

T.C.
ORDU ÜNİVERSİTESİ
DİŞ HEKİMLİĞİ FAKÜLTESİ
PROTETİK DİŞ TEDAVİSİ ANABİLİM DALI
UZMANLIK TEZİ



**DÜŞÜK ISI BOZUNMASININ FARKLI
İÇERİKTEKİ YTTRIUM İLE STABİLİZE
ZİRKONYALARIN EĞİLME DAYANIMLARINA
ETKİSİ**

AYŞE KOÇAK

TEZ DANIŞMANI

DOÇ. DR. CENNET ELÇİN SAĞIRKAYA

Bu uzmanlık tezi Ordu Üniversitesi Bilimsel Araştırma Projeleri Birimi
tarafından B-2108 proje numarası ile desteklenmiştir.

ORDU-2022

T.C.
ORDU ÜNİVERSİTESİ
DİŞ HEKİMLİĞİ FAKÜLTESİ
PROTETİK DİŞ TEDAVİSİ ANABİLİM DALI
UZMANLIK TEZİ



**DÜŞÜK ISI BOZUNMASININ FARKLI
İÇERİKTEKİ YTTRIUM İLE STABİLİZE
ZİRKONYALARIN EĞİLME DAYANIMLARINA
ETKİSİ**

AYŞE KOÇAK

TEZ DANIŞMANI

DOÇ. DR. CENNET ELÇİN SAĞIRKAYA

Bu uzmanlık tezi Ordu Üniversitesi Bilimsel Araştırma Projeleri Birimi
tarafından B-2108 proje numarası ile desteklenmiştir.

ORDU-2022

T.C.
ORDU ÜNİVERSİTESİ
DİŞ HEKİMLİĞİ FAKÜLTESİ
PROTETİK DİŞ TEDAVİSİ ANABİLİM DALI
UZMANLIK TEZİ

**DÜŞÜK ISI BOZUNMASININ FARKLI İÇERİKTEKİ YTTRIUM İLE
STABİLİZE ZİRKONYALARIN EĞİLME DAYANIMLARINA ETKİSİ**

Dt. Ayşe KOÇAK

Tezin Sözlü Savunma Tarihi: 09 Mart 2022

Jüri Üyesi (Tez Danışmanı) : Doç. Dr. Cennet Elçin SAĞIRKAYA

Jüri Üyesi : Prof. Dr. Mine DÜNDAR ÇÖMLEKOĞLU

Jüri Üyesi : Doç. Dr. Doğu Ömür DEDE

Dekan : Prof. Dr. Varol ÇANAKÇI

ORDU-2022

TEZ BİLDİRİMİ

Tez yazım kurallarına uygun olarak hazırlanan bu tezin yazılmasında bilimsel ve ahlak kurallarına uyulduğunu, başkalarının eserlerinden yararlanılması durumunda bilimsel normlara uygun olarak atıfta bulunulduğunu, tezin herhangi bir kısmının bu üniversite veya başka bir üniversitedeki başka bir tez çalışması olarak sunulmadığını beyan ederim.

Ayşe KOÇAK

TEŞEKKÜR

Öğrencilik yıllarımdan, uzmanlık eğitimimin sonuna kadar bana her zaman her konuda yol gösteren, bilimsel ve mesleki tecrübelerini esirgemeyen tez danışmanım ve değerli hocam Sayın **Doç. Dr. Cennet Elçin SAĞIRKAYA**'ya,

Eğitim sürecim boyunca bilgisini, yardımını ve sonsuz hoşgörüsünü esirgemeyen değerli hocam Anabilim Dalı Başkanımız Sayın **Doç. Dr. Doğu Ömür DEDE**'ye,

Uzmanlık eğitimim boyunca teorik ve pratik olarak bilgi ve becerilerini benimle paylaşan, mesleki anlamda gelişimimde katkıları olan değerli hocalarım, **Doç. Dr. Ersan ÇELİK, Doç. Dr. Ayça TULGA, Dr. Öğr. Üyesi Serkan KÜÇÜKEKENCİ** ve **Dr. Öğr. Üyesi Recep TÜRKEN**'e,

Bilgileri, tecrübeleri ve en önemlisi dostluklarıyla bana bu süreçte destek olan **Dt. Hasan Can BORAN** ve **Dt. Sena BALKIZ**'a,

Uzmanlık hayatımda güzel anılar paylaştığım sevgili asistan arkadaşlarıma ve her anımda yanımda olan **Yasemin TÜRKCAN DEMİR**'e

Eğitim sürecim boyunca karşılıksız sevgileri, destekleri ve fedakârlıkları ile bana yardımcı olan annelerim **Emine İLHAN** ve **Yıldız KOÇAK**'a,

Her kararımızda yanımda olan, sevgilerini, maddi ve manevi desteklerini her zaman bize hissettiren aileme,

Hayatıma kattığı tüm güzellikleriyle, sevgisi ve anlayışıyla her daim benimle olan ve bu süreçte gösterdiği sonsuz destek ve sabrı için sevgili eşim **İlker KOÇAK**'a ve canığim güzel oğlum **Barış KOÇAK**'a

İçtenlikle teşekkürlerimi sunarım...

Bu uzmanlık tezi Ordu Üniversitesi Bilimsel Araştırma Projeleri Birimi tarafından B-2108 proje numarası ile desteklenmiştir. Tüm destekleri için **Bilimsel Araştırma Projeleri Birimine** teşekkürlerimi sunarım.

ÖZET

DÜŞÜK ISI BOZUNMASININ FARKLI İÇERİKTEKİ YTTRIUM İLE STABİLİZE ZİRKONYALARIN EĞİLME DAYANIMLARINA ETKİSİ

Amaç: Bu tez çalışmasının amacı, farklı sinterizasyon işlemleri sonrasında hidrotermal yaşlandırmanın 4 farklı içeriğe sahip zirkonya materyallerinin eğilme dayanımlarına, faz değişimlerine ve tane boyutlarına etkisinin değerlendirilmesidir.

Gereç ve Yöntem: Çalışmada 3Y-TZP (Ceramill Zolid Preshade)[Z], 4Y-TZP (Ceramill Zolid HT+ Preshade ve Ceramill Zolid Gen-X Multilayer)[H ve G] ve 5Y-TZP (Ceramill Zolid FX Multilayer)[F] olmak üzere 4 farklı CAD/CAM zirkonya materyali kullanılmıştır. Nihai boyutları 24x4x1.2 mm olacak şekilde her bir materyalden 40 adet, toplamda 160 adet örnek hazırlanmıştır. Zirkonya örnekleri, hızlı sinterleme protokolünde (1580 °C-10 dakika, n=80) ve klasik sinterleme protokolünde (1450 °C-2 saat, n=80) sinterlenmiştir. Dört nokta eğme testi, her grup örnek için yaşlandırma işlemi uygulamadan (n=10)[C] ve hidrotermal yaşlandırma uygulanarak (134°C, 0.2 MPa basınçta 10 saat, n=10)[A] sonra universal test cihazı ile 1mm/dk kafa hızında gerçekleştirilmiştir. Veriler üç yönlü varyans analizi (ANOVA) ve Tukey HSD testleri kullanılarak istatistiksel olarak analiz edilmiştir. Her grup için bir örneğe XRD analizi yapılmıştır. Tane boyutları taramalı elektron mikroskobu (SEM) ile incelenmiştir.

Bulgular: Üç yönlü varyans analizi testi sonucunda, kullanılan materyal, sinterleme prosedürü, yaşlandırma işlemi ve etkileşimlerinin dört nokta eğme testi değerleri üzerine etkisi istatistiksel olarak anlamlı bulunmuştur ($p<0.05$). Tüm materyaller için en yüksek eğilme dayanımı değerleri ZSC ($341,41 \pm 54,47$ MPa) grubunda, en düşük eğilme dayanımı değerleri ise FSA ($167,97 \pm 20,07$ MPa) grubunda görülmüştür.

Sonuç: Daha kısa sinterleme süreleri, maliyet ve zaman açısından avantajlı bir alternatif olduğundan, hızlı sinterleme, geleneksel sinterleme protokollerine geçerli bir alternatiftir.

Anahtar Kelimeler: Zirkonya, hızlı sinterleme, hidrotermal yaşlandırma, düşük ısı bozunması, dört nokta eğme testi.

ABSTRACT
THE EFFECT OF LOW TEMPERATURE DEGRADATION ON
FLEXURAL STRENGTH OF STABILIZED ZIRCONIA WITH DIFFERENT
CONTENT OF YTTRIUM

Aim: The aim of this thesis study is to evaluate the effect of hydrothermal aging on the flexural strength, phase changes and grain sizes of zirconia materials with 4 different contents after different sintering processes.

Materials and Methods: In the study, 3Y-TZP (Ceramill Zolid Preshade)[Z], 4Y-TZP (Ceramill Zolid HT+ Preshade and Ceramill Zolid Gen-X Multilayer)[H and G] and 5Y-TZP (Ceramill Zolid FX Multilayer)[F] including 4 different CAD/CAM zirconia materials were used. 40 samples of each material, 160 samples in total, were prepared with final dimensions of 24x4x1.2 mm. Zirconia specimens were sintered in the high-speed sintering protocol (1580 °C-10 min, n=80) and the conventional sintering protocol (1450 °C-2 h, n=80). The four-point bending test were applied for each group of samples without aging (n=10)[C] and hydrothermal aging (10 hours at 134°C, 0.2 MPa pressure, n=10)[A] with a universal testing machine at a crosshead speed of 1mm/min. Data were analyzed statistically using three-way analysis of variance (ANOVA) and Tukey HSD tests. XRD analysis was performed on a sample for each group. The grain sizes were examined by scanning electron microscopy (SEM).

Results: As a result of the three-way analysis of variance test, the effects of the material type, sintering procedure, aging process and interactions on four-point bending test values were found to be statistically significant ($p < 0.05$). For all materials, the highest flexural strength values were showed in the ZSC group (341.41 ± 54.47 MPa), and the lowest flexural strength values were in the FSA group (167.97 ± 20.07 MPa).

Conclusion: As shorter sintering times represent a cost and time efficient alternative, high-speed sintering is a valid alternative to conventional sintering protocols.

Keywords: Zirconia, rapid sintering, hydrothermal aging, low temperature degradation, four point bending test.

İÇİNDEKİLER

Sayfa No

İÇ KAPAK SAYFASI.....	
ONAY.....	
TEZ BİLDİRİMİ.....	I
TEŞEKKÜR.....	II
ÖZET	III
ABSTRACT	IV
İÇİNDEKİLER.....	V
ŞEKİLLER DİZİNİ.....	X
TABLolar DİZİNİ.....	XII
RESİMLER DİZİNİ	XIII
SİMGE VE KISALTMALAR DİZİNİ	XV
1. GİRİŞ.....	1
2. GENEL BİLGİLER	3
2.1. CAD/CAM Sistemleri	3
2.1.1. CAD/CAM Komponentleri.....	3
2.1.2. CAD/CAM Sistemlerinin Avantajları	4
2.1.3. CAD/CAM Sistemlerinin Dezavantajları	5
2.1.4. CAD/CAM Sistemlerinde Kullanılan Materyaller	6
2.2. Zirkonya.....	7
2.2.1. Zirkonyanın Tarihçesi.....	7
2.2.2. Zirkonyanın Fiziksel Özellikleri	8

2.2.3. Zirkonyanın Mikroyapısal Özellikleri	9
2.2.3.1. Stabil Olmayan Saf Zirkonya (Unstabilized Pure Zirconia)	9
2.2.3.2. Parsiyel Stabilize Zirkonya (Partially Stabilized Zirconia ‘PSZ’)	11
2.2.3.3. Tam Stabilize Zirkonya (Fully Stabilized Zirconia ‘TSZ’)	12
2.2.4. Üretim Şekillerine Göre Zirkonyanın Sınıflandırılması	12
2.2.4.1. Green Stage Zirkonyum Bloklar (Dry-pressed Zirkonya Seramikler)	13
2.2.4.2. Pre-sinterize (non-HIP) Zirkonyum Bloklar	13
2.2.4.3. Sinterize (Hot Isostatic Pressing=HIP) Zirkonyum Bloklar	14
2.2.5. Diş Hekimliğinde Kullanılan Zirkonyum Çeşitleri Error! Bookmark not defined.	
2.2.5.1. Mg-PSZ	15
2.2.5.2. Zirkonya ile Güçlendirilmiş Alümina (ZTA)	15
2.2.5.3. Yttria Tetragonal Zirkonya Polikristalleri (Y-TZP)	17
2.2.6. Monolitik Zirkonya.....	18
2.2.6.1. Monolitik Zirkonya Restorasyonların Endikasyonları.....	21
2.2.6.2. Monolitik Zirkonya Restorasyonların Avantajları.....	21
2.2.6.3. Monolitik Zirkonya Restorasyonların Dezavantajları	22
2.2.7. Modern Zirkonya Materyallerinin Sınıflandırılması	23
2.2.7.1. Birinci Nesil: %3 Mol Yttria Stabilize Tetragonal Zirkonya Polikristali (3Y-TZP)	24
2.2.7.2. İkinci Nesil: Azaltılmış Alümina İçeriğine Sahip %3 Mol Yttria Stabilize Tetragonal Zirkonya Polikristali (3Y-TZP)	25
2.2.7.3. Üçüncü Nesil: %5 Mol Yttria Stabilize Tetragonal Zirkonya Polikristali (5Y-TZP)	26

2.2.7.4. Dördüncü Nesil: %4 Mol Yttria Stabilize Tetragonal Zirkonya Polikristali (4Y-TZP)	28
2.2.8. Y-TZP'nin Mekanik Özelliklerini Etkileyen Faktörler	30
2.2.8.1. Tanecik Boyutu ve Şekli	30
2.2.8.2. Stabilize Edici Oksidin Miktarı	31
2.2.8.3. Materyal Yüzeyine Uygulanan İşlemler	32
2.2.8.4. Sıcaklık ve Nem.....	33
2.2.8.5. Zaman.....	34
2.2.9. Düşük Isı Bozunması (DIB).....	34
2.2.10. Sinterleme	37
2.2.11. Yapay Yaşlandırma.....	38
2.2.11.1. Termal Siklus.....	39
2.2.11.2. Suda Bekletme ile Yaşlandırma.....	39
2.2.11.3. Mekanik Siklus ile Yaşlandırma.....	39
2.2.11.4. Otoklavla Yaşlandırma.....	40
2.3. Mekanik Testler.....	40
2.3.1. Eğme Testleri	41
2.3.1.1. Tek Eksenli Eğme Testleri	42
2.3.1.1.1. Üç Nokta Eğme Testi	42
2.3.1.1.2. Dört Nokta Eğme Testi.....	43
2.3.1.2. Çift Eksenli Eğme Testleri	44
2.4. XRD	44
2.5. Taramalı Elektron Mikroskobu (SEM) Analizi	46
3. GEREÇ VE YÖNTEMLER	48
3.1. Örneklerin Hazırlanması.....	50

