiklerin kontrast oranı materyalin kimyasal içeriğinden, mikroyapısından, ve ortalama gren boyutu değerinden etkilenmektedir [191].

Zirkonyum dioksit seramiklerin yüzeyine gelen ışığın yansıma miktarı translusensi değerleriyle ters orantılı olup, materyallerin gren boyutuna bağlı olarak değişebilir. Zirkonyum dioksit seramiklerin gren boyutu materyalin yüzeyine gelen ışığın dalga boyu ile benzer düzeydeyse, gren boyutunun artması ile materyal yüzeyinden yansıyan ışık miktarı artar ve translusensi değeri azalır [192]. Translusensi ile kontrast oranının ters orantılı olması sebebi ile kontrast oranı artar [193, 194]. Buna karşın, materyalin gren boyutu ışığın dalga boyundan fazlaysa, gren boyutu arttıkça yansıyan ışık miktarı azalır ve dolayısıyla, kontrast oranı azalmış olur [192]. Bu çalışmada, 400-700 nm dalga boyuna sahip standart D65 ışık kaynağı kullanılmıştır. Bu çalışmada; örneklerin gren boyutu ile ışık kaynağının dalga boyu benzer düzeyde olduğu için gren boyutunun artması ile örneklerin kontrast oranının arttığı gözlenmiştir.

Tuncel ve diğerleri [192], konvansiyonel sinterlenen zirkonyum dioksit altyapı seramiklerin (1500 °C sinterleme sıcaklığında 2 saat) ve monolitik zirkonyum dioksit seramiklerin (1600 °C maksimum sinterleme sıcaklığında 2 saat) optik özellikleri ve mikroyapısını incelemiştir. Çalışma sonucunda; monolitik zirkonyum dioksit seramiğin kontrast oranının zirkonyum

dioksit altyapı seramiğine kıyasla daha fazla olduğu görülmüştür. Bu çalışmanın sonuçları Tuncel ve diğerlerinin çalışması ile uyumludur.

Stawarczyk ve diğerleri [195] tarafından yapılan bir çalışmada, monolitik zirkonyum dioksit seramiklerin daha düşük kontrast oranına sahip olduğu saptansa da, içeriğine ve üretim tekniklerine bağlı olarak farklı monolitik zirkonyum dioksit seramiklerde farklı sonuçların elde edilebileceği belirtilmiştir. Vichi ve diğerlerinin [196] yaptığı çalışmada, üretici firma talimatları doğrultusunda konvansiyonel sinterlenmiş InCoris ZI örneklerin kontrast oranının, InCoris TZI'nın kontrast oranına göre daha fazla olduğu saptanmıştır. Bu çalışmada; konvansiyonel sinterleme uygulanan InCoris TZI örneklerin kontrast oranı InCoris ZI örneklere kıyasla daha yüksek bulunmuştur. Bu çalışmanın sonuçları, Vichi ve diğerlerinin çalışmasından farklıdır. Bu farklılık kullanılan sinterleme fırınlarının farklı olmasından, dolayısıyla fırınların ısınma/soğuma hızları arasındaki farklılıktan kaynaklı olabilir. Piyasada mevcut sinterleme fırınlarının ısınma ve soğuma hızları farklılık göstermektedir. Juntavee ve Uasuwan [197], sinterleme fırınının ısınma ve soğuma hızlarının ($^{\circ}\text{C}/\text{dk}$) kontrast oranı üzerinde anlamlı etkiye sahip olduğunu bulmuştur.

Juntavee ve Attashu [60], artan sinterleme sıcaklığı ve süresinin monolitik zirkonyum dioksit seramiklerin kontrast oranını azalttığını bulmuştur. Bu durumun, sinterleme süresi ve sıcaklığı ile gren boyutu arasındaki doğru orantıdan ve artan $t \rightarrow m$ faz dönüşümünden kaynaklandığı bildirilmiştir. Bu çalışmada; konvansiyonel ve süper hızlı sinterlenen monolitik zirkonyum dioksit seramiklerin kontrast oranı ve gren boyutu arasında fark olmadığı saptanmıştır.

Stawarczyk ve diğerleri [198] tarafından 2014 yılında yapılmış bir çalışmada, monolitik zirkonyum dioksit seramik ve zirkonyum dioksit altyapı seramiklerinin kontrast oranının sinterleme sıcaklığından etkilendiği, ancak sinterleme süresinden etkilenmediği tespit edilmiştir. Bu çalışmada; sıcaklığı aynı, süreleri farklı olan konvansiyonel ve hızlı sinterleme prosedürleri arasında hem monolitik zirkonyum dioksit hem de zirkonyum dioksit altyapı seramik materyallerinin kontrast oranı açısından anlamlı fark olmadığı saptanmıştır. Bu çalışma, Stawarczyk ve diğerlerinin çalışması ile uyumludur.

Coşkun ve Sarı [193], değişen sinterleme sürelerinin monolitik zirkonyum dioksit seramiklerin optik özellikleri üzerindeki etkisini değerlendirdikleri çalışmada sinterleme sıcaklığını sabit tutarak (1510 °C) 180 dk, 120 dk ve 30 dk olmak üzere üç farklı sinterleme süresi uygulamıştır. Çalışma sonucunda, kontrast oranı değerlerinde anlamlı farklılık saptanmadığı bildirilmiştir [193]. Bu çalışmada; konvansiyonel ve hızlı sinterlenen monolitik zirkonyum dioksit seramiklerin kontrast oranları arasında fark görülmemiş olup, Coşkun ve Sarı'nın çalışma sonucu ile uyumludur.

Ebeid ve diğerleri [159], farklı sinterleme sıcaklıklarının ve sürelerinin monolitik zirkonyum dioksit seramiklerin biaksiyel bükülme dayanımı, Vickers yüzey sertliği, faz içeriği, mikroyapısı ve optik özellikleri üzerinde etkisini değerlendirmiştir. Örnekler 1, 2 ve 4 saat olmak üzere üç farklı süre ve 1460 °C, 1530 °C, 1600 °C olmak üzere üç farklı sıcaklıkta sinterlenmiştir. Çalışma sonucunda; artan sinterleme sıcaklığı ve süresinin monolitik zirkonyum dioksit örneklerin bükülme dayanımı, Vickers sertliği, faz dönüşümü üzerinde anlamlı bir etkiye sahip olmadığı, kontrast oranını azalttığı görülmüştür. Bu çalışmada; uygulanan sinterleme prosedürlerinin monolitik zirkonyum dioksit seramiklerin bükülme dayanımı, kontrast oranı ve faz dönüşümü üzerinde benzer etkiye sahip olduğu tespit edilmiştir. Konvansiyonel ve hızlı sinterleme uygulanan InCoris TZI örneklerin Vickers sertliği arasında fark olmadığı fakat süper hızlı sinterleme sonucu azaldığı saptanmıştır. Bu çalışmada elde edilen bükülme dayanımı ve faz dönüşüm sonuçları, Ebeid ve diğerlerinin çalışma sonucu ile uyumlu, Vickers sertlik ve kontrast oranı sonuçları ise uyumlu değildir. Bu farklılıklar, uygulanan sinterleme parametrelerinin ve materyal içeriklerinin farklılığından kaynaklı olabilir.

Stawarczyk ve diğerleri [71] tarafından yapılan başka bir çalışmada, sinterleme sıcaklığının zirkonyum dioksit altyapı seramiklerinin bükülme dayanımı, gren boyutu ve kontrast oranı üzerindeki etkileri değerlendirilmiştir. Çalışma sonucunda; artan sinterleme sıcaklığıyla birlikte gren boyutunun arttığı, bunun sonucunda çatlak oluşumunun ilerlediği ve bükülme dayanımının azaldığı bildirilmiştir. Ayrıca, artan sinterleme sıcaklığı ile kontrast oranının azaldığı gözlenmiştir. Bu çalışmada; uygulanan sinterleme prosedürlerinin zirkonyum dioksit altyapı seramiğinin bükülme dayanımı üzerinde etkili olmadığı bulunmuştur. Süper hızlı sinterlenen InCoris ZI örneklerin gren boyutu konvansiyonel ve hızlı sinterlenen örneklere kıyasla daha yüksek bulunsada, bu farkın anlamlı olmadığı saptanmıştır.

Konvansiyonel ve süper hızlı sinterlenen InCoris ZI örneklerin kontrast oranları arasında fark görülmemiştir.

Bu çalışmada, konvansiyonel sinterlenen monolitik zirkonyum dioksit seramiklerde hızlı yaşlandırma sonrası kontrast oranı değerlerinde artış gözlenmişken, zirkonyum dioksit altyapı seramiğinde anlamlı değişiklik olmadığı tespit edilmiştir. Materyalin mikro yapısı, kimyasal ve kristal faz içeriği gibi faktörlerin kompleks etkileşimine bağlı olarak yaşlandırma sonrası translusensi ve kontrast oranı değerlerinde değişiklikler görülebilir [199]. Walczak ve diğerleri [199], konvansiyonel sinterlenmiş monolitik zirkonyum dioksit seramiklerin 134 °C sıcaklık ve 2 bar basınç altında 5 saat hidrotermal yaşlandırılmasını takiben kontrast oranının arttığını bildirmiştir. Benzer olarak; Alghazzawi'nin çalışmasında [200], konvansiyonel sinterlenmiş farklı monolitik zirkonyum dioksit seramiklerin 134 °C sıcaklıkta ve 2,1 bar basınç altında 20, 40, 60, 80, ve 100 saat süre ile otoklavda yaşlandırılmasını takiben kontrast oranları değerlendirilmiştir. Çalışma sonucunda, yaşlandırma süresinin artması ile kontrast oranının arttığı bildirilmiştir [200]. Bu çalışma sonucunda; konvansiyonel sinterlenen monolitik zirkonyum dioksit seramik örneklerin kontrast oranı yaşlandırmayı takiben artmış olup, Walczak ve diğerlerinin ve Alghazzawi'nin çalışması ile uyumludur.