3.2.	Klasik ve Hızlı Sinter Uygulanması	52
3.3.	Hidrotermal Yaşlandırma Uygulanması	54
3.4.	X-Işını Kırınımı (XRD) Analizi	55
3.5.	Dört Nokta Eğme Testinin Uygulanması	56
3.6.	Taramalı Elektron Mikroskobu ile Tanecik Boyutlarının Belirlenmesi	57
3.7.	Verilerin İstatistiksel Analizi	58
4.	BULGULAR.....	60
4.1.	Dört Nokta Eğme Testi Bulguları	60
4.2.	XRD Analizi Bulguları	67
4.3.	SEM Analizi Bulguları	69
4.3.1.	Ceramill Zolid Preshade Materyaline Ait SEM Görüntüleri	70
4.3.2.	Ceramill Zolid HT+ Preshade Materyaline Ait SEM Görüntüleri	71
4.3.3.	Ceramill Zolid Gen-X Multilayer Materyaline Ait SEM Görüntüleri ..	72
4.3.4.	Ceramill Zolid FX Multilayer Materyaline Ait SEM Görüntüleri	74
4.4.	Gren Boyutu Analizi.....	75
4.4.1.	Ceramill Zolid Preshade Materyaline Ait Gren Boyutu Histogramları. 76	
4.4.2.	Ceramill Zolid HT+ Preshade Materyaline Ait Gren Boyutu Histogramları	76
4.4.3.	Ceramill Zolid Gen-X Multilayer Materyaline Ait Gren Boyutu Histogramları	77
4.4.4.	Ceramill Zolid FX Multilayer Materyaline Ait Gren Boyutu Histogramları	78
5.	TARTIŞMA.....	79
6.	SONUÇ VE ÖNERİLER	94
7.	KAYNAKLAR.....	95

ÖZGEÇMİŞ	122
-----------------------	------------



ŞEKİLLER DİZİNİ

Şekil 2.1. Zirkonyanın kübik (a), tetragonal (b) ve monoklinik (c) kristal yapısı	10
Şekil 2.2. Saf zirkonyumun fazları	10
Şekil 2.3. Farklı üreticilere ait monolitik zirkonya örnekleri.....	20
Şekil 2.4. Multilayer monolitik zirkonya	21
Şekil 2.5. Birinci ve ikinci nesil zirkonyada ZrO_2 ve Al_2O_3 'in dağılımı.....	25
Şekil 2.6. 3Y-TZP CAD/CAM diski	26
Şekil 2.7. 5Y-TZP içeren CAD/CAM materyalleri.....	28
Şekil 2.8. Ceramill Zolid HT+ Preshade ve Gen-X Multilayer örnekleri.....	29
Şekil 2.9. Y_2O_3 yoğunluğunun gren boyutuna etkisi.....	31
Şekil 2.10. Dönüşümü gösteren bir kesitte meydana gelen yaşlanma sürecinin şeması	36
Şekil 2.11. Üç nokta eğme test düzeneği	42
Şekil 2.12. Dört nokta eğilme testi düzeneği	43
Şekil 2.13. XRD'nin şematik şekli	45
Şekil 4.1. Farklı sinter ve yaşlandırma işlemleri sonrası farklı içerikteki yttrium ile stabilize zirkonyaların eğilme dayanımlarının ortalama değerleri ve standart sapmaları	63
Şekil 4.2. Ceramill Zolid Preshade materyali alt gruplarının XRD analizlerinden elde edilen grafikler.....	68
Şekil 4.3. Ceramill Zolid HT+ Preshade materyali alt gruplarının XRD grafiği.....	68
Şekil 4.4. Ceramill Zolid Gen-X Multilayer materyali alt gruplarının XRD analizlerinden elde edilen grafikler.....	69

Şekil 4.5. Ceramill Zolid FX Multilayer materyali alt gruplarının XRD analizlerinden elde edilen grafikler	69
Şekil 4.6. ZSC ve ZSA gruplarına ait gren boyutu grafikleri	76
Şekil 4.7. ZRC ve ZRA gruplarına ait gren boyutu grafikleri	76
Şekil 4.8. HSC ve HSA gruplarına ait gren boyutu grafikleri	76
Şekil 4.9. HRC ve HRA gruplarına ait gren boyutu grafikleri.....	77
Şekil 4.10. GSC ve GSA gruplarına ait gren boyutu grafikleri.....	77
Şekil 4.11. GRC ve GRA gruplarına ait gren boyutu grafikleri.....	77
Şekil 4.12. FSC ve FSA gruplarına ait gren boyutu grafikleri.....	78
Şekil 4.13. FRC ve FRA gruplarına ait gren boyutu grafikleri.....	78

TABLÖLAR DİZİNİ

Tablo 3.1. Çalışmada kullanılan materyaller	49
Tablo 3.2. Çalışmaya ait uygulama basamakları	49
Tablo 3.3. Çalışmada kullanılan cihazlar	50
Tablo 3.4. Çalışma Gruplarına Uygulanan İşlemler ve Grup Kodları	54
Tablo 4.1. Eğme dayanımı değerlerinin varyans analiz tablosu	60
Tablo 4.2. Gruplara ait eğilme dayanımı verileri.....	61
Tablo 4.3. Dört nokta eğme dayanımı testi verilerine ait ortalama, standart sapma değerleri (MPa) ve Tukey çoklu karşılaştırma testi sonuçları.....	62

RESİMLER DİZİNİ

Resim 3.1. Çalışmada kullanılan Y-TZP diskler	48
Resim 3.2. Örneklerin hassas kesim cihazında hazırlanması (A) ve CAD/CAM disklerden hazırlanan örnekler (B)	51
Resim 3.3. Dört nokta eğme testi için hazırlanan örnekler.....	51
Resim 3.4. Hazırlanan örneklerin dijital kumpas ile uzunluğunun (A), genişliğinin (B) ve kalınlığının (C) ölçülmesi	52
Resim 3.5. XRD analizi için elde edilen örnekler.....	52
Resim 3.6. Örneklerin klasik (A) ve hızlı (B) sinterizasyonunda kullanılan fırınlar	53
Resim 3.7. Örneklerin sinter öncesi (A) ve sonrası (B) fırın tablasında görünümü, örneklerin başlangıç ve nihai boyut farkı (C).....	53
Resim 3.8. Sinterizasyon sonrası dört nokta eğme testi için hazırlanan örnekler	53
Resim 3.9. Sinterlenen örneklerin dijital kumpas ile uzunluğunun (A), genişliğinin (B) ve kalınlığının (C) ölçülmesi	54
Resim 3.10. Örneklerin buharlı otoklavda (A) yaşlandırılması (B)	55
Resim 3.11. Örneklerin XRD analizi için kullanılan X-ışını difraktometre cihazı...	56
Resim 3.12. ISO standartlarına göre hazırlanan test düzeneği (A), destekleyici yapılar ve kuvvet uygulayıcı uçlar arası mesafenin ölçümü (B).....	57
Resim 3.13. Altın kaplama cihazı	58
Resim 3.14. Örneklerin incelendiği SEM cihazı.....	58
Resim 4.1. ZSC grubuna ait SEM görüntüleri (x10000 ve x30000).....	70
Resim 4.2. ZSA grubuna ait SEM görüntüleri (x10000 ve x30000).....	70
Resim 4.3. ZRC grubuna ait SEM görüntüleri (x10000 ve x30000)	70
Resim 4.4. ZRA grubuna ait SEM görüntüleri (x10000 ve x30000)	71

Resim 4.5. HSC grubuna ait SEM görüntüleri (x10000 ve x30000)	71
Resim 4.6. HSA grubuna ait SEM görüntüleri (x10000 ve x30000)	71
Resim 4.7. HRC grubuna ait SEM görüntüleri (x10000 ve x30000)	72
Resim 4.8. HRA grubuna ait SEM görüntüleri (x10000 ve x30000)	72
Resim 4.9. GSC grubuna ait SEM görüntüleri (x10000 ve x30000)	72
Resim 4.10. GSA grubuna ait SEM görüntüleri (x10000 ve x30000)	73
Resim 4.11. GRC grubuna ait SEM görüntüleri (x10000 ve x30000)	73
Resim 4.12. GRA grubuna ait SEM görüntüleri (x10000 ve x30000)	73
Resim 4.13. FSC grubuna ait SEM görüntüleri (x10000 ve x30000)	74
Resim 4.14. FSA grubuna ait SEM görüntüleri (x10000 ve x30000)	74
Resim 4.15. FRC grubuna ait SEM görüntüleri (x10000 ve x30000)	74
Resim 4.16. FRA grubuna ait SEM görüntüleri (x10000 ve x30000)	75
Resim 4.17. ImageJ programında gren boyutu hesaplanması.....	75

SİMGE VE KISALTMALAR DİZİNİ

ark.	: Arkadaşları
CAD	: Bilgisayar destekli tasarım
CAM	: Bilgisayar destekli yazılım
BT	: Bilgisayarlı tomografi
PMMA	: Polimetilmetakrilat
kN	: Kilonewton
t	: Tetragonal
m	: Monoklinik
%	: Yüzde
MPa	: Megapascal
GPa	: Gigapaskal
N	: Newton
°C	: Santigrat derece
µm	: Mikrometre
HT	: Yüksek translüsent
CaO	: Kalsiyum oksit
MgO	: Magnezyum oksit
CeO ₂	: Seryum oksit
Y ₂ O ₃	: Yttrium oksit
Y-TZP	: Yttrium tetragonal zirkonyum polikristali
ZrO ₂	: Zirkonyum dioksit
PSZ	: Kısmi stabilize zirkonya
TSZ	: Tam stabilize zirkonya
Mg-PSZ	: Magnezyum kısmen stabilize zirkonya
ZTA	: Zirkonya ile güçlendirilmiş alümina
Ce-TZP	: Seryum stabilize zirkonya
HfO ₂	: Hafniyum oksit
nm	: Nanometre

mm	: Milimetre
dk	: Dakika
s	: Saniye
Co-cr	: Kobalt-krom
Al ₂ O ₃	: Alüminyum oksit
DIB	: Düşük ısı bozunması
H ₂ O	: Su
OH ⁻	: Hidroksil
O ₂ ⁻	: Oksijen
DNET	: Dört nokta eğme testi
XRD	: X-ray difraksiyon
CuK	: Bakırpotasyum
mA	: Miliamper
kV	: Kilovolt
SEM	: Taramalı elektron mikroskobu
ISO	: Uluslararası Standardizasyon Organizasyonu (International Organization of Standardization)

1. GİRİŞ

Bilgisayar Destekli Tasarım / Bilgisayar Destekli Üretim (CAD/CAM) teknolojisinin gelişmesiyle birlikte zirkonya, üstün mekanik özellikleri, yüksek biyouyumluluğu ve düşük alerji potansiyeli nedeniyle diş hekimliği alanında yaygın olarak kullanılmaktadır (Kelly ve Denry, 2008). Zirkon alt yapılı seramik restorasyonlardaki en önemli sorun olan veneering porselenin atma ve kopma problemlerinin (chipping) üstesinden gelmek için, daha translüsent ve estetik sonuçlar da elde edilebilen monolitik zirkonya restorasyonların kullanımı öne çıkmıştır. Yüksek esneklik ve kırılma mukavemetine sahip monolitik zirkonya, posteriorda interokluzal mesafenin yetersiz olduğu durumlarda tercih edilir hale gelmiştir (Stawarczyk ve ark., 2013). Monolitik zirkonlar, özel sinterleme fırınları kullanılarak yüksek sıcaklıklarda sinterleme işlemi sırasında nihai dayanıklı geometrik biçimini elde eder. Değişen sinterleme sıcaklığı ve süreleri ile birlikte çeşitli sinterleme prosedürleri mevcuttur. Çok az çalışma, sinterleme prosedürlerinin zirkonyumun malzeme özellikleri üzerindeki olası etkisini araştırmıştır (Zimmermann ve ark., 2020). Hidrotermal yaşlanma olarak da bilinen düşük ısı bozunması, oda sıcaklığında su varlığında meydana gelebilen bir yaşlanma olgusudur. Y-TZP'nin (Yttrium ile Stabilize Tetragonal Zirkonya Polikristali) hidrotermal yaşlanmaya duyarlı olduğu bilinmektedir; su molekülleri zirkon sınırlarına nüfuz ederek stabiliteyi azaltır ve tetragonalden monoklinik faza spontan geçiş olmasına neden olur. Bu da materyali yarı-stabil hale getirir ve mekanik özelliklerini azaltır (Lümkemann ve Stawarczyk, 2021). Yapılan bir çalışmada, farklı Y-TZP içerikli zirkonyaların dört nokta eğme testi yapılarak eğilme mukavemetleri ölçülmüştür. 3Y-TZP zirkonya, 4Y-TZP ve 5Y-TZP'den daha yüksek eğilme mukavemeti göstermiştir (Kaizer ve ark., 2020). Flinn ve ark.'nın yaptıkları çalışmada, 4 farklı üretici firmadan temin edilen Y-TZP zirkonyaların hidrotermal yaşlandırma sonrası eğilme mukavemetlerine bakmışlardır. Yapay yaşlandırma, tüm numuneler için monoklinik faz fraksiyonunda artış ve düşük ısı bozunması ile sonuçlanmıştır. Y-TZP'nin hidrotermal yaşlanması, 2 grupta eğilme mukavemetinde önemli bir azalmaya neden olurken diğer 2 grupta azalma yaşanmamıştır (Flinn ve ark., 2017). Hızlı sinterleme ile üretilen zirkonya seramikleri zaman ve maliyeti azaltmış olsa da, farklı nesil zirkonya materyalleri üzerindeki sonuçları henüz tam olarak anlaşılmamıştır. Sinterleme protokollerindeki

modifikasyonlar ve hidrotermal yaşlanma gibi pratik ve klinik faktörler, farklı formülasyonlardaki zirkonya materyallerinin eğilme mukavemeti ve translüsentlik gibi özelliklerini etkileyebilir.