De Araujo-Junior ve diğerlerinin yaptığı çalışmada [201], monolitik zirkonyum dioksit seramik örnekler 1550 °C sıcaklıkta 1 saat sinterlendikten sonra 134 °C sıcaklık ve 2,2 bar basınç altında 20 saat otoklavda yaşlandırılmıştır. Uygulanan yaşlandırma prosedürünün örneklerin faz içeriği, kontrast oranı, Vickers sertliği, kırılma tokluğu üzerindeki etkileri değerlendirilmiştir. Çalışma sonucunda; yaşlandırmayı takiben t→m faz dönüşümünün arttığı, kırılma tokluğunun, Vickers sertliğinin ve kontrast oranının anlamlı düzeyde değişmediği görülmüştür. Bu çalışmada, hızlı sinterlenen monolitik zirkonyum dioksit seramik örneklerin yaşlandırmayı takiben kontrast oranının değişmediği, Vickers sertliğinin azaldığı görülmüştür. Kırılma tokluğunun yaşlandırmayı takiben tüm sinterleme gruplarında azaldığı, t→m faz dönüşümünün arttığı saptanmıştır. Bu çalışma ile de Araujo-Junior ve diğerlerinin çalışmasındaki kontrast oranı ve faz dönüşüm sonuçları benzer, kırılma tokluğu ve Vickers sertlik sonuçları farklıdır. Bu, değerlendirilen materyallerin içeriği ve sinterleme parametrelerinin farklı olmasından kaynaklı olabilir.

Zirkonyum dioksit seramiklerin ideal optik ve mekanik özelliklere sahip olması için gren boyutu önemli bir parametredir [36, 85, 168, 192, 202]. Denry ve Kelly [36], zirkonyum dioksit seramiklerin gren boyutu değerinin 200-500 nm; Zhang ve diğerleri [58], 300-500 nm olduğunu ve gren boyutunun sinterleme sıcaklığına bağlı olarak değişebildiğini bildirmiştir. Farklı sinterleme prosedürlerinin ve hızlı yaşlandırma işleminin zirkonyum dioksit seramiklerin gren boyutu üzerindeki etkisinin değerlendirildiği bu çalışmada, en küçük gren boyutunun ($323 \pm 57,7$ nm) hızlı sinterleme ve yaşlandırma uygulanan InCoris TZI örnek grubunda, en büyük gren boyutunun ise ($843,5 \pm 159,3$ nm) süper hızlı sinterlenen ve yaşlandırma uygulanmayan InCoris ZI örnek grubunda olduğu görülmüştür. Bu çalışmada konvansiyonel ve hızlı sinterlenen örneklerin gren boyutu değerleri arasında yaşlandırma öncesi ve sonrasında anlamlı fark izlenmemiştir.

Ersoy ve diğerleri [10], konvansiyonel, hızlı ve süper hızlı sinterlenen örneklerin gren boyutları arasında belirgin fark olmadığını bulmuştur. Juntavee ve Attashu [168], sinterleme sıcaklığı arttıkça gren boyutunun arttığını bildirmiştir. Bununla birlikte, sinterleme süresinin artmasının gren boyutunu artırdığı, fakat sinterleme sıcaklığı kadar etkili olmadığı belirtilmiştir. Ebeid ve diğerleri [159], Sanal ve Kılınç [203], Cotic ve diğerleri [204], Nakamura ve diğerlerinin [205] yaptığı çalışmalarda da, sinterleme sıcaklığının artmasının gren boyutunu artırdığı bildirilmiş olup, bu çalışmanın sonucu ile uyumludur.

Bu çalışmada, hızlı yaşlandırmanın gren boyutu üzerinde anlamlı etkisi olmadığı bulunmuştur. Gren boyutu, zirkonyum dioksit seramiklerin yaşlanmaya duyarlılığını belirleyen faktörlerden biridir [48, 51]. Lucas ve diğerleri [206], farklı gren boyutuna sahip zirkonyum dioksit seramikleri otoklavda 134 °C sıcaklık ve 2 bar basınç altında 5 saat yaşlandırarak faz dönüşümünü değerlendirmiştir. Çalışma sonucunda, küçük gren boyutuna sahip Y-TZP seramiklerin t→m faz dönüşümüne daha dayanıklı olduğu bildirilmiştir [206]. Yaşlandırma süresinin artması ile gren boyutunun arttığı birçok çalışmada bildirilmiştir [182, 201, 207]. Denry ve diğerleri [208], zirkonyum dioksit seramik örnekleri 134 °C sıcaklıkta ve 2 bar basınç altında 1 ve 10 saat yaşlandırmayı takiben gren boyutunun, yüzey pürüzlülüğünün ve monoklinik faz oranının arttığını bildirmiştir. Bir saat yaşlandırmayı takiben boyutu 400 nm'den büyük olan grenlerin, 10 saat yaşlandırmayı takiben ise boyutu 230 nm'den büyük olan grenlerin yüzey pürüzlülüğünde artışa sebep olduğu gözlenmiştir.

Monzavi ve diğerkleri [209], yaşlandırmayı takiben gren boyutundaki değışikliğı SEM analizi ile yorumlamış ve grenlerin birleşmesi sonucu gren sınırlarının kaybolduğunu bildirmiştir.

Hallman ve diğerkleri [210] zirkonyum dioksit seramik örneklere 3 farklı sıcaklıkta sinterlemeyi (1350 °C, 1450 °C ve 1600 °C) takiben, 134 °C sıcaklıkta 2,3 bar basınç altında otoklavda yaşlandırma uygulayarak örneklerin mikroyapısı ve faz değışimini incelemiştir. Çalışma sonucunda, 1350 °C ve 1450 °C sıcaklıkta sinterlenen örneklerde grenlerin yuvarlak olduğı ve yaşlandırmayı takiben gren boyutunda artış saptanmadığı bildirilmiştir. Buna karşın; 1600 °C’de sinterlenen örneklerde grenlerin genişleyerek yassılaştığı ve yaşlandırma sonrasında boyutlarının daha da arttığı gözlenmiştir. 1350 °C sıcaklıkta sinterlenen örneklerin yüzey morfolojisinin yaşlandırma öncesi ve sonrasında benzer olduğı; 1600 °C’de sinterlenen örneklerde ise yaşlandırmayı takiben yüzey topografisinde dalgalanmalar izlendiğı bildirilmiştir. Yassı grenler yuvarlak grenlere kıyasla üzerine gelen gerilimleri homojen şekilde iletmez ve materyalde daha çok baskı gerilimleri oluşmasına neden olur. Bunun sonucunda, $t \rightarrow m$ faz dönüşümü tetiklenir, materyalde hacim artışı meydana gelir ve grenlerin yüzeyden ayrılması sonucu yüzey topografisinde dalgalanmalar, düzensizlikler görülür. Hallman ve diğerklerinin çalışmasında, hızlı yaşlandırma öncesi ve sonrasında örneklerin itriya içeriğinde anlamlı fark olmadığı tespit edilmiştir. Bu çalışmada; süper hızlı sinterlenen örneklerin gren boyutunun konvansiyonel ve hızlı sinterlenen örneklerden büyük olduğı saptanmıştır. Yaşlandırmayı takiben konvansiyonel, hızlı ve süper hızlı sinterlenen örneklerin gren boyutları arasında anlamlı fark olmadığı bulunmuştur. Ayrıca, yaşlandırma uygulanan örneklerin yüzey topografilerinin yaşlandırma uygulanmayan örneklere kıyasla daha düzensiz olduğı, $t \rightarrow m$ faz dönüşümünün arttığı, itriya içeriğinin azaldığı görülmüştür. Bu çalışma ile Hallman ve diğerklerinin sonuçları arasındaki farklılıklar, sinterleme sıcaklığı ve yaşlandırma sürelerinin farklılığından kaynaklı olabilir.

Yapılan birçok çalışmada [206, 207, 211, 212] hızlı yaşlandırma sonrası grenlerin büyüyerek yüzeyden ayrıldığı görülmüştür. Zirkonyum dioksit seramiklerin yaşlandırılmasını takiben spontan $t \rightarrow m$ faz dönüşümünün tetiklenmesine bağılı olarak monoklinik faz oranında artış izlenir ve bu durum yüzey tabakalardan başlar. Bunun sonucunda grenler içerisinde açığa çıkan dengeleyici (martensitik) kuvvetler yüzey topografisinde değışikliklere ve yüzey pürüzlüğünü artmasına sebep olur [212]. Bu çalışmanın sonuçları, önceki çalışmalar ile uyumludur.