Bu tez çalışmasında; farklı sinterizasyon süreçleri sonrasında hidrotermal yaşlandırmanın 4 farklı içeriğe sahip zirkonya materyallerinin eğilme dayanımlarına, faz değişimlerine ve tane boyutlarına etkisinin değerlendirilmesi amaçlanmıştır.



2. GENEL BİLGİLER

2.1. CAD/CAM Sistemleri

Diş hekimliğinde CAD/CAM sistemlerinin kullanımı, dijital bilgisayar teknolojisinin hızlı gelişimi sayesinde son yıllarda önemli ölçüde artmıştır (Sannino ve ark, 2014). CAD/CAM teknolojisi ve hasta başı diş hekimliği alanındaki başarı, 1985 yılında Mörmann ve Brandestini'nin Cerec sistemini tanıtmasıyla başlamıştır (Spitznagel ve ark., 2018). Bu sistemde, hazırlanmış olan kavitenin hasta başında direkt olarak ağız içi kamera ile digital olarak taraması yapılmış, restorasyon tasarımı takiben klinikte bulunan cihazda seramik bloktan inley üretilmiştir (Çetindağ ve Meşe, 2016).

CAD/CAM sistemleri günümüzde sadece Protetik diş tedavisi alanında değil ağız ve çene cerrahisi, periodontoloji, ortodonti, implantoloji ve maksillofasiyal cerrahi gibi diğer diş hekimliği alanlarında da kullanılmaktadır (Abdullah ve ark., 2018). İnley, onley, kron, veneer, implant abutmentleri, sabit ve hareketli protezler, ölçü modeli, gece plağı, cerrahi rehber, geçici protez, ortodontik seviyeleme gibi geniş bir endikasyon alanını kapsamaktadır (Aeran ve ark., 2014; Blatz ve Conejo, 2019).

2.1.1. CAD/CAM Komponentleri

CAD/CAM sistemleri üç ana bölümden oluşur:

- 1) Preparasyon bölgesini ve komşu yapıları kaydeden ağız içi tarayıcılar aracılığıyla sanal ortama aktaran bir veri toplama birimi,
- 2) Restorasyonları tasarlamak ve çalışılacak frezeleme parametrelerini hesaplamak için kullanılan bir yazılım,
- 3) Restorasyonun ekleme yöntemi veya frezeleme cihazı ile prefabrik bir bloktan kazınarak üretimi (Strub ve ark., 2006; Galhano ve ark., 2012; Alghazzawi, 2016).

Dijital ölçü ve restorasyonun tasarımı CAD komponentini, üretim süreci ise CAM komponentini oluşturur (Goswami ve ark., 2014). Bu 3 komponentin birleşimi sistemin başarısını belirler.

2.1.2. CAD/CAM Sistemlerinin Avantajları

- Geleneksel ölçü materyali kullanılmadığı için, özellikle yaşlı ve öğürme refleksi olan hastalarda hasta konforunu arttırır. Birkaç dakika içinde her iki çenenin tarama verileri elde edilmiş olur.
- Geleneksel ölçü tekniği ile oluşabilecek çapraz kontaminasyon riskini önler. Ağız içi tarama ucu otoklavlanabilir ve dolayısıyla sterilize edilebilir. Bununla birlikte, optik ölçü ile dijital olarak elde edilen veriler sistem üzerinden paylaşıldığı için risk azalır.
- Geleneksel teknikte elde edilen model üzerinde dayanak dişlerin kontrolü sağlanırken, ağız içi tarayıcı kullanımında, hekimin taramadan hemen sonra ekranda sonucu dijital bir model olarak doğrulamasını ve gerektiğinde dayanak diş üzerinde tekrar işlem yapmasını sağlar.
- Elde edilen dijital modelde hata mevcutsa, tüm ağız içi tarama işlemi kolaylıkla tekrarlanabilir. Ayrıca, elde edilen verinin yetersiz olması durumunda, operatör belirli alanları hedefleyen kısmi bir tarama yapabilir.
- Geleneksel alçı modellerden farklı olarak, ağız içi tarayıcı ile elde edilen dijital dosyalar uzun süre kolayca saklanabilirler ve kullanıcılar daha sonra, herhangi bir zamanda ve herhangi bir yerde, dosyalara erişerek verileri kolayca kullanabilirler.
- CAD/CAM sisteminde operatör, restorasyonun kalınlığını ölçebilir veya restorasyonların tasarımını yapabilir.
- Ölçü malzemeleri ve alçılar artık gerekli olmadığı için malzeme israfı ve maliyet azalır.
- Dijital modeller, dişin pozisyonunun değişimi, okluzal aşınma, abrazyon veya diş eti çekilmesi gibi üç boyutlu olarak hastanın ağız boşluğundaki kronolojik değişikliklerin analiz etmelerini sağlar.
- Dijital modellerle, diş ve diş etinin renk tonları saptanabilir.

- Dijital modeller, internet üzerinden yerel ve yabancı diş klinikleri, diş laboratuvarları veya freze merkezleri ile hemen paylaşılabilir. Böylece, model üretimi için gereken süreyi en aza indirir, nakliye ve teslimat maliyetlerini azaltır.
- Yüz tarama verileri, çene hareketi kayıtları veya bilgisayarlı tomografi (BT) gibi 3D görüntü verileriyle ağız içi dijital modellerin birlikte incelenmesi teşhis ve tedavide kolaylık sağlar.
- Tedavi tek seansta bitirildiği için, sık anestezi ve geçici restorasyon ihtiyacı ortadan kalkar.
- Ağız içi dijital verilerin yüz taraması veya BT verileriyle birleştirilmesi, bir implant tedavisinin düzgün ve uygun şekilde planlanmasını sağlar.
- Çürük tarama ucu, diş hekimlerinin aproksimal, okluzal ve ikincil çürüklerin yanı sıra diş yüzeyindeki çatlakları tespit etmesine yardımcı olur (Suese, 2020).
- Bir tarama ile önce kritik alanlar kaydedilebilir. Böylece, kapsamlı tam ağız rehabilitasyonları durumunda, birkaç tedavi seansı boyunca bölüm bölüm ilerlemeyi mümkün kılar.
- Dijital modellerle, giriş yolu veya ilgili antagonist dişe olan mesafe gibi önemli hazırlık parametreleri bilgisayar ekranından izlenebilir.
- Dijital bir modelde, restorasyonun alçı modele uygunluğu kontrol edilirken oluşan aşınma yoktur. Dijital bir model her zaman aynı, orijinal kalitede hazırdır (Zimmermann ve ark., 2015).
- Çok çeşitli protetik materyal alternatifi kullanılabilir (Blatz ve Conejo, 2019).

2.1.3. CAD/CAM Sistemlerinin Dezavantajları

- CAD/CAM sistemlerinde ekipman ve yazılımın ilk maliyeti yüksektir ve kullanıcının eğitim için zaman ve para harcaması gerekir.

- Ağız içi taramalarında hassas ve hızlı ölçümler çok önemli olduğundan, hekimin eğilimli ve deneyimli olması gerekir.
- Ağız sıvıları optik kırılma nedeniyle ölçü hatasına neden olabileceğinden özellikle dişeti sıvısının kontrol edilmesi önemlidir (Suese, 2020).
- İmplant tedavisinde ağız içi tarama verileri elde edebilmek için, tarama gövdeleri gerekir. Tarama gövdeleri, ilgili implant sistemi için mevcut olmalı ve ayrıca kullanılan CAD yazılımıyla uyumlu olmalıdır. (Zimmermann ve ark., 2015; Suese, 2020).
- Birçok sistem dinamik okluzyon simülasyonuna izin vermemektedir.
- Bazı sistemlerde, kullanıcının dijital tarama gerçekleştirmek için tarama ücreti ödemesi gerekir. Kodlanmış dosya formatında olan tarama verileri şirkete ait bulut tabanlı depolama sistemlerine gönderilir ve bu sistemler kapalı sistemlerdir (Zimmermann ve ark., 2015).
- Geleneksel ölçülerde olduğu gibi, ağız içi tarama yaparken diş hekiminin restore edilecek dişi, çevre dokuları ve karşıt dişleri kaydını doğru şekilde alması gerekir. Ayrıca tarama sırasında, dişeti altında kalan dokuların net kaydedilebilmesi için retraksiyon, nem kontrolü ve hemostazın sağlanması gerekir (Davidowitz ve Kotick, 2011).
- Monokromatik blokların kullanılması sonucu estetik beklentiler her zaman karşılanamamaktadır (Çetindağ ve Meşe, 2016).

2.1.4.CAD/CAM Sistemlerinde Kullanılan Materyaller

Son yıllarda, CAD/CAM sistemlerinde birçok yönden teknolojik gelişme yaşanmıştır. Bunlar arasında yeni materyallerin geliştirilmesi ve uygulanması yer almaktadır (Alghazzawi, 2016). CAD/CAM sistemlerinde kullanılan materyaller restorasyonun ağızda kullanılacağı bölgeye, hastanın beklentilerine, sosyo-ekonomik durumuna ve hekimin tercihinine göre değişkenlik gösterir (Yenice ve Büyükdere, 2020).

Öngörülebilir mekanik performans, yüksek estetik ve doğru marjinal adaptasyon dental kronların üretimi için en kritik özellikler arasındadır. CAD/CAM teknolojisi,

geleneksel porselen veneer muadillerine kıyasla daha yoğun ve homojen bir bileşime sahip yüksek doğrulukta monolitik kronların standartlaştırılmış üretimini mümkün kılmıştır (Furtado de Mendonca ve ark., 2019).

CAD/CAM sistemlerinde kullanılan materyaller; seramikler, PMMA bazlı seramikler ve kompozit rezinler olarak üç alt gruba ayrılmaktadır. Zirkonya, oksit bir seramik olup, seramikler sınıfına ait bir materyaldir (Blatz ve Conejo, 2019).

2.2. Zirkonya

2.2.1. Zirkonyanın Tarihçesi

Zirkonyum, sembolü “Zr” olan kimyasal bir elementtir (Stawarczyk ve ark., 2017). Farsça zar (altın) ve gun (renk) kelimelerinden türetilmiş olan Arapça ‘zargon’dan (renkli altın) gelir (Piconi ve Maccauro, 1999).

Zirkonya, 1789'da Alman kimyager Martin Heinrich Klaproth tanımlayamadığı ve daha sonra 'zirconerde' adını verdiği bir oksit içeriği bulmuştur. 1824'te Berzelius, potasyum heksaflorozirkonat ve potasyumu kapalı bir kaptaki ısıtarak siyah ve saf olmayan toz olan ilk zirkonyum metalini hazırlamıştır. Lely ve Hamburger, ilk saf zirkonyumu, 1904'te zirkonyum tetraklorürü sodyum ile bir bombada indirgeyerek korozyona dayanıklı zirkonyum topakları şeklinde üretmişlerdir. Ancak 1924'te Van Arkel, De Boer ve Fast, soğuk işlenebilen ve oda sıcaklığında iyi daktil özelliği sergileyen ilk büyük zirkonyum metalini üretmişlerdir. 1948'de ise hafniyumsuz zirkonyum gündeme gelmiştir (Habashi, 1997; Piconi ve Maccauro, 1999).

Zirkonyanın biyomedikal uygulaması ilk kez 1964 yılında olmasına rağmen, bilimsel olarak biyomedikal alanda kullanımı, alümina kırılma dayanıklılığı sorununu ve bunun sonucunda kalça eklem implantlarının olası başarısızlığını çözmek için femur başının zirkonyadan üretilmesiyle başlamıştır (Christel ve ark., 1989). 2001 yılından sonra zirkonyada meydana gelen düşük ısı bozunması sebebiyle, ortopedide kullanımının olumsuz sonuçları bildirilmiştir (Chevalier ve ark., 2011).

Diş hekimliğinde ise zirkonyum, oral implant uygulaması için materyal olarak hayvanlarda test edilmiştir (Akagawa ve ark., 1993). Daha sonra, endodontik tedavi görmüş dişleri restore etmek için post olarak kullanılmış (Meyenberg ve ark., 1995; Dietschi ve ark., 1997) ve tam seramik restorasyonlarda alternatif bir alt yapı materyali

olmuştur (Kern ve Wegner, 1998). Dijital süreçle birlikte ilk zirkonya içerikli restorasyonlar, protetik ve restoratif alanda kullanılmaya başlanmıştır (Kosmač ve ark., 1999).

Yüksek biyouyumlulukları ve uygun mekanik özelliklerinden dolayı yttria stabilize tetragonal zirkonya polikristali (Y-TZP) seramikleri geleneksel metal destekli seramikler yerine alternatif olarak yaygın şekilde kullanılmaktadır (Inokoshi ve ark., 2014).

2.2.2. Zirkonyanın Fiziksel Özellikleri

Zirkonyum, periyodik tablonun D grubuna ait bir element olup atom numarası 40 ve atom kütlesi 91,22'dir. Yoğunluğu 6,49 g/cm³, ergime noktası 1852°C ve kaynama noktası 3580°C'dir. Hiçbir zaman doğada serbest metal olarak tek başına bulunmaz. Hekzagonal kristal yapı gösterir. Oda koşullarında gümüşümsü beyaz renkli bir katıdır. Sıcaklığa, aşınmaya ve korozyona karşı çok dirençlidir. Birçok değişik bileşik halinde bulunabilir. Bilinen bileşikler zirkonyum silikat (Zirkon, ZrSiO₄) ve zirkonyum oksittir (ZrO₂) (Kırmalı ve Özdemir, 2012). Zirkonyum silikatın diğer adı 'zirkon', zirkonyum oksitin diğer adları ise 'zirkonya' ve 'baddeleyit'tir (Ulu ve Bayındır, 2016).