Camposilvan ve diğerleri [61], farklı zirkonyum dioksit seramiklerin faz içeriğini 134 °C sıcaklık ve 2 bar basınç altında 2, 6, 18 ve 54 saat otoklavda yaşlandırma sonrasında değerlendirmiştir. Çalışma sonucunda; 3 mol% itriya içeren örneklerin, 5 mol% itriya içeren örneklerle kıyasla yaşlanmaya daha duyarlı olduğu görülmüştür. 5 mol% itriya oranına sahip örneklerin 54 saat yaşlandırma sonrasında bile faz içeriğinde anlamlı değişiklik izlenmediği bildirilmiştir. Bu durum, itriya oranı yüksek olan zirkonyum dioksit seramiklerin daha fazla kübik faz içermesine bağlı olarak yaşlanmaya karşı daha dayanıklı olmasını gösterir. Bu çalışmada, 3 mol% itriya içeren zirkonyum dioksit seramik örnekler incelenmiş olup, 134 °C sıcaklık ve 2 bar basınç altında otoklavda 5 saat yaşlandırmayı takiben monoklinik faz oranında artış saptanmıştır. Pandoleon ve diğerlerinin [213] çalışmasında, yaşlandırma işlemini takiben, $t \rightarrow m$ faz dönüşümünün artmasına bağlı olarak itriyum oksit içeriğinin anlamlı düzeyde azaldığı bildirilmiş olup, bu çalışmanın sonucu ile uyumludur.

Fathy ve diğerleri [214], zirkonyum dioksit seramik örneklerin 134 °C sıcaklıkta ve 2 bar basınç altında otoklavda 15 saat yaşlandırılmasını takiben faz dönüşümü sonucunda monoklinik kristallerde hacim artışı olduğunu, yüzey pürüzlülüğünün arttığını tespit etmiştir. Bu çalışmanın sonucu, Fathy ve diğerlerinin çalışmasına benzerdir.

Yaşlandırma süresi uzadıkça, faz değişimlerinin artmasına bağlı olarak yüzey pürüzlülüğü artar [215]. Cotes ve diğerlerinin [216] çalışmasında, farklı yaşlandırma işlemlerinin (çiğneme siklüsü, termal siklüs, termomekanik yaşlandırma, 400 gün suda bekletme, 134 °C sıcaklık ve 2 bar basınç altında otoklavda 12 saat yaşlandırma) zirkonyum dioksit seramiklerin faz dönüşümü ve yüzey topografisi üzerindeki etkisi değerlendirilmiştir. Suda bekletilen ve otoklavda yaşlandırılan örneklerin monoklinik faz oranı ile kontrol grubu arasında anlamlı fark bulunmuştur. Otoklavda yaşlandırılan örneklerin yüzey topografisinin diğer gruplara kıyasla daha düzensiz olduğu, yüzey dalgalanmalarının arttığı bildirilmiştir. Buna rağmen, örneklerin yüzey pürüzlülüğünün değişmemesi faz değişimin yalnız yüzeysel tabakalarda meydana geldiğini göstermektedir [216]. Kohorst ve diğerleri [217], otoklavda yaşlandırma süresinin artması ile $t \rightarrow m$ faz dönüşümünün materyal yüzeyinden daha iç tabakalara doğru ilerlediğini, dolayısıyla monoklinik faz derinliğinin arttığını bildirmiştir. Bu çalışmada; hızlı yaşlandırmayı takiben yüzey düzensizliklerinin ve $t \rightarrow m$ faz dönüşümünün artmasına bağlı olarak monoklinik faz piklerinin arttığı görülmüştür.

6. SONUÇ VE ÖNERİLER

Konvansiyonel, hızlı ve süper hızlı sinterleme prosedürlerinin ve hızlı yaşlandırmanın farklı zirkonyum dioksit seramikler üzerindeki etkilerinin incelendiği bu çalışmada aşağıdaki sonuçlar elde edilmiştir.

1. Farklı sinterleme prosedürleri zirkonyum dioksit seramiklerin bükülme dayanımı ve kırılma tokluğu üzerinde istatistiksel olarak anlamlı etkiye sahip değildir.
2. Farklı sinterleme prosedürleri zirkonyum dioksit altyapı seramiklerinin Vickers sertlik değeri üzerinde benzer etkiye sahiptir. Süper hızlı sinterleme uygulanan monolitik zirkonyum dioksit seramiklerin Vickers sertlik değeri azalmıştır.
3. Farklı sinterleme prosedürleri zirkonyum dioksit seramiklerin kontrast oranı üzerinde anlamlı etkiye sahip değildir. Bununla birlikte, monolitik zirkonyum dioksit seramiklerin kontrast oranı zirkonyum dioksit altyapı seramiklerine kıyasla daha yüksek bulunmuştur.
4. Konvansiyonel ve hızlı sinterleme sonucunda zirkonyum dioksit seramiklerin gren boyutunda anlamlı fark bulunmamıştır. Süper hızlı sinterlemeyi takiben gren boyutu artmıştır.
5. Farklı sinterleme prosedürleri zirkonyum dioksit seramiklerin faz içeriği, elemental kompozisyonu ve yüzey topografisi üzerinde etkili değildir.
6. Hızlı yaşlandırma sonucunda, zirkonyum dioksit seramiklerin bükülme dayanımı, Vickers sertliği ve kırılma tokluğu azalmıştır.
7. Yaşlandırmayı takiben zirkonyum dioksit seramiklerin kontrast oranı artmıştır.
8. Zirkonyum dioksit seramiklerin gren boyutunda yaşlandırmayı takiben anlamlı fark bulunmamıştır.
9. Yaşlandırmayı takiben, zirkonyum dioksit seramiklerin itriya içeriğinin azaldığı, monoklinik faz piklerinin ve yüzey düzensizliklerinin arttığı gözlenmiştir.



KAYNAKLAR

1. Çelik, M., Bural, C., Bayrakdar, G. (2014). Diş hekimliğinde zirkonya uygulamaları. *Atatürk Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi*, 8(8), 106-116.
2. Keleş, A. ve Türker, Ş.B. (2018). CAD-CAM ve lazer sinterleme teknikleri ile üretilen metal alt yapıli seramik restorasyonlarda marjinal uyum. *Atatürk Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi*, 28(1), 125-132.
3. Şen, N. and Us, Y.Ö. (2018). Mechanical and optical properties of monolithic CAD-CAM restorative materials. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 119(4), 593-599.
4. Durkan, R., Deste, G. ve Şimşek, H. (2018). Monolitik zirkonya seramik sistemlerinin üretim tipleri ile aşınma, optik ve estetik özellikleri. *Atatürk Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi*, 28(2), 263-270.
5. Şen, N., Us, Y.Ö., Turp, V., Şen, D. (2017). Monolithic Zirconia. *Türkiye Klinikleri J Prosthodont-Special Topics*, 2017. 3(2), 127-32.
6. Özkurt-Kayahan, Z. (2016). Monolithic zirconia: A review of the literature. *Biomedical Research*, 27(4), 1427-1436.
7. Karaalioğlu, O.F. ve Duymuş, Z.Y. (2008). Diş hekimliğinde uygulanan CAD/CAM sistemleri. *Atatürk Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi*, 18(1), 25-32.
8. Nağaş, I.Ç. ve Ergün, G. (2008). Zirkonya Seramiklerin Diş Hekimliğindeki Yeri ve Geleceği. *Gazi Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi*, 25(3), 51-60.
9. Kaizer, M.R., Gierthmuehlen, P.C., dos Santos, M.BF., Cava, S.S., Zhang, Y. (2017). Speed sintering translucent zirconia for chairside one-visit dental restorations: Optical, mechanical, and wear characteristics. *Ceramics international*, 43(14), 10999-11005.
10. Ersoy, N.M., Aydoğdu, H.M., Değirmenci, B.Ü., Çökük, N., Sevimay, M. (2015). The effects of sintering temperature and duration on the flexural strength and grain size of zirconia. *Acta Biomaterialia Odontologica Scandinavica*, 1(2-4), 43-50.
11. Hacızade, F. (2014). Seramik alanında kullanılan terim ve kavramlarda Türkçenin durumu. *Türkiyat Araştırmaları Dergisi*, 39-54.
12. Anusavice, K.J., Shen, C. and Rawls, H.R. (2012). *Phillips' Science of Dental Materials*. 12nd Edition. China: Elsevier Health Sciences, 418-474.
13. Tural, Z., Yamaner, I.D.Ş. ve Tuncer, E.B. (2015). Dental seramiklerin tarihsel gelişimi. *Atatürk Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi*, 10(10), 157-166.
14. Kelly, J.R., Nishimura, I. and Campbell S.D. (1996). Ceramics in dentistry: historical roots and current perspectives. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 75(1), 18-32.
15. Rosentiel S.F., Fujimoto J. L.M. (2006). *Contemporary Fixed Prosthodontics*. In: Denry IL *All-Ceramic Restorations*. 4th Edition. St Louis Missouri: Mosby Elsevier.