Zirkonyum bileşiklerinin içerisinde %2 oranında hafnium (Hf) elementi bulunur ve zirkonyum metalinin saflaştırılması sırasında elde edilir. Zirkonyum metalinin yüzeyini kaplayan oksit tabakası havaya karşı inaktif olmasına neden olur. Buna karşı havada yakılması ile zirkonyum oksit bileşiğini oluşturur. ($Zr(k) + O_2(g) = ZrO_2(k)$) (Kırmalı ve Özdemir, 2012).

Zirkonyanın basma direnci 2000 MPa, çekme direnci 900-1200 MPa'dır (Piconi ve Maccauro, 1999). Yaklaşık 8-10 MPa m^{1/2} kırılma tokluğuna sahiptir (Han ve ark., 2017). Vickers sertliği ise dental alaşımların 4-5 katıdır (Lüthy ve ark., 2006). Young modülü (210 GPa), paslanmaz çelik alaşımına (193 GPa) benzerdir (Garvie ve ark., 1990; Piconi ve Maccauro, 1999). Zirkonyanın döngüsel gerilimleri iyi tolare edebildiğini açıklayan Cales, zirkon örneklerle 28 kN'lik aralıklı kuvvet uygulamış, örnekleri kırmak için yaklaşık 50 milyar devir gerektiğini, ancak 90 kN'yi aşan bir kuvvetle örneklerde 15 devirden sonra yapısal bozulma meydana geldiğini bulmuştur (Cales ve Stefani, 1994).

Dayanıklılığı, kırılma tokluğu, sertlik derecesi, aşınma ve korozyon direnci yüksektir. Ayrıca, termal iletkenliği düşüktür (Alaniz ve ark., 2009; Vitti ve ark., 2019).

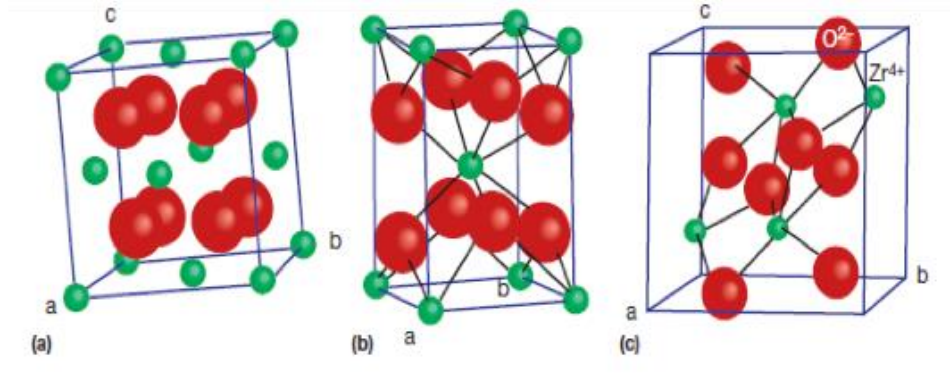
Fizikokimyasal özelliklerinin yanı sıra, zirkonya inert bir malzemedir ve biyolojik dokuda herhangi bir olumsuz reaksiyon (sitotoksik, onkojenik veya mutajenik etkiler) göstermez ve biyouyumludur (Alghazzawi ve ark., 2012; Vitti ve ark., 2019).

Optik özellik, dental restorasyonların üretiminde dikkate alınması gereken bir diğer önemli faktördür. Zirkonya, beyaz veya grimsi renktedir. Metal destekli seramik restorasyonlara göre estetik avantajlara sahiptir. Metal alt yapı, tamamen opak olup ışık geçirgenliğini engellediği için dıştan farklıdır, oysa zirkonya kısmen translüsanttir (Vichi ve ark., 2016). Bununla birlikte, doğal diş dokularına ve diğer seramik materyallerine göre translüsentliği daha azdır (Heffernan ve ark., 2002).

2.2.3. Zirkonyanın Mikroyapısal Özellikleri

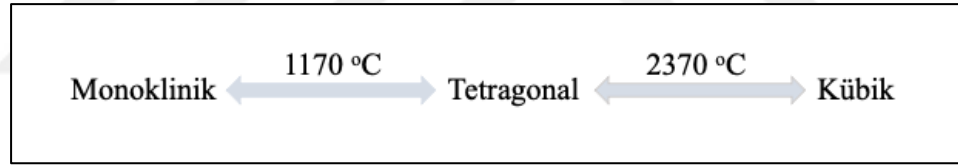
2.2.3.1. Stabil Olmayan Saf Zirkonya (Unstabilized Pure Zirconia)

ZrO₂, yüksek sıcaklıkta en iyi termal kararlılık ve yalıtım performansına sahip metal oksit seramiklerden biridir. Çok küçük boyutlu (<0,5-0,6 µm) taneciklerden meydana gelen bir materyaldir (Ardlin, 2002; Holden ve ark., 2009). Zirkonya, polimorf bir materyal olup monoklinik (paralel kenarlı eğri prizma), tetragonal (dikdörtgen kenarlı düz prizma) ve kübik (kare kenarlı düz prizma) olarak üç farklı kristal forma sahiptir (Piconi ve Maccauro, 1999; Kim ve ark., 2010; Hu ve ark., 2019; Vitti ve ark., 2019) (Şekil 2.1).



Şekil 2.1. Zirkonyanın kübik (a), tetragonal (b) ve monoklinik (c) kristal yapısı
(J Chevalier ve Gremillard, 2017)

Her kristal form farklı sıcaklık aralığında sabit kalır. Zirkonya oda sıcaklığında monoklinik fazdadır ve 1170°C'ye kadar stabildir. Bu formdaki zirkonyanın mekanik özellikleri azalmıştır. 1170°C ile 2370°C arasında tetragonal fazda olan zirkonya, gelişmiş mekanik özelliklere sahiptir. 2370°C'nin üzerinde zirkonya kristalleri, kübik forma geçmektedir (Vitti ve ark., 2019) (Şekil 2.2).



Şekil 2.2. Saf zirkonyumun fazları

Saf zirkonyanın soğuması esnasında, kübik faz önce 2680°C'lik bir sıcaklıkta kristalleşir ve ardından 2370°C'de tetragonal faza dönüşür. 1170°C'lik bir sıcaklıkta, zirkonyanın oda sıcaklığında mevcut olduğu monoklinik faza dönüşüm gerçekleşir. Zirkonyanın t→m faz dönüşümünün martensitik bir dönüşüm olduğu bilinmektedir ve faz transformasyonu ile birlikte %3-5 arasında hacim artışı meydana gelir (Christel ve ark., 1989; Bona ve ark., 2015; Stawarczyk ve ark., 2017). Bu hacim artışı, yapıda mekanik dayanıma olumlu katkı yapan baskı gerilimleri meydana getirir fakat bu dönüşüm kontrollü olmalıdır; yoksa yapı içerisinde var olan çatlak uçlarında oluşan gerilimle saf zirkonyadan sinterlenmiş seramiklerin oda sıcaklığında parçalara ayrılarak kullanımını imkansız hale getirir (Garvie ve ark., 1990; Piconi ve Maccauro, 1999; Stawarczyk ve ark., 2017).

2.2.3.2. Parsiyel Stabilize Zirkonya (Partially Stabilized Zirconia ‘PSZ’)

Tetragonal fazdan monoklinik faza dönüşüm esnasında materyal içerisinde yıkıcı başarısızlığa neden olabilen önemli bir hacimsel artış meydana gelmektedir. Bu dönüşüm geri dönebilir bir durumdur ve soğuma sırasında yaklaşık 950°C civarında olmaktadır (Isabelle Denry ve Kelly, 2008).

Zirkonya fırınlama ısısında tetragonal, oda sıcaklığında ise monoklinik fazdadır (J. R. Kelly, 2004) ve yapıdaki maksimum monoklinik faz oranı %25’i geçmemelidir (Lughi ve Sergo, 2010). Saf zirkonyaya CaO, MgO, Y₂O₃ veya CeO₂ gibi stabilize edici oksitler ilave edilmesiyle; tetragonal yapının oda sıcaklığında stabilizasyonu, t→m dönüşümü sırasında meydana gelen streslerin kontrolü, çatlak yayılmasını etkin bir şekilde durdurulması ve yüksek sertliğin elde edilmesi sağlanır (Lange, 1982; Christel ve ark., 1989; Garvie ve ark., 1990; Bona ve ark., 2015). Tetragonal ve kübik yapıların stabil olabilmesi için farklı miktarlarda stabilize edici oksit miktarı gerekli olup, bu oran tetragonal fazda kübik fazdan daha düşüktür (Bona ve ark., 2015). Bu oksitler ile oda sıcaklığında yarı stabil bir materyal olan kısmi stabilize zirkonya (PSZ) elde edilmektedir. Daha kullanışlı mekanik özelliklere sahip olan PSZ multifaz formundadır. PSZ, oda sıcaklığında ana faz olarak kübik faz içerirken, düşük oranda da monoklinik ve tetragonal fazlar içerir (Piconi ve Maccauro, 1999).

Hannink ve ark. (2000), hacim genişlemesiyle birlikte t-m dönüşümünün zirkonya esaslı materyallerin kırılma tokluğunu arttırmak için kullanılabileceğini öne sürmüşlerdir. Kırılma tokluğu, bir materyalin çatlak mevcudiyetinde bir yüke dayanma kapasitesi olarak tanımlanmıştır (Lughi ve Sergo, 2010). Dönüşüm sertleşmesi, çatlak uç bölgesinde meydana gelen faz dönüşümü nedeniyle malzemelerin kırılma tokluğunun artmasıdır (Mamivand ve ark., 2014).

Başarılı bir dönüşüm sertleştirmesine sahip olmak için bazı unsurlar gereklidir:

- 1) Dış etkenler nedeniyle dönüşüme uğrayan yarı kararlı bir faz olmalıdır.
- 2) Dönüşüm neredeyse anlık olmalıdır.
- 3) Dönüşüm form değişimi ile ilişkilendirilmelidir (Kelly ve Rose, 2002).

Bir çatlak ucunda zirkonya, tetragonal zirkonyayı monoklinik zirkonyaya dönüştürerek dönüşüm sertleşmesine maruz kalabilmektedir. Monoklinik zirkonya,

yaklaşık %4'lük bir genleşme nedeniyle tetragonal zirkonyadan daha az yoğundur (Bartolo ve ark., 2017). Dönüşüm sertleşmesi, iki ana mekanizmayla oluşmaktadır:

- 1) Tetragonal fazın monoklinik faza kendiliğinden dönüşümü, daha yüksek hacimli monoklinik kristal formun neden olduğu ince mikro çatlakların oluşumunu tetikleyebilir. Yayılan çatlak, bu mikro çatlaklara doğru ilerleyebilir ya da zirkonya parçacıklarına yönlendirilir.
- 2) Dönüşüm, büyüyen bir çatlağın ucunda her zaman mevcut olan yüksek çekme gerilmeleri tarafından da indüklenebilir. Çekme gerilmeleri, çevredeki zirkonya partikülleri üzerindeki matrisin basıncını azaltır, bu da t-m dönüşümüne neden olur. Artan monoklinik kristal formun yüksek hacmi, çatlak uçlarında bölgesel bir kompresif gerilime yol açar. Çatlağın daha fazla büyümesi, çatlak kenarlarının sıkıştırılmasıyla daha da zorlaşır. Bu olaya, dönüşüm sertleşmesi denmektedir (Stawarczyk ve ark., 2017).

2.2.3.3. Tam Stabilize Zirkonya (Fully Stabilized Zirconia ‘TSZ’)

Zirkonyaya %16 mol CaO (ağırlıkça %7.9), %16 mol MgO (%5.86 ağırlıkça) veya %8 mol Y₂O₃ (ağırlıkça %13.75) eklendiğinde tam stabilize zirkonya üretilir ve kübik bir forma sahiptir (Vagkopoulou ve ark., 2009).

Çatlak yayılmasını önlemek için faz dönüşümü olmadığından transformasyon sertleşmesi yoktur (Stawarczyk ve ark., 2017). Bu nedenle, daha iyi optik özelliklere sahip olmasına rağmen daha düşük mekanik davranış gösterir (Stawarczyk ve ark., 2017; Inokoshi ve ark., 2018).

TSZ seramiklerin darbe direnci, dayanıklılığı ve ısıl değişim dayanımı düşüktür. Sertliğinin ve termal şok direncinin yüksek olmasından dolayı seramik endüstrisinde aşındırıcı bir araç olarak ve ateşe dayanıklı bir ürün olarak kullanılabilir (Piconi ve Maccauro, 1999; Denry ve Kelly, 2008; Vagkopoulou ve ark., 2009).

2.2.4. Üretim Şekillerine Göre Zirkonyanın Sınıflandırılması

CAD/CAM sistemlerinde kullanılan zirkonya blokların hazırlanışında 3 ana yöntem mevcuttur. Aynı kimyasal kompozisyona sahip olmalarına rağmen; yoğunluk,

saflık derecesi, gren boyutu, porözite miktarı ve mikro çatlakların dağılımı gibi farklı mekanik özelliklere sahiptirler.

2.2.4.1.Green Stage Zirkonyum Bloklar (Dry-pressed Zirkonya Seramikler)

Isıl işlem görmeden soğuk izostatik presleme ile üretilirler. Herhangi bir sinterleme işlemi olmadan basınç uygulanarak sıkıştırılması ile hazırlanmaktadır. Ön sinterleme olmadığı için materyal tebeşir kadar yumuşaktır ve bu sebeple çok kısa sürede frezelenabilir. Donanımdaki aşınma ve yıpranma, tamamen sinterlenmiş bir bloğun frezelenmesine göre daha azdır. Ancak stabilitesi düşüktür ve poröz bir yapıya sahiptir. Su soğutması olmadan elmas veya tungsten karbid frezlerle frezelendikten sonra restorasyon sinterleme işlemine tabi tutulur. Sinterleme işlemi sırasında oluşacak büzülme kompanse etmek için, restorasyon istenen boyutlarından %25 oranında daha büyük hazırlanır (Beuer ve ark., 2008; Kelly ve Denry, 2008; Bultan ve ark., 2010; Aktas ve ark., 2013).

2.2.4.2.Pre-sinterize (non-HIP) Zirkonyum Bloklar

‘Presintered’ veya ‘non-HIP’ zirkonya olarak da bilinirler. Bloklar, green stage zirkonyumun yaklaşık 30 dakika 500°C’de fırınlanması ile elde edilirler ve yeterli stabiliteye sahiptirler. Ön sinterlemenin bir sonucu olarak, yaklaşık %5 oranında büzülme sahiptir (Beuer ve ark., 2008). Restorasyonlar normal boyutlardan %20-25 oranında daha büyük hazırlanırlar. Üretiminde kullanılan toz, pre-sinterizasyon sırasında elimine edilen ve bloğu preslenebilir hale getiren bir bağlayıcı içerir. Ayrıca, ZrO₂’den ayrılması güç olan ve ağırlıkça yaklaşık %2 HfO₂ içerir (Denry ve Kelly, 2008). Bloklar soğuk izostatik presleme ile üretilir. Sıkıştırılmış tozun ortalama gözenek boyutu, 20-30 nm olup oldukça küçüktür (Abd El-Ghany ve Sherief, 2016).

Bağlayıcı, sinterleme öncesi ısıl işlem sırasında elimine edilir. Isıtma işlemi olması gerekenden hızlı olursa, bağlayıcının eliminasyonu ve oluşan yanma ürünlerinin meydana gelmesi blokların çatlamasına neden olabileceğinden, bu adım üreticiler tarafından dikkatli bir şekilde kontrol edilmelidir. Bu nedenle yavaş ısıtma oranları tercih edilir. Blokların pre-sinterizasyon derecesi, materyalin sertliğini ve frezelenebilme özelliklerini etkiler. Blokların frezelenebilmesi için belirli bir sertlikte

olması gerekir, ancak sertliğin fazla olması, frezeleme işlemini zorlaştırabilir. Ön sinterleme işlemleri aynı zamanda yapının yüzey pürüzlülüğünü de etkilemektedir. Genel olarak daha yüksek ön sinterleme sıcaklıkları daha pürüzlü yüzeylere sebep olmaktadır. Uygun bir ön sinterleme sıcaklığının seçimi bu nedenle önemlidir (Denry ve Kelly, 2008; Abd El-Ghany ve Sherief, 2016).

Non-HIP bloklar %40 yoğunluğa sahiptirler. Yapıyı daha kompakt hale getiren sinterleme işlemi tam olarak uygulanmadığı için yapı oldukça porözdür ve mekanik özellikleri zayıftır (Bultan ve ark., 2010).

Sinterlenmemiş haldeki bloklar CAD/CAM sistemi kullanılarak ‘green machining’ olarak adlandırılan ‘ham şekillendirme’ işlemine tabi tutulurlar (Bultan ve ark., 2010). Frezelenmiş restorasyonların sinterlenmesi için, özel programlanmış fırınlar kullanılır. Restorasyon 1000°C’de büzülmeye başlar ve hacim kaybı yaklaşık %25’tir. Sinterleme koşulları farklı firma ürünlerine göre değişkenlik gösterir. Son sinterleme derecesi 1350-1550°C arasında olup, sinterleme süresi 2-5 saat arasındadır. Restorasyonlar, stresi en aza indirmek için 200°C’nin altındaki bir sıcaklığa kadar soğuması için fırında bekletilir. Sinterleme sıcaklıkları ve süreleri, gren boyutunda önemli derecede etkilidir (Wang ve ark., 2008; Marinis ve ark., 2013).

Renklendirme işlemi, seryum, bizmut veya demir içerikli %0,01 mol kadar düşük konsantrasyonlardaki çözeltilere daldırılarak frezeleme sonrası sinterleme aşamasında yapılabilir (Raigrodski, 2003). Sinterleme derecesi, elde edilen rengi etkilemektedir, bu sebeple üretici firma talimatlarına dikkat edilmelidir. Yapılan çalışmalarda renklendirme solüsyonlarının zirkonyanın kristal yapısını ya da mekanik özelliklerini etkilemediği belirlenmiştir. Ayrıca, üretim esnasında toza çeşitli metal oksitlerin ilave edilmesi ile zirkonyanın rengi baştan belirlenebilir (Luthardt ve ark., 2004).

2.2.4.3.Sinterize (Hot Isostatic Pressing=HIP) Zirkonyum Bloklar

HIP zirkonya bloklar, 1500°C’nin altındaki sıcaklıklarda ön sinterleme yapılarak en az %95 yoğunluğa ulaşır. Bloklara, daha sonra bir soy gaz atmosferinde 1000 bar basınç altında 1400-1500°C arasındaki sıcaklıklarda sıcak izostatik presleme işlemi uygulanır (Sundh ve ark., 2005; Piconi ve ark., 2006). Bununla birlikte, porözite ortadan kalkar ve yoğun, tamamen sinterlenmiş tipte zirkon bloklar üretilir. HIP zirkonya bloklar, işlem sonrası oksitlenerek gri-siyah bir renk alır ve beyaz bir renk

alabilmesi için son ısıt işlemler gereklidir (Sundh ve ark., 2005). Bu son işlemlerle materyal, %99'unu aşan çok yüksek bir yoğunluğa sahip olmaktadır. Bloklar daha sonra özel olarak tasarlanmış bir freze sistemi kullanılarak frezelenir. HIP zirkonya blokların yüksek sertliği ve düşük frezelenirliği nedeniyle, frezeleme sisteminin özellikle sağlam olması gerekir. Diğer yandan, materyal ince grenli olması sebebiyle, frezeleme sonrası çok düzgün yüzeyler meydana gelmektedir (Kou ve ark., 2006). İstenilen final boyutunda frezelenir ve başka ısıt işlemler uygulanması gerektirmez. Gözenekler arası fraksiyon hacminin daha düşük olması nedeniyle, yüksek kırılma dayanımına sahiptir ve hidrotermal yaşlanmaya dirençlidir. Bunun yanı sıra, tam sinterlenmiş blokların frezelemesi zor, pahalı ve daha uzun zaman alan bir uygulamadır. Frezeleme ucunun hızlı aşınması ve kazıyıcı frezin sürekli yenilenme ihtiyacı bu sistemin uygulanabilirliğini azaltmıştır (Sutton ve ark., 2001; Varol ve ark., 2016).

2.2.5. Diş Hekimliğinde Kullanılan Zirkonyum Çeşitleri

Birçok zirkonyum içeren seramik türü mevcut olmasına rağmen, diş hekimliği uygulamalarında az ya da çok yaygın olarak üç çeşit zirkonya içeren sistem kullanılmaktadır (Zarone ve ark., 2011). Bunlar, magnezyum kısmen stabilize zirkonya (Mg-PSZ), zirkonya ile güçlendirilmiş alümina (ZTA) ve yttria tetragonal zirkonya polikristalleridir (Y-TZP) (Denry ve Kelly, 2008).

2.2.5.1. Mg-PSZ

Mg-PSZ'nin mikro yapısı, kübik stabilize zirkonya matrisi içindeki tetragonal kristal kümelerinden oluşur. Eklenen stabilizatör MgO (%8-10 mol) olup, partikül boyutunun büyük olmasına (30-60 µm) bağlı olarak poröz yapıya sahip olması, kolay aşınması, düşük stabilite, yüksek sinterleme sıcaklıkları (1600-1800°C) ve düşük mekanik özellikleri nedeniyle diş hekimliğinde yaygın olarak kullanılmamaktadır (Piconi ve Maccauro, 1999; Zarone ve ark., 2011). Denzir-M® (Dentronic AB), dental restorasyonlar için şu anda mevcut olan bir Mg-PSZ seramik örneğidir (Sundh ve Sjögren, 2006; Denry ve Kelly, 2008).

2.2.5.2. Zirkonya ile Güçlendirilmiş Alümina (ZTA)

Zirkonyanın stresle birlikte dönüşümünü avantajlı bir şekilde kullanmak için, zirkonyayı bir alümina matrisi ile birleştirerek Zirkonya ile Sertleştirilmiş Alümina

(ZTA) elde edilmektedir (Abd El-Ghany ve Sherief, 2016). Yüksek sıcaklıkta transformasyon tokluğu sergilemekte, bu da kırılma dayanıklılığı, mekanik mukavemeti ve stabiliteyi geliştirmektedir. Bu sebeple, ZTA çeşitli alanlarda ve özellikle diş hekimliğinde kullanılmaktadır. Alümina en sert seramiklerden biridir ve bu nedenle düşük yüzey aşınmasına sahiptir. Bununla birlikte, kuvvet uygulandığında kırılma riski artar. ZTA'yı oluşturmak için alümina matrisine zirkonyanın eklenmesi, kırılma tokluğunu, mekanik özelliklerini ve alüminanın eğilme mukavemetini iyileştirir, kırılma riskini azaltır. Böylece alümina ve zirkonya bileşimi, alüminanın orta derecede sertliğinin ve zirkonyanın yaşlanma etkisinin telafi edilmesini sağlar. ZTA seramik yüksek bir tokluk değerine sahip olmakla birlikte, çatlak yayılmasına karşı daha iyi direnç gösterir. Ayrıca alümina, su veya vücut sıvısı tarafından oluşabilecek korozyona karşı daha az duyarlıdır (Vitti ve ark., 2019).

Alümina matrisi ve zirkonya arasında elastik modülü farkı vardır, bu nedenle çatlaklar zirkonya taneleri boyunca hareket etme eğiliminde olacak, tetragonal-monoklinik dönüşümlerini indükleyecek ve çatlak enerjisini dağıtacaktır. Böylece ZTA seramikleri kronlar ve sabit protezler için altyapı materyali olarak kullanılabilir ve protezlerin kullanım süresini ve güvenilirliğini artırır (Vitti ve ark., 2019).

Ticari olarak temin edilebilen bir dental ürün olan In-Ceram Zirkonya (VITA Zahnfabrik, Bad Sackingen, Almanya), In-Ceram Alumina'ya hacimce %33 oranında %12 mol seryum stabilize zirkonya (12Ce-TZP) eklenerek geliştirilmiştir (Guazzato ve ark., 2004). In-Ceram Zirkonya slip casting veya yumuşak işleme ile işlenebilir. İlk sinterleme 1100°C'de 2 saat boyunca gerçekleştirilir. Slip-cast tekniğinin başlıca avantajlarından biri büzülmenin az olmasıdır. Ancak, poröz miktarı %8-11 arasında olup, sinterlenmiş 3Y-TZP'den daha fazladır (Guazzato ve ark., 2003). Bu da, 3Y-TZP zirkonyayla kıyaslandığında In-Ceram Zirkonya'nın daha düşük mekanik özelliklere sahip olduğunu gösterir (Abd El-Ghany ve Sherief, 2016). Diğer yandan Ce-TZP seramikleri genellikle daha iyi termal stabilite ve benzer yaşlandırma koşulları altında düşük ısı bozunmasına Y-TZP'den daha fazla direnç gösterir (Guazzato ve ark., 2004; Andreiotelli ve ark., 2009).

2.2.5.3. Yttria Tetragonal Zirkonya Polikristalleri (Y-TZP)

Tetragonal fazda seramiği stabilize etmek için zirkonya materyaline %3,5-6 oranında yttria partikülleri ilave edilmiştir (Yavuzylmaz ve ark., 2005). Y^{+3} katyonları ve Z^{+4} iyonlarının katyonik alanda rastgele dağılmalarına rağmen oksijenin katılması ile elektriksel nötrallik elde edilmektedir. Camsı faz içermez ve yoğun şekilde sinterlendiği için en az çatlak ve kusur barındırır. Oda sıcaklığında tetragonal fazda tutulan zirkonyaya, işleme sıcaklığı, yttrium içeriği ve gren boyutu etki etmektedir. Oda sıcaklığında metastabil bir tetragonal yapı elde etmek için tanecik boyutunun 0,8 μm 'den küçük olması gerekmektedir. Y-TZP seramiklerinin diğer bir özelliği de materyal yüzeyinde stres alanlarının oluşmasıdır. Yüzeyde gerçekleşen $t \rightarrow m$ dönüşümüyle birlikte materyalin dayanıklılığı artar (Theunissen ve ark., 1992; Denry ve Kelly, 2008; Vagkopoulou ve ark., 2009).

Y-TZP, 1980'lerin sonlarından beri total kalça protezlerinde kullanılmıştır, ancak ortopedik cerrahide kullanımı, çoğunlukla 2001'de meydana gelen bir dizi başarısızlık sebebiyle azalmıştır. Y-TZP diş hekimliğinde çeşitli protezlerin üretiminde kullanılmaktadır. Restorasyonlar, önceden sinterlenmiş blokların yumuşak işlenmesi ve ardından yüksek sıcaklıkta sinterlenmesi veya tamamen sinterlenmiş blokların sert işlenmesi ile üretilir (Denry ve Kelly, 2008; Vagkopoulou ve ark., 2009).

Y-TZP'nin mekanik özellikleri, gren boyutuna büyük ölçüde bağlıdır (Ruiz ve Readey, 1996; Burger ve ark., 1997). Gren boyutu büyük olduğunda, Y-TZP daha az karardır ve $t \rightarrow m$ dönüşümüne daha duyarlıdır. Grenlerin küçük olması ($<1 \mu m$), dönüşüm oranının daha düşük olmasını sağlamaktadır (Heuer ve ark., 1982). Ayrıca, belirli gren boyutunun ($\sim 0.2 \mu m$) altında, dönüşüm mümkün değildir, bu da kırılma tokluğunun azalmasına neden olur (Denry ve Kelly, 2008).

Y-TZP, yüksek mukavemet, kırılma dayanımı, sertlik, aşınma direnci, elektrik yalıtımı, düşük ısı iletkenliği, asitlerde ve alkalilere karşı korozyon direnci, çeliğe benzer elastik modülü ve demire benzer termal genleşme katsayısı gibi özellikler sergiler. Bununla birlikte, klinik uygulamalar için kullanılan Y-TZP içeren materyaller, ISO 13356 ve American Society for Testing and Materials (ASTM) F1873 kriterlerini karşılamalıdır (Vagkopoulou ve ark., 2009).

Zirkonyanın in-vitro ve in-vivo olarak biyouyumlu olduğu çeşitli çalışmalarla kanıtlanmıştır. Lokal ve sistemik hiçbir yan etki bildirilmemiş olup, fibroblastlar ve kan hücreleri üzerinde sitotoksik, onkojenik ve mutajenik etkiler gözlenmemiştir. Restorasyon yüzeyinde daha az bakteri adezyonunu gerçekleştirdiğinden, diş hekimliğinde yaygın olarak kullanılmaktadır (Harianawala ve ark., 2016).