16. McLean, J. (1980). *The Science and Art of Dental Ceramics. Vol. II: Bridge Design and Laboratory Procedures in Dental Ceramics*. Chicago, Berlin, Rio de Janeiro, Tokyo: Quintessence Publishing.
17. Wildgoose, D.G., Johnson, A. and Winstanley, R.B. (2004). Glass/ceramic/refractory techniques, their development and introduction into dentistry: A historical literature review. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 91(2), 136-143.
18. Çelik, G., Sarı, T., Üşümez, A. (2013). Bilgisayar destekli diş hekimliği ve güncel CAD/CAM sistemleri. *Cumhuriyet Dental Journal*, 16(1), 74-82.
19. Bindl, A. and Mörmann, W.H. (2003). Clinical and SEM evaluation of all-ceramic chair-side CAD/CAM-generated partial crowns. *European Journal of Oral Sciences*, 111(2), 163-169.
20. Ho, G.W. and Matinlinna, J.P. (2011). Insights on ceramics as dental materials. Part I: ceramic material types in dentistry. *Silicon*, 3(3), 109-115.
21. Babu, P.J., Alla, R.K., Alluri, V.R., Datla, S.R., Konakanchi, A. (2015). Dental ceramics: Part I—An overview of composition, structure and properties. *Am J Mater Eng Technol*, 3(1), 13-18.
22. Kırmalı, Ö. (2014). Diş hekimliğinde dental seramikler. *Cumhuriyet Dental Journal*, 17(3), 316-324.
23. Akın, E. (1999). *Diş Hekimliğinde Porselen*. Üçüncü baskı. İstanbul: İstanbul Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Yayınları.
24. Coşkun, A. and Yaluğ, S. (2002). Metal desteksiz porselen sistemleri. *Cumhuriyet Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi*, 5(2), 1-5.
25. Zaimoğlu, A., Can, G., Ersoy, A.E., Aksu, L. (1993). *Diş hekimliğinde maddeler bilgisi*. Ankara: AÜ Basımevi, 515.
26. Gracis, S., Thompson, V.P., Ferencz, J.L., Silva, N.R.F.A., Bonfante, E.A. (2015). A new classification system for all-ceramic and ceramic-like restorative materials. *International Journal of Prosthodontics*, 28(3), 227-235.
27. Piconi, C. and Maccauro, G. (1999). Zirconia as a ceramic biomaterial. *Biomaterials*, 20(1), 1-25.
28. Pilathadka, S., Vahalová, D., Vosáhlo, T. (2007). The Zirconia: a new dental ceramic material. An overview. *Prague Medical Report*, 108(1), 5-12.
29. Okutan, Y. (2015). *Farklı Yüzey İşlemlerinin ve Yapay Yaşlandırmanın Y-TZP Zirkonya Seramiklerin Faz Dönüşümüne ve Eğilme Dayanımına Etkisi*, Doktora Tezi, Selçuk Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü, Konya.

30. Guazzato, M., Albakry, M., Ringer, S.P. Swain, M.V. (2004). Strength, fracture toughness and microstructure of a selection of all-ceramic materials. Part II. Zirconia-based dental ceramics. *Dental materials*, 20(5), 449-456.
31. Karataşlı, B. and Alpkılıç, D.Ş. (2017). Zirkonyanın diş hekimliğinde kullanım alanları. *Türkiye Klinikleri Prosthodontics-Special Topics*, 3(2), 94-103.
32. Bayramoğlu, E. and Özkan, Y. (2012). Cam seramik restorasyonlar ve zirkonya alt yapılı seramik restorasyonların karşılaştırılması. *Atatürk Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi*, 6, 110-123.
33. Vichi, A., Sedda, M., Fonzar, R.F., Carrabba, M. and Ferrari, M. (2016). Comparison of contrast ratio, translucency parameter, and flexural strength of traditional and “augmented translucency” zirconia for CEREC CAD/CAM system. *Journal of Esthetic and Restorative Dentistry*, 2016. 28, 32-39.
34. Ahmed, W.M., Troczynski, T., McCullagh, A.P., Wyatt C.C.L., Carvalho, R.M. (2019). The influence of altering sintering protocols on the optical and mechanical properties of zirconia: A review. *Journal of Esthetic and Restorative Dentistry*, 31(5), 423-430.
35. Heffernan, M.J., Aquilino, S.A., Diaz-Arnold, A.M., Haselton, D.R., Stanford, C.M., and Vargas, M.A. (2002). Relative translucency of six all-ceramic systems. Part II: core and veneer materials. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 88(1), 10-15.
36. Denry, I. and Kelly, J.R. (2008). State of the art of zirconia for dental applications. *Dental materials*, 24(3), 299-307.
37. Bultan, Ö., Öngül, D. and Türkoğlu, P. (2010). Zirkonyanın mikroyapılarına ve üretim şekillerine göre sınıflandırılması. *Journal of Istanbul University Faculty of Dentistry*, 44(3), 197-204.
38. Varol, M., Aktaş, G., Güncü, M.B. ve Canay, Ş.R. (2016). Diş hekimliği pratiğinde zirkonyum ve uygulamalarına panoramik bakış. *Atatürk Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi*. 26(3), 534-541.
39. Bajraktarova-Valjakova, E., Korunoska-Stevkovska, V., Kapusevska, B., Gigovski, N., Bajraktarova-Misevska, C. and Grozdanovet, A. (2018). Contemporary dental ceramic materials, a review: chemical composition, physical and mechanical properties, indications for use. *Macedonian Journal of Medical Sciences*, 6(9), 1742-1755.
40. Garvie, R.C. and Nicholson, P.S. (1972). Phase analysis in zirconia systems. *Journal of the American Ceramic Society*, 55(6), 303-305.
41. Hannink, R.H., Kelly, P.M. and Muddle, B.C. (2000). Transformation toughening in zirconia-containing ceramics. *Journal of the American Ceramic Society*, 83(3), 461-487.

42. Basu, B. (2005). Toughening of yttria-stabilised tetragonal zirconia ceramics. *International Materials Reviews*, 50(4), 239-256.
43. McLaren, E.A. and Giordano, R.A. (2005). Zirconia-based ceramics: material properties, esthetics and layering techniques of a new veneering porcelain. *Quintessence Dent Technol*, 28, 99-111.
44. Nakamura, K., Harada, A., Kanno, T., Inagaki, R., Niwano, Y., Milleding, P. and Örtengren, U. (2015). The influence of low-temperature degradation and cyclic loading on the fracture resistance of monolithic zirconia molar crowns. *Journal of the Mechanical Behavior of Biomedical Materials*, 47, 49-56.
45. Papanagiotou, H.P., Morgano, S.M., Giordano, R.A. and Pober, R. (2006). In vitro evaluation of low-temperature aging effects and finishing procedures on the flexural strength and structural stability of Y-TZP dental ceramics. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 96(3), 154-164.
46. Amaral, M., Valandro, L.F., Bottino, M.A. and 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.
47. Kobayashi, K., Kuwajima, H. and Masaki, T. (1981). Phase change and mechanical properties of $\text{ZrO}_2\text{-Y}_2\text{O}_3$ solid electrolyte after ageing. *Solid State Ionics*, 3, 489-493.
48. Lughì, V. and Sergo, V. (2010). Low temperature degradation-aging-of zirconia: A critical review of the relevant aspects in dentistry. *Dental Materials*, 26(8), 807-820.
49. Pereira, G., Venturini, A.B., Silvestri, T., Dapieve, K.S., Montagner, A.F., Soares, F.Z.M. and Valandro, L.F. (2016). Low-temperature degradation of Y-TZP ceramics: a systematic review and meta-analysis. *Journal of the Mechanical Behavior of Biomedical Materials*, 55, 151-163.
50. Chevalier, J., Cales, B. and Drouin, J.M. (1999). Low-temperature aging of Y-TZP ceramics. *Journal of the American Ceramic Society*, 82(8), 2150-2154.
51. Chevalier, J., Gremillard, L. and Deville, S. (2007). Low-temperature degradation of zirconia and implications for biomedical implants. *Annual Review of Materials Research*, 37, 1-32.
52. Chevalier, J. (2006). What future for zirconia as a biomaterial? *Biomaterials*, 27(4), 535-543.
53. Wang, J. and Stevens, R. (1989). Zirconia-toughened alumina (ZTA) ceramics. *Journal of Materials Science*, 24(10), 3421-3440.
54. Casellas, D., Nagl, M.M., Llanes, L. and Anglada M. (2003). Fracture toughness of alumina and ZTA ceramics: microstructural coarsening effects. *Journal of Materials Processing Technology*, 143, 148-152.

55. Cavalcanti, A.N., Foxton, R.M., Watson, T.F., Oliveira, M.T., Giannini, M. and Marchi, G.M. (2009). Y-TZP ceramics: key concepts for clinical application. *Operative dentistry*, 34(3), 344-351.
56. Luthardt, R., Holzhüter, M., Sandkuhl, O., Herold, V., Schnapp, J.D., Kuhlisch, E. and Walter, M. (2002). Reliability and properties of ground Y-TZP-zirconia ceramics. *Journal of Dental Research*, 81(7), 487-491.
57. Lorente, M.C., Scherrer, S.S., Richard, J., Demellayer, R., Amez-Droz, M. and 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.
58. Zhang, Y. and Lawn, B. (2018). Novel zirconia materials in dentistry. *Journal of Dental Research*, 97(2), 140-147.
59. Guess, P.C. (2009). Effect of veneering techniques on damage and reliability of Y-TZP trilayers. *European Journal of Esthetic Dentistry*, 4(3).
60. Juntavee, N. and Attashu, S. (2018). Effect of sintering process on color parameters of nano-sized yttria partially stabilized tetragonal monolithic zirconia. *Journal of Clinical and Experimental Dentistry*, 10(8), e794.
61. Camposilvan, E., Leone, R., Gremillard, L., Sorrentino, R., Zarone, F., Ferrari, M. and Chevalier, J. (2018). Aging resistance, mechanical properties and translucency of different yttria-stabilized zirconia ceramics for monolithic dental crown applications. *Dental Materials*, 34(6), 879-890.
62. Triwatana, P., Nagaviroj, N. and Tulapornchai, C. (2012). Clinical performance and failures of zirconia-based fixed partial dentures: a review literature. *The Journal of Advanced Prosthodontics*, 4(2), 76-83.
63. Malkondu, Ö., Tinastepe, N., Akan, E. and Kazazoğlu, E. (2016). An overview of monolithic zirconia in dentistry. *Biotechnology & Biotechnological Equipment*, 30(4), 644-652.
64. Carrabba, M., Keeling, A.J., Aziz, A., Vichi, A., Fonzar, R.F., Wood, D. and Ferrari, M. (2017). Translucent zirconia in the ceramic scenario for monolithic restorations: A flexural strength and translucency comparison test. *Journal of Dentistry*, 60, 70-76.
65. Jang, G., Kim, H.S., Choe, H.C. and Son, M.K. (2011). Fracture strength and mechanism of dental ceramic crown with zirconia thickness. *Procedia Engineering*, 10, 1556-1560.
66. Kontonasaki, E., Giasimakopoulos, P. and Rigos, A.E. (2020). Strength and aging resistance of monolithic zirconia: an update to current knowledge. *Japanese Dental Science Review*, 56(1), 1-23.
67. Çavdar, U. and Atik, E. (2011). Geleneksel ve hızlı sinterleme yöntemleri. *Celal Bayar Üniversitesi Soma MYO Teknik Bilimler Dergisi*, 1(15), 1-10.

68. Kang, S.-J.L. (2005). *Sintering: densification, grain growth and microstructure*. (First edition). Oxford: Elsevier.
69. Öztürk, C. (2017). *Sinterleme Parametrelerindeki Değişikliklerin Monolitik Transludent Zirkonya Özellikleri Üzerine Etkilerinin Değerlendirilmesi*, Doktora Tezi, Ankara Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü, Ankara.
70. Jiang, L., Liao, Y. and Wan, Q. (2011). Effects of sintering temperature and particle size on the translucency of zirconium dioxide dental ceramic. *Journal of Materials Science: Materials in Medicine*, 22(11), 2429-2435.
71. Stawarczyk, B., Özcan, M., Hallmann, L., Ender, A., Mehl, A. and Hämmerlet, C.H.F. (2013). The effect of zirconia sintering temperature on flexural strength, grain size, and contrast ratio. *Clinical Oral Investigations*, 17(1), 269-274.
72. Çavdar, U. and Atik, E. (2008). Sintering: Sintering With Induction. Paper presented at the 5th International Powder Metallurgy Conference, Shrewsbury, England.
73. Kusoglu, I., Onel, K. and Willert-Porada, M. (2008). *Microwave assisted sintering of Iron compacts*. Paper presented at the 5th International Powder Metallurgy Conference, Shrewsbury, England.
74. Almazdi, A.A., Khajah, H.M., Monaco Jr, E.A. and Kim, H. (2012). Applying microwave technology to sintering dental zirconia. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 108(5), 304-309.
75. Charmond, S., Carry, C.P. and Bouvard, D. (2010). Densification and microstructure evolution of Y-Tetragonal Zirconia Polycrystal powder during direct and hybrid microwave sintering in a single-mode cavity. *Journal of the European Ceramic Society*, 30(6), 1211-1221.
76. Menezes, R.R., Souto, P.M. and Kiminami, R.H. (2007). Microwave hybrid fast sintering of porcelain bodies. *Journal of Materials Processing Technology*, 190(1-3), 223-229.
77. Upadhyay, K. (1987). Sintering kinetics of ceramics and composites in the plasma environment. *Journal of Metals*, 39(12), 11-13.
78. Kasai, T., Ozaki, Y., Noda, H., Kawasaki, K. and Tanemoto, K. (1989). Laser-Sintered Barium Titanate. *Journal of the American Ceramic Society*, 72(9), 1716-1718.
79. Guazzato, M., Liao, Q., Albakry, M. and 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.
80. Miyazaki, T., Hotta, Y., Kunii, J., Kuriyama, S. and Tamaki, Y. (2009). A review of dental CAD/CAM: current status and future perspectives from 20 years of experience. *Dental Materials Journal*, 28(1), 44-56.

81. İnternet: <https://manuals.sirona.com/en/digital-dentistry/cad-cam-materials/incorisi-tzi>. Son erişim tarihi:13.12.2020.
82. İnternet: <https://manuals.sirona.com/en/digital-dentistry/cad-cam-materials/incorisi-zi>. Son erişim tarihi: 13.12.2020.
83. Jansen, J.U., Lümke, N., Letz, I., Pfefferle, R., Sener, B. and Stawarczyk, B. (2019). Impact of high-speed sintering on translucency, phase content, grain sizes, and flexural strength of 3Y-TZP and 4Y-TZP zirconia materials. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 122(4), 396-403.
84. İnternet: <https://manuals.sirona.com/en/digital-dentistry/inlab-labside-solutions/infire-htc-speed>. Son erişim tarihi: 13.12.2020.
85. Kim, M.-J., Ahn, J.-S., Kim, J.-H., Kim, H.-Y. and Kim, W.-C. (2013). Effects of the sintering conditions of dental zirconia ceramics on the grain size and translucency. *The Journal of Advanced Prosthodontics*, 5(2), 161-166.
86. Sulaiman, T.A., Abdulmajeed A.A., Donovan, T.E., Vallittu, P.K., Narhi, T.O. and Lassila, L.V. (2015). The effect of staining and vacuum sintering on optical and mechanical properties of partially and fully stabilized monolithic zirconia. *Dental Materials Journal*, 34(5), 605-610.
87. Şen, N., Sermet, I.B. and Çınar, S. (2018). Effect of coloring and sintering on the translucency and biaxial strength of monolithic zirconia. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 119(2), e308.
88. Attachoo, S. and Juntavee, N. (2019). Role of sintered temperature and sintering time on spectral translucence of nano-crystal monolithic zirconia. *Journal of Clinical and Experimental Dentistry*, 11(2), e146.
89. Bal, E. (2018). *Farklı Sinterleme Isılarının ve Sürelerinin Zirkonyum Dioksit Seramiklerin Mekanik Dayanımına ve Üstyapı Seramikleri ile Olan Bağlantısına Etkilerinin İn Vitro Olarak Araştırılması*, Doktora Tezi, İstanbul Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü, İstanbul.
90. Kohorst, P., Dittmer, M.P., Borchers, L. and Stiesch-Scholz, M. (2008). Influence of cyclic fatigue in water on the load-bearing capacity of dental bridges made of zirconia. *Acta Biomaterialia*, 4(5), 1440-1447.
91. Siarampi, E., Kontonasaki, E., Andrikopoulos, K.S., Kantiranis, N., Voyiatzis, G.A., Zorbad, T. et al. (2014). Effect of in vitro aging on the flexural strength and probability to fracture of Y-TZP zirconia ceramics for all-ceramic restorations. *Dental Materials*, 30(12), e306-e316.
92. Guilardi, L.F., Pereira, G.K.R., Wandscher, V.F., Rippe, M.P. and Valandro, L.F. (2017). Mechanical behavior of yttria-stabilized tetragonal zirconia polycrystal: Effects of different aging regimens. *Brazilian Oral Research*, 31, e94.

93. ISO-Standards. (2008). *ISO 13356-2008 Implants for Surgery—Ceramic Materials Based on Yttria-Stabilized Tetragonal Zirconia (Y-TZP)*. International Organization for Standardization: Geneve.
94. Harada, K., Shinya, A., Gomi, H., Hatano, Y., Shinya, A. and Raigrodski, A.J. (2016). Effect of accelerated aging on the fracture toughness of zirconias. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 115(2), 215-223.
95. Kunt, G.E. and Çetiner, R.B. (2017). Mekanik Testler: Bükülme Dayanıklılığı ve Ölçümü, Sıkıştırma, Germe, Eğilme, Bağlanma, Çekme, İtme, Makaslama. *Türkiye Klinikleri Prosthodontics-Special Topics*, 3(3), 210-215.
96. Yilmaz, H., Aydın, C. and Gul, B.E. (2007). Flexural strength and fracture toughness of dental core ceramics. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 98(2), 120-128.
97. Seghi, R., Daher, T. and Caputo, A. (1990). Relative flexural strength of dental restorative ceramics. *Dental Materials*, 6(3), 181-184.
98. Prö, L. (1992). Compressive strength of two modern all-ceramic crowns. *International Journal of Prosthodontics*, 5(5).
99. İnternet: http://cdn.hitit.edu.tr/mf/files/39932_1703231357926.pdf. Son erişim tarihi: 13.12.2020.
100. Yıldırım, İ. ve Arpacı, A. (2010). Basıncsız sinterlenmiş silisyum karbürde içyapının kırılma tokluğuna etkisi. *İstanbul Teknik Üniversitesi Dergisi*, 3(1).
101. Inokoshi, M., Vanmeensel, K., Zhang, F., Munck, J.D., Eliades, G., Minakuchi, S. et al. (2015). Aging resistance of surface-treated dental zirconia. *Dental Materials*, 31(2), 182-194.
102. Şen, N. and S. İşler. (2019). Microstructural, physical, and optical characterization of high-translucency zirconia ceramics. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 123(5).
103. Türkmen, E. (2018). *Farklı Yapıdaki Zirkonya Seramiklerin Yapay Yaşlandırma Sonrası Sertlik ve Kırılma Mukavemetlerinin Mikroyapı Analizi ile İncelenmesi*, Doktora Tezi. İstanbul Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü, İstanbul.
104. Ćorić, D., Renjo, M.M. and Žmak, I. (2017). Critical evaluation of indentation fracture toughness measurements with Vickers indenter on yttria-stabilized zirconia dental ceramics. *Materialwissenschaft und Werkstofftechnik*, 48(8), 767-772.
105. Rocha-Rangel, E. Fracture toughness determinations by means of indentation fracture. (2011). *Nanocomposites With Unique Properties and Applications in Medicine and Industry*, 21-38.
106. Ćorić, D., Renjo, M.M. and Ćurković, L. (2017). Vickers indentation fracture toughness of Y-TZP dental ceramics. *International Journal of Refractory Metals and Hard Materials*, 64, 14-19.