CAD/CAM teknolojisinin diş hekimliğinde kullanımının artması nedeniyle zirkonyanın diş hekimliği pratiğinde kullanımı artmış, özellikle sabit protetik tedavi uygulamalarında diş ve implant destekli kron ve köprü protezlerinin altyapı materyali olarak ya da tam anatomik kron-köprü restorasyonlar olarak, post ve/ya kor olarak, adeziv köprü protezleri, inley/onley restorasyonlar olarak, teleskop sistemlerin primerleri olarak, hibrit protezlerin altyapısı olarak, implant dayanağı ve implantın kendisi olarak kullanılabilir hale gelmiştir (Groten ve Hüttig, 2010; Raigrodski ve ark., 2012; Nakamura ve ark., 2015; Karataşlı ve Alpkılıç, 2017).

2.2.6. Monolitik Zirkonya

Zirkonya restorasyonlar, opak beyaz renkte olduklarından daha estetik sonuç elde edebilmek için feldspatik porselenle veneerlenebilirler; fakat veneer restorasyonlarda porselen atması (chipping) problemi önemli bir dezavantajdır (Denry ve Kelly, 2008; Tholey ve ark., 2011; Zhang ve Lawn, 2019). Zirkonya altyapılı restorasyonlarda, metal-seramik ve cam seramik restorasyonlara göre chipping oranı daha fazladır (Chang ve ark., 2015; Zhang ve ark., 2015). Kırılma tokluğu, eğilme mukavemeti, termal genleşme katsayısı ve elastik modülü gibi mekanik ve termal farklılıklar, porselen ve zirkonya arasındaki bağlanmayı etkilemektedir (Benetti ve ark., 2010; Liu ve ark., 2012). Liu ve ark. (2010), mukavemet farkının delaminasyon (porselenin tabaka olarak ayrılması) oluşumu üzerindeki etkisini incelemiş, başarısızlık oranının porselen mukavemetine göre değiştiğini ve zirkonya altyapılı restorasyonların güvenilirliğini artırmak için yüksek eğilme mukavemetine (300 MPa'nın üzerinde) sahip veneer materyalinin kullanılmasını önermişlerdir. Ayrıca, porselen kırığının hızlı ısıtma ve soğutma ile ilişkili olduğu gösterilmiştir (Benetti ve ark., 2013). Bu sebeple, chippingi önlemek için son zamanlarda veneer seramik kullanımı yerini monolitik zirkonyaya bırakmıştır (Nakamura ve ark., 2015; López-Suárez ve ark., 2018).

Monolitik, "monolit"ten (Yunanca "tek taş" anlamına gelen "μονόλιθος/monólithos") gelir. Malzeme biliminde, örnekler bir materyal ve tek yapıdan oluştuğunda monolitik olarak tanımlanır. Diş hekimliğinde, tam döküm kronlar, preslenen/frezelenen cam-seramik kronlar veya veneerleme yapılmayan zirkonya kronlar monolitik restorasyonlara örnektir.

Monolitik zirkonya seramikler; monoblok zirkonya, tam kontur zirkonya veya anatomik kontur zirkonya gibi isimlerle literatürde yer almaktadırlar (Cardelli ve ark., 2016; Öilo ve ark., 2016).

Opak veya translüsent olarak iki formu bulunur. Zirkonyaya stabilizatör olarak %2-3 mol yttria (Y_2O_3) ilavesiyle elde edilen opak zirkonya yüksek bükülme direncine sahiptir ve genellikle posterior restorasyonlar için endikedir. Translüsent zirkonya ise daha doğal ve estetik bir görünüm sağlar, anterior veya posterior restorasyonlarda kullanılabilir (Zhang ve ark., 2013).

Monolitik zirkonya seramiklerin eğilme dayanımı, elastisite modülü ve sertliği paslanmaz çelikten, Co-Cr alaşımlarından ve titanyum alaşımlarından daha yüksektir. Zirkonya seramiğin yoğunluğu ($6,1 \text{ g/cm}^3$), soy metal alaşımlarından 2-3 kat daha düşük olduğu için tam ark implant üstü restorasyonlarda kullanımı protezin ağırlığını azaltmaktadır (Sadid-Zadeh ve ark., 2013; Durkan ve ark., 2018).

Materyallerin içerisindeki porözite ve düzensiz partiküller ışık geçirgenliğini azaltır. Translüsent monolitik zirkonya, küçük partikül boyutlu ZrO_2 'in uygun bir bağlayıcı ajan ile birleştirilerek (kollodial işlem) gözeneklerin azaltılması ile üretilmektedir. İşlemin, yüksek basınçlı izostatik zirkonya üretiminden farklı olarak zirkonyaya gelişmiş ışık geçirgenliği ve daha düşük aydınlık değeri verdiği bildirilmiştir (Church ve ark., 2017).

Standart zirkonya bloklarının yapısında, materyalin direncini artıran fakat optik özelliklerini olumsuz etkileyen organik bağlayıcı ajanlar vardır. Translüsent zirkonya blokların yapısında bulunan atomlar ise, organik bağlayıcı olmaksızın birbiri içerisine geçmektedir. Nanopartiküllü yapısı dolayısıyla porözite içermemesi ve alümina içeriğinin %0,01'e kadar düşürülmesi, ışık geçirgenliğinin artmasını sağlamaktadır. Ayrıca renklendirilebilmeleri, estetik özelliklerini artırmaktadır (Bona ve ark., 2015; Church ve ark., 2017).

Ceramill (Amann Girrbach AG, Avusturya), Katana (Kuraray, Noritake Dental Inc, Tokyo, Japonya), Prettau (Zirkonzahn GmbH, South Tyrol, İtalya), BruxZir (Glidewell Laboratories, Newport Beach, CA, ABD), IPS e.max ZirCAD (Ivoclar Vivadent, Amherst, NY, ABD), InCoris TZI (Sirona, Bensheim, Almanya), Lava Plus (3M ESPE, Seefeld, Almanya) günümüzde kullanılan monolitik zirkonya sistemlerine örneklerdir (Şekil 2.3).



Şekil 2.3. Farklı üreticilere ait monolitik zirkonya örnekleri

Monokrom ve Multilayer

Zirkonya bloklar, monokrom ve multilayer (Şekil 2.4.) olarak iki formda mevcuttur. Monokrom bloklar tek renk iken, multilayer bloklar ise önceden katmanlanır ve dolayısıyla farklı tonlar içerir. Renk ne kadar koyuysa opaklık derecesinin o kadar yüksek olduğuna, yani translüsentliğin o kadar düşük olduğuna dair bilimsel çalışmalar vardır (Ilie ve Stawarczyk, 2014). Bloklarda ton farkları olduğu için, insizal bölgede blok daha saydamdır. Diş teknisyeni, planlanan restorasyonu blokta konumlandırarak, renk yoğunluklarını belirlemeye yardımcı olması için CAD yazılımı kullanmaktadır. Renk ve translüsentlik değerleri doğal dişlerinkine benzer şekilde estetik olan ve üstün mekanik özelliklere sahip materyaller olup, interokluzal mesafenin yetersiz olduğu restorasyonlarda iyi bir tedavi seçeneğidir (Stawarczyk ve ark., 2017).



Şekil 2.4. Multilayer monolitik zirkonya (Katana Zirconia Product Information. Erişim: 01 Eylül 2021. <https://katanazirconia.com/katana-zirconia-overview/>)

2.2.6.1. Monolitik Zirkonya Restorasyonların Endikasyonları

- Uzun gövdeli sabit protezlerde,
- Tam ark köprü restorasyonlarında,
- İnterokluzal mesafenin yetersiz olduğu vakalarda,
- Endokron olarak,
- İnley ve onley restorasyonlarda,
- İmplant üstü kron ve köprü restorasyonlarında,
- İmplant abutmenti olarak,
- Post-core olarak uygulanabilmektedir (Zhang ve ark., 2013; Flinn ve ark., 2017; Zarone ve ark., 2019).

2.2.6.2. Monolitik Zirkonya Restorasyonların Avantajları

- Yüksek biyouyumluluğa sahiptir,
- Yüksek eğilme mukavemetine ve yüksek ısı dayanımına sahiptir,
- Dişlerde minimal preparasyon gerektirir,
- Posterior bölgede 0,5 mm'ye kadar azalan okluzal kalınlık ve implant üstü monolitik zirkonya restorasyonlarında kırılma direnci gösteren 0,7 mm minimum okluzal kalınlık yeterlidir,

- Metal destekli seramiklerde var olan metal yansıması ortadan kalkar,
- Aşınma dirençleri doğal dişlere benzerlik gösterir,
- Polisaj veya glaze uygulanan monolitik Y-TZP kronlar, tabakalı Y-TZP kronlara göre yüksek kırılma direnci gösterir,
- Feldspatik porselenlere göre karşıt dişte daha az abrazyona neden olur,
- Veneer kırığı riskini ortadan kaldırır,
- Yüksek translüsensi özellikleri dolayısıyla estetik ve özel boyama solüsyonları kullanılarak boyanabilir,
- Polisaj veya glaze işlemleri uygulanabilir,
- Tanecik boyutlarındaki azalma ile düşük ısı bozunmasına direnci artar,
- İntraoral veya ekstraoral okluzal düzenleme yapılabilir,
- Alt yapı materyali olarak kullanılabilir, ayrıca bukkal yüzde 0,5 mm kalınlıkta zirkonya alt yapı olacak şekilde veneer seramik uygulanabilir,
- Daha hızlı üretim süreci ve daha az tedavi seansı sağlar (Zhang ve ark., 2013; Denry ve Kelly, 2014; Carames ve ark., 2015; Traini ve ark., 2015; Malkondu ve ark., 2016; Durkan ve ark., 2018; Kontonasaki ve ark., 2019).

2.2.6.3. Monolitik Zirkonya Restorasyonların Dezavantajları

- Cam seramik restorasyonlar kadar estetik değildirler,
- Yüksek translüsentliğe sahip monolitik zirkonyalarda eğilme mukavemeti azalmaktadır,
- Özel boyama solüsyonları kullanılmasına rağmen, veneer porselene göre doğal dişe yakın görünüm elde etmek daha zordur,
- İnternal renklendirme işlemleri yapılamaz,
- Kullanılan glaze işlemi uzun ömürlü değildir. Glazeli yüzeylerde, glaze olmayan yüzeylerden daha fazla aşınma olmaktadır. Böylece açığa çıkan yüzey daha abraziv olmaktadır ve monolitik zirkonya tükürük ile temas

etmektedir, bu da materyalin uzun dönem stabilitesinde önemli rol oynamaktadır,

- CAD/CAM ile üretimi sürecinde kullanılan cihazlar, bloklar ve frezlerin maliyeti, geleneksel restorasyonlara göre daha maliyetlidir,
- Veneer porselenlere göre ağızda uyumlama işlemleri daha zordur,
- Kırıldığında tamir edilmesi mümkün olmayabilir,
- Düşük ısı bozunmasına bağlı ortaya çıkan monoklinik fazın varlığı kırılma direncini azaltabilir,
- Yeni bir materyal olması nedeniyle, düşük ısı bozunmasına karşı direnci ve klinik sağkalım ile ilgili hala çok az bilimsel bilgi vardır (Ilie ve Stawarczyk, 2014; Zhang, 2014; Muñoz ve ark., 2017; Kontonasaki ve ark., 2019).

2.2.7. Modern Zirkonya Materyallerinin Sınıflandırılması

Zirkonya materyallerinin geliştirilmesinin asıl amacı, bazı endikasyonlarda da kullanılması için monolitik restorasyonların translüsentliklerini arttırmaktır. Daha fazla translüsensi elde edebilmek için, materyal bileşiminin içeriği değiştirilebilmektedir.

- Materyal yapısındaki hata miktarının azaltılması, örneğin cam fazı veya sinterleme katkı maddesinin eklenmesiyle elde edilir (Anselmi-Tamburini ve ark., 2007)
- Mikro yapının iyileştirilmesi
- Gren boyutunun arttırılması (Malkonu ve ark., 2016)
- Çift kırılmayı önlemek için izotropik optik özelliklere sahip bir kübik fazın materyal yapısında oluşturulması (Klimke ve ark., 2011)

Zirkonya teorik olarak içeriğine ve sıcaklığa bağlı olarak monoklinik, tetragonal ve kübik olarak üç kristal formda bulunabilmektedir. Böylece, farklı mekanik ve optik özelliklere sahip çok çeşitli materyal seçenekleri mevcuttur. Zirkonyanın üretimi ve işlenmesi de nihai özellikler üzerinde belirleyici bir etkiye sahiptir. Ayrıca, bir

restorasyonun üretimi sırasında materyalin yanlış işlenmesi, genel olarak mekanik özelliklerini ve özellikle termal genleşme katsayısını etkileyen faz dönüşümlerine neden olabilir (Güth ve ark., 2019).

Zirkonya, günümüzde mekanik ve optik özelliklerine göre dört nesile ayrılabilir:

2.2.7.1. Birinci Nesil: %3 Mol Yttria Stabilize Tetragonal Zirkonya Polikristali (3Y-TZP)

3Y-TZP tetragonal fazda kısmen stabilize edilmiştir, yüksek mekanik özellikler sunar ve 25 yıldan fazladır diş hekimliğinde kullanılmaktadır. Yapısında ağırlıkça %0,25 alüminyum oksit bulunur. Materyal üstün dayanıklılık gösterir, ancak yüksek opaklığa sahiptir.