107. Niihara, K., Morena, R. and Hasselman, D. (1982). Evaluation of K_{1c} of brittle solids by the indentation method with low crack-to-indent ratios. *Journal of Materials Science Letters*, 1(1), 13-16.
108. Joiner, A. (2004). Tooth colour: a review of the literature. *Journal of Dentistry*, 32, 3-12.
109. Vichi, A., Louca, C., Corciolani, G. and Ferrari, M. (2011). Color related to ceramic and zirconia restorations: a review. *Dental Materials*, 27(1), 97-108.
110. Okubo, S.R., Kanawati, A., Richards, M.W. and Childress, S. (1998). Evaluation of visual and instrument shade matching. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 80(6), 642-648.
111. Khashayar, G., Bain, P.A., Salari, S., Dozic, A., Kleverlaan, C.J., Feilzer, A.J. (2014). Perceptibility and acceptability thresholds for colour differences in dentistry. *Journal of Dentistry*, 42(6), 637-644.
112. Fondriest, J. (2003). Shade matching in restorative dentistry: the science and strategies. *International Journal of Periodontics and Restorative Dentistry*, 23(5), 467-480.
113. Kahramanoğlu, E. and Özkan, Y.K. (2013). Diş hekimliğinde estetik ve renk. *Cumhuriyet Dental Journal*, 16(4), 339-347.
114. Keyf, F., Uzun, G. and Altunsoy, S. (2009). Diş hekimliğinde renk seçimi. *Hacettepe Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi*, 33(4), 52-58.
115. Seghi, R.R., Johnston, W.M. and O'brien, W. (1986). Spectrophotometric analysis of color differences between porcelain systems. *Journal of Prosthetic Dentistry*, 56(1), 35-40.
116. Powers, J.M. and Paravina, R. (2004). *Esthetic Color Training in Dentistry*. (First edition). St. Paul: Elsevier Mosby.
117. Sengez, G. and Dörter, C. (2019). Estetik diş hekimliğinde renk seçimi. *Selçuk Dental Journal*. 6(2), 213-220.
118. Sarıkaya, I. and Güler, A.U. (2009). Diş Hekimliği Uygulamalarında Renk Kavramı. *Türkiye Klinikleri Journal of Dental Sciences*, 15(2), 118-129.
119. Kurt, M., Turhan Bal, B. ve C. Bal. (2016). Güncel Renk Ölçüm Yöntemleri: Sistemik Derleme. *Türkiye Klinikleri Dişhekimliği Bilimleri Dergisi*, 22(2), 130-46.
120. Turgut, S., Kılınç, H., Eyüpoğlu, G.B. and Bağış, B. (2018). Color relationships of natural anterior teeth: An In vivo study. *Nigerian Journal of Clinical Practice*, 21(7), 925-931.
121. Gómez-Polo, C., Montero, J., Gómez-Polo, M. and Casado, A.M. (2020). Comparison of the CIELab and CIEDE 2000 color difference formulas on gingival color space. *Journal of Prosthodontics*, 29(5), 401-408.

122. Turgut, S. and Başı, B. (2012). Diş hekimliğinde renk ve renk ölçüm yöntemleri. *Atatürk Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi*, 5, 65-75.
123. Della Bona, A., Nogueira, A.D. and Pecho, O.E. (2014). Optical properties of CAD–CAM ceramic systems. *Journal of Dentistry*, 42(9), 1202-1209.
124. López, G.I. (2017). Grain size analysis. *Encyclopedia of Geoarchaeology*. Dordrecht: Springer Netherlands, 341-348.
125. Yañez, M.J. and Barbosa, S.E. (2003). Changes in particle area measurements due to SEM accelerating voltage and magnification. *Microscopy Research and Technique*, 61(5), 463-468.
126. Luo, X.-P., Silikas, N., Allaf, M., Wilson, N.H.F. and Watts, D.C. (2001). AFM and SEM study of the effects of etching on IPS-Empress 2™ dental ceramic. *Surface Science*, 491(3), 388-394.
127. Goldstein, J.I., Newbury, D.E., Michael, J.R., Ritchie, N.W.M., Scott, J.H.J., Joy, D.C. (2017). *Scanning electron microscopy and X-ray microanalysis*. (Fourth edition). New York: Springer.
128. Cowan, A., Wilson, N.H.F., Wilson, M.A. and Watts, D.C. (1996). The application of ESEM in dental materials research. *Journal of Dentistry*, 24(5), 375-377.
129. Yılmaz, A.D. (2019). *Farklı Kumlama ve Sinterleme Protokollerinin ve Yapay Yaşlandırmanın Monolitik Zirkonyanın Yüzey Pürüzlülüğü, Faz Dönüşümü Ve Eğilme Dayanımı Üzerine Etkisi*, Uzmanlık Tezi, Adnan Menderes Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi, Aydın.
130. Gazulla, M., Rodrigo, M., Blasco, E. and Orduña, M. (2013). Nitrogen determination by SEM-EDS and elemental analysis. *X-Ray Spectrometry*, 42(5), 394-401.
131. Kutchko, B.G. and Kim, A.G. (2006). Fly ash characterization by SEM–EDS. *Fuel*, 2006. 85(17-18), 2537-2544.
132. Newbury, D.E. and Ritchie, N.W. (2013). Is scanning electron microscopy/energy dispersive X-ray spectrometry (SEM/EDS) quantitative? *Scanning*, 35(3), 141-168.
133. Silikas, N., Watts, D.C., England, K.E.R. and Jandt, K.D. (1999). Surface fine structure of treated dentine investigated with tapping mode atomic force microscopy (TMAFM). *Journal of Dentistry*, 27(2), 137-144.
134. Tholt, B., Miranda-Júnior, W.G., Prioli, R., Thompson, J. and Oda, M. (2006). Surface roughness in ceramics with different finishing techniques using atomic force microscope and profilometer. *Operative Dentistry*, 31(4), 442-449.
135. İnternet: <https://merlab.metu.edu.tr/tr/atomik-kuvvet-mikroskobu>. Son erişim tarihi: 13.12.2020.

136. Pittayachawan, P. (2009). *Comparative study of physical properties of zirconia based dental ceramics*, Doctoral Thesis, University College London, London.
137. İnternet:
<https://merlab.metu.edu.tr/tr/system/files/Belgeler/TanitimBrosurleri/XRDL.pdf>. Son erişim tarihi: 13.12.2020.
138. ISO-Standards, 2015. *ISO 6872-2015 Dentistry-ceramic materials*, International Organization for Standardization: Geneve.
139. ISO-Standarts, 2018. *ISO 6507-1. Metallic materials-vickers hardness test-part 1, test method*, International Organization for Standardization: Geneve.
140. ISO-Standards, 2008. *ISO 2471-2008 Paper and board - determination of opacity (paper backing) - Diffuse reflectance method*. International Organization for Standardization: Geneve.
141. Garvie, R.C., Nicholson, P.S. (1972). Phase analysis in zirconia systems. *Journal of the American Ceramic Society*, 55(6), 303-305.
142. Toraya, H., Yoshimura, M., Somiya, S. (1984). Calibration curve for quantitative analysis of the monoclinic-tetragonal ZrO₂ system by X-ray diffraction. *Journal of the American Ceramic Society*, 67(6), c119-c121.
143. Wiedhahn, K., Fritzsche, G., Wiedhahn, C. and Schenk, O. (2016). Zirconia crowns—the new standard for single-visit dentistry? Kronen aus Zirkonoxid—Der neue Standard für „Single Visit Dentistry“? *International Journal of Computerized Dentistry*, 19(1), 9-26.
144. Rekow, E., Silva, N.R.F.A., Coelho, P.G., Zhang, Y., Guess, P. and Thompson, V.P. (2011). Performance of dental ceramics: challenges for improvements. *Journal of Dental Research*, 90(8), 937-952.
145. Manicone, P.F., Iommetti, P.R. and Raffaelli, L. (2007). An overview of zirconia ceramics: basic properties and clinical applications. *Journal of Dentistry*, 35(11), 819-826.
146. Nakamura, K., Harada, A., Inagaki, R., Kanno, T., Niwano, Y., Milleding, P. and Örtengren, U. (2015). Fracture resistance of monolithic zirconia molar crowns with reduced thickness. *Acta Odontologica Scandinavica*, 73(8), 602-608.
147. Jerman, E., Wiedenmann, F., Eichberger, M., Reichert, A. and Stawarczyk, B. (2020). Effect of high-speed sintering on the flexural strength of hydrothermal and thermo-mechanically aged zirconia materials. *Dental Materials*, 36, 1144-1150.
148. Fischer, J., Stawarczyk, B. and Hämmerle, C. (2008). Flexural strength of veneering ceramics for zirconia. *Journal of Dentistry*, 36(5), 316-321.

149. Anusavice, K., Kakar, K. and Ferree, N. (2007). Which mechanical and physical testing methods are relevant for predicting the clinical performance of ceramic-based dental prostheses? *Clinical Oral Implants Research*, 18, 218-231.
150. Wen, M.Y., Mueller, H., Chai, J., Wozniak, W.T. (1999). Comparative mechanical property characterization of 3 all-ceramic core materials. *International Journal of Prosthodontics*, 12(6).
151. Anderson, T.L. (2017). *Fracture mechanics: fundamentals and applications*. (Fourth edition). Boca Raton: CRC press.
152. Guazzato, M., Albakry, M., Swain, M.V. and Ironside, J. (2002). Mechanical properties of In-Ceram Alumina and In-Ceram Zirconia. *International Journal of Prosthodontics*, 15(4), 339-346.
153. Jansen, J.U., Lümkmann, N., Sener, B., Stawarczyk, B. (2019). Comparison of fracture toughness measurements for zirconia materials using two test methods. *Dental Materials Journal*, 38(5), 806-812.
154. Cui, J., Gong, Z., Lv, M., Rao, P. (2017). Determination of fracture toughness of Y-TZP ceramics. *Ceramics International*, 43(18), 16319-16322.
155. Cesar, P.F., Della Bona, A., Scherrer, S.S., Tholey, M., van Noorte, R., Vichi, A. et al. (2017). ADM guidance—Ceramics: Fracture toughness testing and method selection. *Dental Materials*, 33(6), 575-584.
156. Passos, S.P., Nychka, J.A., Major, P., Linke, B., Flores-Mir, C. (2015). In Vitro Fracture Toughness of Commercial Y-TZP Ceramics: A Systematic Review. *Journal of Prosthodontics*, 24(1), 1-11.
157. Harada, K., Shinya, A., Yokoyama, D., Shinya, A. (2013). Effect of loading conditions on the fracture toughness of zirconia. *Journal of Prosthodontic Research*, 57(2), 82-87.
158. Okada, T., Shinya, A. and Yokozuka, S. (1990). Effects of load and loading time on fracture toughness with indentation method. *Journal of Nihon Dental College*, 78(3), 460-486.
159. Ebeid, K., Wille, S., Hamdy, A., Salah, T., El-Etreby, A. and Kerna, M. (2014). Effect of changes in sintering parameters on monolithic translucent zirconia. *Dental Materials*, 30(12), e419-e424.
160. Inokoshi, M., Zhang, F., Muncka, J.D., Minakuchi, S., Naert, I., Vleugels, J., Meerbeck, B.V. et al. (2014). Influence of sintering conditions on low-temperature degradation of dental zirconia. *Dental Materials*, 30(6), 669-678.
161. DeLong, R. and Douglas, W.H. (1991). An artificial oral environment for testing dental materials. *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, 38(4), 339-345.

162. Ferrario, V.F., Sforza, C., Zanotti, G., Tartaglia, G.M. (2004). Maximal bite forces in healthy young adults as predicted by surface electromyography. *Journal of Dentistry*, 32(6), 451-457.
163. Egilmez, F., Ergun, G., Nagas, I.Ç., Vallittu, P.K. and Lassila, L.V.J. (2014). Factors affecting the mechanical behavior of Y-TZP. *Journal of the Mechanical Behavior of Biomedical Materials*, 37, 78-87.
164. Lümekemann, N. and Stawarczyk, B. (2020). Impact of hydrothermal aging on the light transmittance and flexural strength of colored yttria-stabilized zirconia materials of different formulations. *The Journal of Prosthetic Dentistry*.
165. Cardoso, K.V., Adabo, G.L., Mariscal-Muñoz, E., Antonio, S.G., and Filho, J.N.A. (2019). Effect of sintering temperature on microstructure, flexural strength, and optical properties of a fully stabilized monolithic zirconia. *The Journal of Prosthetic Dentistry*.
166. Oyar, P., Durkan, R. and Deste, G. (2020). Effects of sintering time and hydrothermal aging on the mechanical properties of monolithic zirconia ceramic systems. *The Journal of Prosthetic Dentistry*.
167. Hjerpe, J., Vallittu, P.K., Fröberg, K., Lassila, L.V.J. (2009). Effect of sintering time on biaxial strength of zirconium dioxide. *Dental Materials*, 25(2), 166-171.
168. Juntavee, N. and Attashu, S. (2018). Effect of different sintering process on flexural strength of translucency monolithic zirconia. *Journal of Clinical and Experimental Dentistry*, 10(8), e821.
169. Öztürk, C. and Can, G. (2019). Effect of sintering parameters on the mechanical properties of monolithic zirconia. *Journal of Dental Research, Dental Clinics, Dental Prospects*, 13(4), 247.
170. Denry, I. and Kelly, J. (2014). Emerging ceramic-based materials for dentistry. *Journal of Dental Research*, 93(12), 1235-1242.
171. Lawson, N.C. and Maharishi, A. (2020). Strength and translucency of zirconia after high-speed sintering. *Journal of Esthetic and Restorative Dentistry*, 32(2), 219-225.
172. Almansour, H.M. and Alqahtani, F. (2018). The Effect of in vitro Aging and Fatigue on the Flexural Strength of Monolithic High-translucency Zirconia Restorations. *The Journal of Contemporary Dental Practice*, 19(7), 867-873.
173. Flinn, B.D., deGroot, D.A., Mancl, L.A. and Raigrodski, A.J. (2012). Accelerated aging characteristics of three yttria-stabilized tetragonal zirconia polycrystalline dental materials. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 108(4), 223-230.
174. Flinn, B.D., Raigrodski, A.J., Singh, A. and Mancl, L.A. (2014). Effect of hydrothermal degradation on three types of zirconias for dental application. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 112(6), 1377-1384.

175. Flinn, B.D., Raigrodski, A.J., Mancl, L.A., Toivola, R., Kuykendall, T. (2017). Influence of aging on flexural strength of translucent zirconia for monolithic restorations. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 117(2), 303-309.
176. Pereira, G., Muller, C., Wandscher, V.F., Rippe, M.P., Kleverlaan, C.J., Valandro, L.F. (2016). Comparison of different low-temperature aging protocols: its effects on the mechanical behavior of Y-TZP ceramics. *Journal of the Mechanical Behavior of Biomedical Materials*, 60, 324-330.
177. De Souza, G.M., Zykus, A., Ghahnavyeh, R.R., Lawrence, S.K., Bahr, D.F. (2017). Effect of accelerated aging on dental zirconia-based materials. *Journal of the Mechanical Behavior of Biomedical Materials*, 65, 256-263.
178. Turp, V., Tuncelli, B., Sen, D. and Goller, G. (2012). Evaluation of hardness and fracture toughness, coupled with microstructural analysis, of zirconia ceramics stored in environments with different pH values. *Dental Materials Journal*, 31(6) 891-902.
179. Vagkopoulou, T., Koutayas, S.O., Koidis, P., Strub, J.R. (2009). Zirconia in dentistry: Part 1. Discovering the nature of an upcoming bioceramic. *European Journal of Esthetic Dentistry*, 4(2).
180. Candido, L., Miotto, L.N., Fais, L.M.G., Cesar, P.F., Pinelli, L.A.P. (2018). Mechanical and surface properties of monolithic zirconia. *Operative Dentistry*, 43(3), e119-e128.
181. Xie, H., Gu, Y., Li, Q., Qian, M., Zhang, F., Tay, F.R. and Chen, C. (2016). Effects of multiple firings on the low-temperature degradation of dental yttria-stabilized tetragonal zirconia. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 115(4), 495-500.
182. Prado, P.H.C.O., Monteiro, J.B., Campos, T.M.B., Tim, G.P., deMelo, R.M. (2020). Degradation kinetics of high-translucency dental zirconias: Mechanical properties and in-depth analysis of phase transformation. *Journal of the Mechanical Behavior of Biomedical Materials*, 102, 103482.
183. Traini, T., Gherlone, E., Parabita, S.F., Caputi, S. and Piatelli, A. (2014). Fracture toughness and hardness of a Y-TZP dental ceramic after mechanical surface treatments. *Clinical Oral Investigations*, 18(3), 707-714.
184. Nemli, S.K., Yılmaz, H., Aydın, C., Bal, B.T. and Tıraş, T. (2012). Effect of fatigue on fracture toughness and phase transformation of Y-TZP ceramics by X-ray diffraction and Raman spectroscopy. *Journal of Biomedical Materials Research Part B: Applied Biomaterials*, 100(2), 416-424.
185. Marinis, A., Aquilino, S.A., Lund, P.S., Gratton, D.G., Stanford, C.M., Diaz-Arnold, A.M. et al. (2013). Fracture toughness of yttria-stabilized zirconia sintered in conventional and microwave ovens. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 109(3), 165-171.