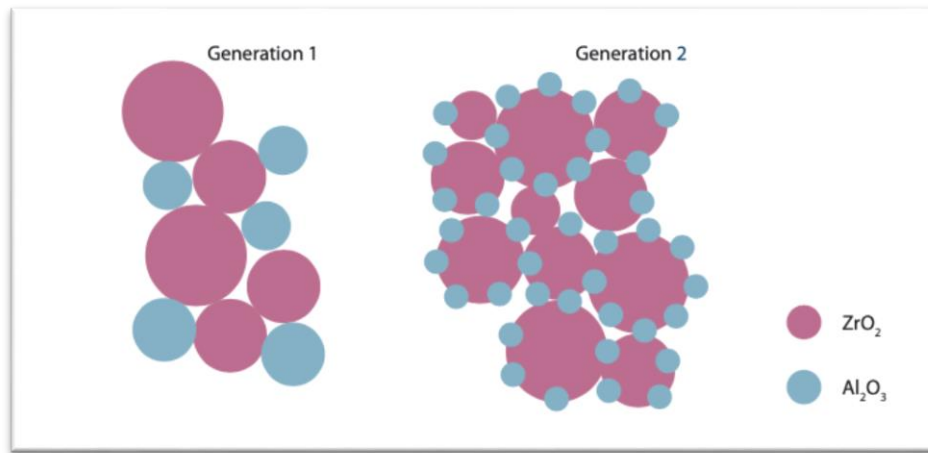
Yüksek biyouyumluluğu ve 1000 MPa'dan fazla eğilme mukavemeti nedeniyle, birinci nesil zirkonya genellikle altyapı materyali olarak kullanılır (Denry ve Kelly, 2008; Zarone ve ark., 2011). Sinter sonrası, materyal içinde güçlü ışık kırılmasına ve belirgin makroskopik opaklığa neden olan yaklaşık 0,5 µm'lik küçük tane boyutları gösterir (Rosentritt ve ark., 2020). Mekanik özellikleri, minimal duvar kalınlıklarında ve çok üyeli restorasyonlarda kullanılmasını sağlar. Bununla birlikte, opaklığının yüksek olması sebebiyle çoğunlukla destekleyici bir altyapı materyali olarak kullanılır. Bu nedenle tabakalama yöntemiyle veneerlenen altyapı materyali olarak ve implant üstü restorasyonlarda hibrit abutmentlerin üretiminde kullanılır. In-vitro ve in-vivo araştırmalar, bu zirkonya restorasyonlarının uygun bir mekanik stabilite ve yüksek klinik güvenilirlik sunduğunu göstermiştir (Filser ve ark., 2001; Stawarczyk ve ark., 2012).

Yüksek opaklığı sebebiyle, birinci nesil zirkonya, monolitik restorasyonların üretimi için kontrendikedir. Materyali monolitik kullanıma uygun hale getirmek için materyal yapısı çeşitli şekillerde modifiye edilmiştir. Amaç, optik özellikleri iyileştirmek, özellikle translüsentliği arttırmaktır (Shahmiri ve ark., 2018). Malzeme bilimcilerinin ilk yaklaşımı sinterleme parametrelerini değiştirmek olmuştur. Nihai sinterleme sıcaklıkları 1600°C'ye kadar yükseltilmiş ve bekletme süreleri uzatılmıştır. Bu da, translüsentliğin artmasına, ancak aynı zamanda gren boyutu artarak yapısal kusurların ortaya çıkmasına ve eğilme mukavemetinin azalmasına yol açmıştır. Genel olarak, 1600°C'den sonraki sinterleme sıcaklıklarının eğilme mukavemetinde bir

azalmaya yol açtığı söylenebilir. Mukavemet ve uzun vadeli stabilite ile ilgili olumsuz sonuçları nedeniyle, ilk monolitik zirkonya nesli başarısız olmuştur (Stawarczyk ve ark., 2017). Bunun yerine translüsentliği artırmak için alternatif yöntemler denenmiştir (Stawarczyk ve ark., 2013, 2014; Güth ve ark., 2019).

2.2.7.2. İkinci Nesil: Azaltılmış Alümina İçeriğine Sahip %3 Mol Yttria Stabilize Tetragonal Zirkonya Polikristali (3Y-TZP)

2013 yılında, 3Y-TZP materyalinin geliştirilmiş bir versiyonu tanıtılmıştır. Yenilik esas olarak moleküler düzeyde gerçekleştirilmiştir. Opaklık, Al_2O_3 içeriği %0,05'e düşürerek azaltılmış ve daha translüsent bloklar elde edilmiştir. Materyalin yapısında bulunan alümina tanelerinin (Al_2O_3) sayısı ve boyutu azaltılmıştır. Düşük sıcaklıklarda yoğun sinterleme için kullanılan Al_2O_3 , zirkonyanın yaşlanmaya karşı direncini artırmak için eklenir. Kırılma indisi zirkonya tanelerinden çok farklı olan Al_2O_3 tanelerinin yeniden konumlandırılması, zirkonya tane sınırları üzerinde gerçekleşir (Şekil 2.5). Bu da daha iyi ışık geçirgenliği ve dolayısıyla translüsentlik ile sonuçlanmıştır. Aynı zamanda, uzun vadeli stabilite yeterli olup eğilme mukavemeti yüksek bulunmuştur (Filser ve ark., 2001; Stawarczyk ve ark., 2016). Bu nesil üzerinde yapılan in-vitro çalışmalarda hem başlangıçta hem de çeşitli yapay yaşlandırma işlemlerinden sonra, daha yüksek translüsentlikle birlikte yüksek mukavemet değerleri de bulunmuştur. Mukavemeti ve optik özelliklerinin iyi olması nedeniyle, bu nesil zirkonya ağırlıklı olarak tek kron veya çok üyeli köprü altyapı materyali ve parsiyel veneerli restorasyon olarak kullanılır (Güth ve ark., 2019).



Şekil 2.5. Birinci ve ikinci nesil zirkonyada ZrO_2 ve Al_2O_3 'in dağılımı (Stawarczyk ve ark., 2017)

Ceramill Zolid Preshade (Amann Girrbach AG, Avusturya) CAD/CAM sistemleri ile kullanılmak üzere tasarlanan %3 mol yttria stabilize tetragonal zirkonya polikristali materyalidir. Ekonomik olup estetik sonuçlar elde edilebilir. Endüstriyel olarak önceden renklendirilmiş bloklar, boyamadan doğrudan sinterlenir ve tam anatomik veya veneerli restorasyonlar için altyapı olarak kullanılır. Çeşitli renk tonları mevcuttur ve istenen renk tonları, Ceramill Stain & Glaze kitinin (Amann Girrbach AG, Avusturya) boya ve glaze porselenleri ile kombinasyon halinde elde edilebilir. Kolay ve hızlı üretim sürecine sahip olup, yüksek mukavemetli ve uzun süreli kullanılabilen restorasyonların üretilmesini sağlar. Üretici firmanın önerileri doğrultusunda tam anatomik kronlar ve 4 üyeliden çok üyeliye (14 üyeye kadar) monolitik köprüler, kron ve 4 üyeliden çok üyeliye köprü alt yapıları, Ti-base üzeri çok üyeli vidalı restorasyonlar üretilmektedir (Ceramill Zolid Preshade Product Description. Erişim: 1 Eylül 2021. <https://www.amanngirrbach.com/>).



Şekil 2.6. 3Y-TZP CAD/CAM diski

2.2.7.3.Üçüncü Nesil: %5 Mol Yttria Stabilize Tetragonal Zirkonya Polikristali (5Y-TZP)

3Y-TZP'nin her iki çeşidi de tetragonal fazda stabilize edildiğinden, ışık iletimi sınırlıdır. Işık iletimini daha da iyileştirmek için, yttrium oksit içeriği %5 mol'e yükseltilerek 5Y-TZP materyali üretilmiştir. Bu yeni materyal türü 2015 yılında tanıtılmıştır (Stawarczyk ve ark., 2017; Güth ve ark., 2019).

5Y-TZP tetragonal fazla orantılı olarak yaklaşık %53 kübik faz içerir. Bu da zirkonyayı hidrotermal yaşlanmaya karşı daha kararlı ve daha dirençli hale getirir, böylece düşük ısı bozunmasına daha az duyarlı hale gelir (Zhang ve ark., 2016; Stawarczyk ve ark., 2017).

Kübik kristaller tetragonal kristallerden daha büyük olduğu için restorasyondan geçen ışık kırılmaya neden olan sınır ve gözeneklerden daha az geçer. Sonuç olarak, materyal daha translüsent görünür.

Bu zirkonyumun bir dezavantajı, bükülme dayanımındaki azalma ve stabil kübik fazın sebep olduğu dönüşüm kabiliyetinin düşük olması veya hiç olmaması nedeniyle kırılma tokluğunun azalmasıdır. Avantajı ise daha translüsent oluşudur. Bunun ana nedeni, optik saçılma katsayısını azaltan, kübik fazın izotropik özelliğidir (Kwon ve ark., 2018).

Bu zirkonya neslinin translüsentliği, cam seramiklerden biraz daha düşükken, eğilme mukavemeti ve kırılma tokluğu daha yüksektir. Sonuç olarak, üçüncü nesil zirkonya, yüksek mukavemetli cam seramiklere olası bir alternatif olarak kabul edilebilir (Shahmiri ve ark., 2018; Zadeh ve ark., 2018). Tek diş restorasyonlar ve premolar bölgeye uzanan üç üyeli köprü yapımında kullanılması önerilmektedir (Stawarczyk ve ark., 2017).

Ceramill Zolid FX Multilayer (Amann Girrbach, Koblach, Avusturya), 5Y-TZP içerikli multilayer monolitik zirkonya olarak geliştirilmiştir. Polikromatik, translüsent bir zirkondur. Renk tonu farkına sahip polikromatik ve yüksek translüsent özellik gösteren bir zirkondur. Pürüzsüz renk geçişleri mine, dentin ve servikal tonları doğal şekilde taklit eder. Her blok iki VITA diş renginden oluşur. Üretici, restorasyonun blok içinde seçilen diş rengine göre konumlandırılmasını ve CAD/CAM sistemi ile üretilmesini sağlamak için bu konsepti geliştirmiştir. Y_2O_3 yüzdesi %8,5 ila %9,5 olduğu için tam stabilize kübik monolitik zirkonyadır. 0,5-0,7 mm'lik minimum restorasyon kalınlıkları, daha koruyucu tedavi uygulanmasına olanak sağlar. Sinter sonrası, restorasyonda veneer porselen kullanılarak daha estetik sonuçlar elde edilebilmektedir. Cam seramiklere kıyasla yüksek eğilme dayanımına sahiptir. Molar bölge de dahil olmak üzere 3 üyeli köprüler, inley, onley ve veneer restorasyonları üretilir (Amanngirrbach Ceramill FX Multilayer Product Description. Erişim: 05 Eylül 2021. <https://www.amanngirrbach.com/>).



Şekil 2.7. 5Y-TZP içeren CAD/CAM materyalleri

2.2.7.4. Dördüncü Nesil: %4 Mol Yttria Stabilize Tetragonal Zirkonya Polikristali (4Y-TZP)

Üçüncü nesil zirkonya, uzun gövdeli restorasyonlar için mekanik gereksinimleri karşılamadığından, ikinci ve üçüncü nesil arasında yaklaşık %30 kübik faza sahip yeni bir dördüncü nesil zirkonya geliştirilmiştir. 2017 yılında dördüncü nesil zirkonya tanıtılmıştır. Bu nesilde Y_2O_3 oranı %4 mol'e düşürülmüş olup (Jansen ve ark, 2019; Michailova ve ark., 2020), 900 MPa'lık bir eğilme mukavemetine sahip olduğundan mekanik özellikleri iyidir (Khaledi ve ark., 2019).

Çok katmanlı teknik kullanılarak 4Y-TZP seramiklerinin estetiği daha fazla arttırılmaktadır. Üreticilere göre, dört ana tozun (beyaz, gri, pembe, sarı) farklı oranlarda karıştırılmasıyla 16 VITA rengi üretilebilmektedir. Böylece, bir blokta renk bölgelerini tanımlamak ve böylece restorasyonda bir renk gradyanı oluşturabilmek için kullanılmaktadırlar. Ancak bir dezavantajı, renk pigmentlerinin zirkonyanın mekanik ve optik özelliklerini etkileyebileceğidir (Kim ve Kim, 2016; Church ve ark., 2017).

4Y-TZP'nin endikasyonu, çok üyeli köprüler (altyapı veya tam anatomik kronlar) gibi geleneksel 3Y-TZP zirkonyanın endikasyonlarıyla aynıdır. Ayrıca 4Y-TZP, 3Y-TZP'ye göre daha yüksek translüsentlik göstermektedir. Daha estetik olup, anterior tam anatomik kronlar ve veneerlenerek kullanılabilir (Rosentritt ve ark., 2020; Turgut, 2020).

Ceramill Zolid HT+ Preshades (Amann Girrbach, Koblach, Avusturya), 4Y-TZP içerikli monochrome zirkonyaya bir örnek olup artan translüsentliği sayesinde doğal ve estetik bir görünüme sahiptir. 16 VITA klasik diş renginde mevcuttur. Önceden renklendirilmiş bloklarla yüksek verimlilik ve renk kararlılığı sunmaktadır. %6-7 Y_2O_3 yüzdesine ve geniş endikasyona sahip olup; tam anatomik kronlar ve 4 üyeden çok üyeye (14 üyeye kadar) köprüler, kron ve 4 üyeden çok üyeye köprü altyapıları, ti-base üzeri multi-ünit, vidalı restorasyonlar, veneer, inley, onley ve kişiye özel abutmentler için kullanımı uygundur (Ceramill Zolid HT+ Preshade Product Description. Erişim: 5 Eylül 2021. <https://www.amanngirrbach.com/>).

Ceramill Zolid Gen-X Multilayer (Amann Girrbach, Koblach, Avusturya), 4. nesil zirkonya olup, Y_2O_3 içeriği %6-7'dir. Çok katmanlıdır ve son derece translüsentsidir, Yüksek mukavemet ve doğal translüsentliği nedeniyle bu materyal hemen hemen her endikasyon için kullanılabilir. 16 klasik VITA diş renginde mevcut olduğundan üstün estetik özellikler sağlar. Böylece, restorasyonların üretimi laboratuvar için kolay ve verimli hale gelir. Ceramill Zolid HT+'nın özellikleri ve klinik olarak kanıtlanmış tüm avantajları tek bir malzemede birleştirilmiştir. Endikasyonları; tam anatomik kronlar ve 3 üyeden çok üyeye köprüler, kron ve 3 üyeden çok üyeye köprü altyapıları, ti-base üzeri multi-ünit, vidalı restorasyonlar, veneer, inley, onley ve kişiye özel abutmentlerdir. Ceramill Zolid HT+ Preshade ve Ceramill Zolid Gen-X Multilayer arasındaki fark, üretici verilerine göre çok katmanlı teknolojidir (Ceramill Zolid Gen-X Product Description. Erişim: 5 Eylül 2021. <https://www.amanngirrbach.com/>).