186. Cokic, S.M., Vleugels, J., Meerbeek, B.V., Camargo, B., Willems, E., Li, M., et al. (2020). Mechanical properties, aging stability and translucency of speed-sintered zirconia for chairside restorations. *Dental Materials*.
187. Miragaya, L.M., Guimarães, R.B., de Assunção e Souza, R.O., dos Santos Botelho, G., Guimarães, J.G.A., Silva, E.M. (2017). Effect of intra-oral aging on t→m phase transformation, microstructure, and mechanical properties of Y-TZP dental ceramics. *Journal of the Mechanical Behavior of Biomedical Materials*, 72, 14-21.
188. Ban, S., Suehiro, Y., Nakanishi, H., Nawa, M. (2010). Fracture toughness of dental zirconia before and after autoclaving. *Journal of the Ceramic Society of Japan*, 118(1378), 406-409.
189. Kanchanasasita, W., Triwatana, P., Suputtamongkol, K., Thanapitak, A., Chatchaiganan, M. (2014). Contrast ratio of six zirconia-based dental ceramics. *Journal of Prosthodontics*, 23(6), 456-461.
190. Kurt, M., Güngör, M.B, Nemli, S.K., Bal, B.T. (2019). Effects of glazing methods on the optical and surface properties of silicate ceramics. *Journal of Prosthodontic Research*, 64(2), 202-209.
191. Elsaka, S.E. (2019). Optical and mechanical properties of newly developed monolithic multilayer zirconia. *Journal of Prosthodontics*, 28(1), e279-e284.
192. Tuncel, İ., Turp, I. and Üşümez, A. (2016). Evaluation of translucency of monolithic zirconia and framework zirconia materials. *The journal of Advanced Prosthodontics*, 8(3), 181-186.
193. Coşkun, M.E. ve Sarı, F. (2017). Değişen sinterleme sürelerinin dental zirkonyanın optik özellikleri üzerine etkisi. *Özgün Araştırma*.
194. Barizon, K.T., Bergeron, C., Vargas, M.A., Qian, F., Cobb, D.S., Gratton, D.G. et al. (2013). Ceramic materials for porcelain veneers. Part I: Correlation between translucency parameters and contrast ratio. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 110(5), 397-401.
195. Stawarczyk, B., Frevert, K., Ender, A., Roos, M., Sener, B., Wimmer, T. (2016). Comparison of four monolithic zirconia materials with conventional ones: Contrast ratio, grain size, four-point flexural strength and two-body wear. *Journal of the Mechanical Behavior of Biomedical Materials*, 59, 128-138.
196. Vichi, A., Carrabba, M., Paravina, R., Ferrari, M. (2014). Translucency of ceramic materials for CEREC CAD/CAM system. *Journal of Esthetic and Restorative Dentistry*, 26(4), 224-231.
197. Juntavee, N. and Uasuwan, P. (2019). Influence of thermal tempering processes on color characteristics of different monolithic computer-assisted design and computer-assisted manufacturing ceramic materials. *Journal of Clinical and Experimental Dentistry*, 11(7), e614.

198. Stawarczyk, B., Emslander, A., Roos, M., Sener, B., Noack, F. (2014). Zirconia ceramics, their contrast ratio and grain size depending on sintering parameters. *Dental Materials Journal*, 33(5), 591-598.
199. Walczak, K., Meißner, H., Range, U., Sakkas, A., Boenning, K., Wieckiewicz, M. et al. (2019). Translucency of zirconia ceramics before and after artificial aging. *Journal of Prosthodontics*, 28(1), e319-e324.
200. Alghazzawi, T.F. (2017). The effect of extended aging on the optical properties of different zirconia materials. *Journal of Prosthodontic Research*, 61(3), 305-314.
201. de Araújo-Júnior, E.N., Bergamo, E.T.P., Campos, T.M.B., Jalkh, E.B.B., Lopes, A.C.O., Monteiro, K.N. et al. (2020). Hydrothermal degradation methods affect the properties and phase transformation depth of translucent zirconia. *Journal of the Mechanical Behavior of Biomedical Materials*, 112, 104021.
202. Tekeli, S. and Erdogan, M. (2002). A quantitative assessment of cavities in 3 mol% yttria-stabilized tetragonal zirconia specimens containing various grain size. *Ceramics international*, 28(7), 785-789.
203. Sanal, F.A. and Kilinc, H. (2020). Effect of shade and sintering temperature on the translucency parameter of a novel multi-layered monolithic zirconia in different thicknesses. *Journal of Esthetic and Restorative Dentistry*.
204. Cotič, J., Jevnikar, P., Kocjan, A. and Kosmac, T. (2016). Complexity of the relationships between the sintering-temperature-dependent grain size, airborne-particle abrasion, ageing and strength of 3Y-TZP ceramics. *Dental Materials*, 32(4), 10-518.
205. Nakamura, K., Adolfsson, E., Milleding, P., Kanno, T., Örtengren, U. (2012). Influence of grain size and veneer firing process on the flexural strength of zirconia ceramics. *European Journal of Oral Sciences*, 120(3), 249-254.
206. Lucas, T.J., Lawson, N., Janowski, G.M., Burgess, J.O. (2015). Effect of grain size on the monoclinic transformation, hardness, roughness, and modulus of aged partially stabilized zirconia. *Dental Materials*, 31(12), 1487-1492.
207. Zhuang, Y., Zhu, Z., Jiao, T., Sun, J. (2019). Effect of Aging Time and Thickness on Low-Temperature Degradation of Dental Zirconia. *Journal of Prosthodontics*, 28(1), e404-e410.
208. Denry, I., Peacock, J. and Holloway, J. (2010). Effect of heat treatment after accelerated aging on phase transformation in 3Y-TZP. *Journal of Biomedical Materials Research Part B: Applied Biomaterials*, 93(1), 236-243.
209. Monzavi, M., Noubissi, S. and Nowzari, H. (2017). The impact of in vitro accelerated aging, approximating 30 and 60 years in vivo, on commercially available zirconia dental implants. *Clinical Implant Dentistry and Related Research*, 19(2), 245-252.

210. Hallmann, L., Mehl, A., Ulmer, P., Reusser, E., Stadler, J., Zenobi, R. et al. (2012). The influence of grain size on low-temperature degradation of dental zirconia. *Journal of Biomedical Materials Research Part B: Applied Biomaterials*, 100(2), 447-456.
211. Kosmač, T. and Kocjan, A. (2012). Ageing of dental zirconia ceramics. *Journal of the European Ceramic Society*, 32(11), 2613-2622.
212. Deville, S. and Chevalier, J. (2003). Martensitic relief observation by atomic force microscopy in yttria-stabilized zirconia. *Journal of the American Ceramic Society*, 86(12), 2225-2227.
213. Pandoleon, P., Kontonasaki, E., Kantiranis, N., Pliatsikas, N., Patsalas, P., Papadopoulou, L. et al. (2017). Aging of 3Y-TZP dental zirconia and yttrium depletion. *Dental Materials*, 33(11), e385-e392.
214. Fathy, S.M., El-Fallal, A.A., El-Negoly S.A. and El-Bedawy, A.B. (2015). Translucency of monolithic and core zirconia after hydrothermal aging. *Acta Biomaterialia Odontologica Scandinavica*, 1(2-4), 86-92.
215. Papageorgiou-Kyrana, K., Fasoula, M. and Kontonasaki, E. (2020). Translucency of Monolithic Zirconia After Hydrothermal Aging: A Review of In Vitro Studies. *Journal of Prosthodontics*.
216. Cotes, C., Arataa, A., Melo, R.M., Bottino, MA., Machado, J.P.B., Souza, R.O.A. (2014). Effects of aging procedures on the topographic surface, structural stability, and mechanical strength of a ZrO₂-based dental ceramic. *Dental Materials*, 30(12), e396-e404.
217. Kohorst, P., Borchers, L., Strempel, J., Stiesch, M., Hassel, T., Bach, F-W. et al. (2012). Low-temperature degradation of different zirconia ceramics for dental applications. *Acta Biomaterialia*, 8(3), 1213-1220.



ÖZGEÇMİŞ

Kişisel Bilgiler

Soyadı, adı : HASANZADE, Fidan
 Uyruğu : Azerbaycan
 Doğum tarihi ve yeri : 24/03/1993 Azerbaycan
 Medeni hali : Bekar
 Telefon : (0553) 549 72 49
 e-mail : hasanzade.fidan179@gmail.com

Eğitim Derecesi	Okul/Program	Mezuniyet yılı
Uzmanlık	Gazi Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Devam Ediyor Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı	
Lisans	Ankara Üniversitesi Diş Hekimliği	2016
Lise	70 Numaralı Lise, Bakü	2010
İş Deneyimi, Yıl	Çalıştığı Yer	Görev
2017-devam ediyor	Gazi Üniversitesi	Araştırma Görevlisi

Yabancı Dil

İngilizce

Yayınlar

- Hasanzade, F., Gürsoy, E., Çakırbay Tanış, M., Eser, K. (2018). Anterior Bölgede Tam Seramik Kron ve Kompozit Lamine Veneer Uygulaması. *TDB 24. Uluslararası Dishekimliği Kongresi*, Ankara, Türkiye, Poster Sunumu
- Gürsoy, E., Eser, K. Hasanzade, F. (2018). Farklı Yöntemlerle Hazırlanan Geçici Restorasyonların Renk Değişimlerinin İncelenmesi. *TDB 24. Uluslararası Dishekimliği Kongresi*, Ankara, Türkiye, Poster Sunum

3. Hasanzade, F., Çakırbay Tanış, M., Eser, K. (2019). Anterior Bölgede Tam Seramik Kron ve Porselen Laminate Veneer Uygulaması. *TDB 25. Uluslararası Dishekimliği Kongresi*, İstanbul, Türkiye, Poster Sunumu
4. Hasanzade. F., Çakırbay Tanış, M., Eser, K. (2019). Functional and Esthetic Rehabilitation of a Young Patient with Amelogenesis Imperfecta. *International College of Prosthodontists (ICP) and European Prosthodontic Association (EPA) Joint Meeting*, Amsterdam, Hollanda, Poster Sunumu
5. Hasanzade. F., Çakırbay Tanış, M., Eser, K. (2019). Evaluating the Color Stability of Various Denture Liners: Comparision of CIE and CIEDE 2000 Formulas. *International College of Prosthodontists (ICP) and European Prosthodontic Association (EPA) Joint Meeting* Amsterdam, Hollanda, Poster Sunumu



GAZİLİ OLMAK AYRICALIKTIR...