Şekil 2.8. Ceramill Zolid HT+ Preshade ve Gen-X Multilayer örnekleri

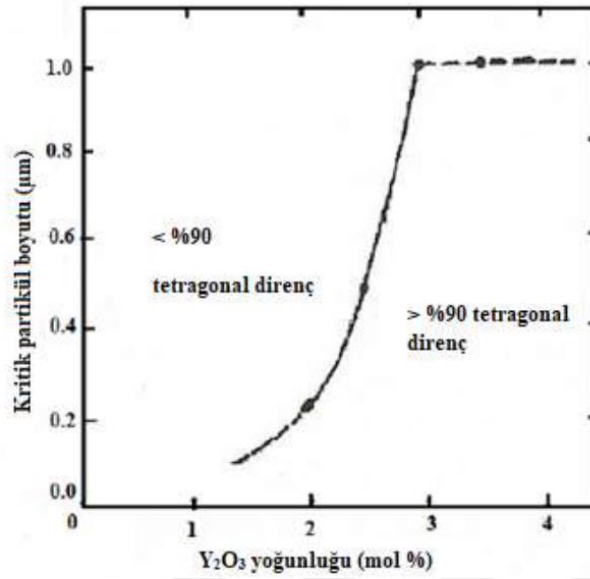
2.2.8. Y-TZP'nin Mekanik Özelliklerini Etkileyen Faktörler

2.2.8.1. Tanecik Boyutu ve Şekli

Gren boyutunun artmasıyla, Y-TZP'nin tetragonal fazı daha kararsız ve bozunmaya daha duyarlı hale gelmektedir (Chevalier ve ark., 2004). Zirkonyum grenleri genel olarak 2 formda bulunmaktadır. Bunlardan birincisi ortalama gren büyüklüğü 2 μm kadar olan büyük düz kenarlı grenler, ikincisi ise ortalama büyüklüğü 1 μm ' den küçük olan küre şeklindeki grenlerdir. Zirkonya içerisindeki taneciklerin ince grenli ve homojen olması, zirkonyumun mekanik özelliklerini etkilemektedir (Piconi ve Maccauro, 1999). Yttrium ile stabilize edilmiş zirkonya taneleri belirli bir boyutun (yaklaşık 0,2 μm) altına düştüğünde, t $\rightarrow$ m dönüşümü gerçekleşmez, bu da düşük kırılma tokluğu gibi istenmeyen etkilere neden olmaktadır (Kelly ve Denry, 2008; Lucas ve ark., 2015). Tanecik boyutunun artması ise spontan faz dönüşümünü tetiklemektedir.

Oda sıcaklığında tutulan tetragonal fazın oranı, grenlerin boyutuna ve yttrium içeriğine bağlıdır (Piconi ve Maccauro, 1999). İdeal kırılma sertliği elde edebilmek için, materyalin %2 mol Y_2O_3 ve 0,3 μm gren boyutuna sahip olması gerekmektedir (Şekil 2.9).

Stabilizatör miktarının %3 olduğu durumlarda ise, gren büyüklüğü 1 μm olup materyalin işlenmesi kolaylaşır fakat tetragonal taneleri stabilize etme miktarında artış, yani daha kararlı hale getirme etkisi olacaktır. Bu durum transformasyon sertleşmesi için uygun değildir ve daha düşük mekanik özellikler sergileyen kübik tanelerin gelişimine neden olmaktadır (Li ve Watanabe, 1998; Munoz-Saldana ve ark., 2003; Guo, 2004; Paul ve ark., 2011; Zhang ve ark., 2015).



Şekil 2.9. Y₂O₃ yoğunluğunun gren boyutuna etkisi (Piconi ve Maccauro, 1999)

Tetragonal tane boyutu, sinterleme sıcaklığı ve yttria dağılımı ile ilişkilidir. Bir grup araştırmacı, tane içerisindeki Y³⁺ iyonlarının dağılımının düşük bir sinterleme sıcaklığında (1300°C'nin altında) homojen olduğunu, ancak sinterleme sıcaklığı 1350°C'nin üzerine çıktığında heterojen bir şekilde dağıldığını bulmuştur. Ayrıca yüksek sinterleme sıcaklıklarında tane büyümesi meydana gelmiş ve yttria açısından zengin olduğu düşünülen büyük kübik tanelerin oluşmasına neden olmuştur. Bu nedenle, yaşlanma sırasında yttriadan yoksun tetragonal tanelere, su ve hidroksil daha çok etki edecektir (Ramesh ve ark., 2018).

2.2.8.2. Stabilize Edici Oksidin Miktarı

Su ve hidroksilin, tetragonal-monoklinik faz dönüşümüne sebep olduğu ve yaşlanma esnasında tetragonal yapı içerisinde yttriadan yoksun bölgeleri etkilediği birçok araştırmacı tarafından öne sürülmüştür. Yttria içeriği ayrıca düşük sıcaklıkta bozunmayı etkileyen önemli bir faktör olarak tanımlanmıştır (Ramesh ve ark., 2018). Y₂O₃ miktarı ve tane büyüklüğünün artışı, faz dönüşümünü hızlandıran faktörlerdendir. Stabilizatörün zirkonya içerisinde homojen bir şekilde dağılması önemlidir. %2-3 oranında Y₂O₃ içeren zirkonya en iyi mekanik özellikler göstermektedir. Y₂O₃ oranı arttırıldığında tetragonal faz oranı azalır, gren büyüklüğü artar ve yapının kararlılığı bozulmaktadır (Lughi ve Sergo, 2010). %4-5 mol yttrium içeren yapılarda, tetragonal matris içinde anormal büyük kübik tanelerden oluşan bir

mikro yapının gelişmektedir. Yttrium içeriği %6-8 mole yükseldiğinde, tamamen kübik tanelerden oluşan bir mikro yapı ortaya çıkmaktadır (Cutler ve ark., 1992; Ramesh ve ark., 2018). %8 molden fazla Y_2O_3 ilave edildiğinde ise, faz değişimi durmakta ve materyal tamamıyla stabilize olmaktadır (Piconi ve Maccauro, 1999; Lughi ve Sergo, 2010). Artan yttrium içeriği ile birlikte, yaşlanma durdurulmuş gibi görünse de, kübik fazın varlığı daha düşük mukavemet ve tokluk ile sonuçlanmıştır (Cutler ve ark., 1992).

2.2.8.3. Materyal Yüzeyine Uygulanan İşlemler

Monolitik zirkonya kronlar klinik olarak kabul edilebilir bir protez seçeneğidir (Kitaoka ve ark., 2018). Bununla birlikte, klinik açıdan, CAD/CAM sistemleri tarafından elde edilen yüksek doğruluğa rağmen (Raigrodski, 2004; Aboushelib ve ark., 2016), okluzal ve proksimal ilişkileri geliştirmek ve daha iyi bir çıkış profili sağlamak (Preis ve ark., 2015) için elmas frezlerle düzenlemeler hala gerekmektedir. Ayrıca zirkonya seramik restorasyonlara üretim süreci, uyumlama ve bağlantıyı arttırmak için yapılan işlemler gibi çok çeşitli yüzey işlemleri uygulanmaktadır. Zirkonya yüzeyinin mekanik veya kimyasal tekniklerle pürüzlendirilmesi ve değiştirilmesi, yüzey alanını artırır ve daha güçlü bir mikromekanik bağ oluşturmak için düzensizlikler üretir (Miyazaki ve ark., 2013). Bununla birlikte, tamamen sinterlenmiş zirkonyaya mekanik yüzey işlemlerinin uygulanması, zirkonyanın tetragonal-monoklinik faz dönüşümünü indüklemekte, böylece mukavemet ve tokluğu azaltmakta ve materyalin kırılma riskini arttırmaktadır (Moon ve ark., 2011; Monaco ve ark., 2013). Ayrıca faz dönüşümünden sonra iki farklı kristal yapı oluştuğu için yapıların ısı genleşme katsayıları farklılık göstermekte ve zirkonyanın bağlanma kabiliyeti de etkilenmektedir (Fischer ve ark., 2008).

Mekanik ve kimyasal yüzey işlemlerinin etkileri, son yıllarda yoğun şekilde incelenmektedir. Kumlama, frezle aşındırma, tribokimyasal silika kaplama, lazerle pürüzlendirme, plazma sprey uygulaması, primer uygulaması gibi işlemler mekanik özellikleri etkilemektedir (Khan ve ark., 2017). Aşındırma ve polisaj gibi yüzey işlemleri, istenmeyen t-m dönüşümünü tetikleyerek materyalin mekanik stabilitesinin azalmasına yol açmaktadır (Ebeid ve ark., 2018).

Optimum okluzal temas durumlarını elde etmek için genellikle zirkonya restorasyonlarının hasta başında ayarlanması gerekmektedir. Bu yüzey işlemleri, aşındırmayı içerir ve bu prosedür, glaze tabakasının ve yüzey pürüzsüzlüğünün kaybıyla sonuçlanmaktadır. Zirkonya restorasyonun herhangi bir düzenleme prosedürü, yüzeysel değişikliklere ve t→m faz dönüşümüne neden olabilmektedir (Karakoca ve Yılmaz, 2009; Mochales ve ark., 2011; Maerten ve ark., 2013). Bu tür değişiklikler bir zirkonya restorasyonunun eğilme mukavemeti, sertlik ve elastik modülü gibi mekanik özelliklerini olumsuz etkileyebilmektedir (Aboushelib ve Wang, 2010; Maerten ve ark., 2013). Glaze işlemiyle de yüzeydeki poröziteler ve mikroçatlakların doldurulmasının yanı sıra, soğuma sırasında zirkonyumun güçlenmesi sağlanmış olmaktadır (Yener ve ark., 2011).

Kumlamanın, yüzeyde materyal kaybıyla birlikte, yüzey pürüzlülüğünde artışa neden olduğu bulunmuştur (Perdigão ve ark., 2013; El-Korashy ve El-Refai, 2014). Bağlantı yüzeyindeki kontaminasyon tabakasını kaldırarak siman ve restorasyon arasındaki mekanik retansiyonu arttırmaktadır (Valandro ve ark., 2006). Kumlama işleminde genellikle 50-100 µm boyutlarındaki Al₂O₃ partikülleri kullanılmaktadır. Yüzey enerjisi, akışkanlık ve ıslanabilirlik arttırıldığı için bağlanma olumlu yönde etkilenmektedir. Ayrıca zirkonya esaslı seramiklerde kumlama işlemi sonrası t-m dönüşümü gerçekleşmektedir ve monolitik faz oranı artmaktadır. Böylece yüzeyde baskı gerilimleri oluşmakta ve dayanıklılık artmaktadır (Kosmac ve ark., 1999).

2.2.8.4.Sıcaklık ve Nem

Bozunma en hızlı şekilde 200-300°C sıcaklık aralığında ilerler ve zamana bağlıdır. Dönüşüm yüzeyden başlar ve içeriye doğru ilerler. Su veya su buharı dönüşüme katkıda bulunur. Tane boyutunda bir azalma ve stabilize edici oksitte artış, dönüşümü geciktirir. t→m dönüşümü, yaklaşık %4 oranında bir hacim artışına neden olur ve yüzey pürüzlülüğünü artırır (Denry ve Kelly, 2008; Kelly ve Denry, 2008).

Yapılan çalışmalarda, nemin yüksek sıcaklıkla birlikte zirkonyanın faz dönüşümünü artırdığı, tek başına ise mekanik direnci etkilemediği bildirilmiştir (Kler ve ark., 2007; Tholey ve ark., 2009). Suyun yüzeydeki ZrO₂ tarafından absorbe edildiği ve spontan t-m faz dönüşümüne neden olduğu bildirilmiştir (Chevalier ve ark., 2009).

2.2.8.5.Zaman

Y-TZP cam matriks içermeyen polikristalin bir materyaldir, böylece faz dönüşüm mekanizması ile çatlak oluşumu engellenir ve yapısal olarak dayanıklı hale gelir. Geleneksel seramiklerde görülen yorgunluk, zirkonyumun yapısal farklılığı sebebiyle Y-TZP içeren seramiklerde oluşmaz. Ancak Y-TZP içeren seramiklerde zamana bağlı olarak gelişen ve t-m faz dönüşümünün kontrolsüz bir şekilde artmasıyla kendini gösteren bir yaşlanma olayı meydana gelmektedir (Munoz-Saldana ve ark., 2003; Lümekemann ve Stawarczyk, 2021).

2.2.9.Düşük Isı Bozunması (DIB)

Düşük ısı bozunması (DIB) veya hidrotermal yaşlanma, oda sıcaklığında suyun varlığında meydana gelebilen, herhangi bir mekanik stres olmadan kristallerin tetragonal fazdan daha stabil monoklinik faza kendiliğinden yavaş dönüşümünün gerçekleştiği bir süreçtir (Zarone ve ark., 2011; Lümekemann ve Stawarczyk, 2021). Bu olgu, materyalin fiziksel özelliklerini azaltmakta ve zirkonya restorasyonlarda spontan katastrofik başarısızlık gerçekleştirebilmektedir (Kelly ve Denry, 2008). Y-TZP seramiklerinin ağız ortamında meydana gelebilecek düşük sıcaklıkta bozunmaya karşı hassas oldukları gösterilmiştir (Kelly ve Denry, 2008; Agingu ve ark., 2018). Mekanik stresler ve nem, düşük ısı bozunmasını hızlandırır. Süreci etkileyen diğer faktörler ise, tane boyutu (esas olarak sinterleme sıcaklığı tarafından kontrol edilir) (Hallmann ve ark., 2012), sıcaklık, buhar, materyalin yüzey kusurları, stabilize edici oksitlerin türü, yüzdesi ve dağılımı (Hallmann ve ark., 2012), sinterlenmiş malzemedeki başlangıçtaki kübik faz miktarı (Chevalier ve ark., 2009) ve işleme teknikleridir (Swab, 1991; Lughi ve Sergio, 2010; Belli ve ark., 2020).

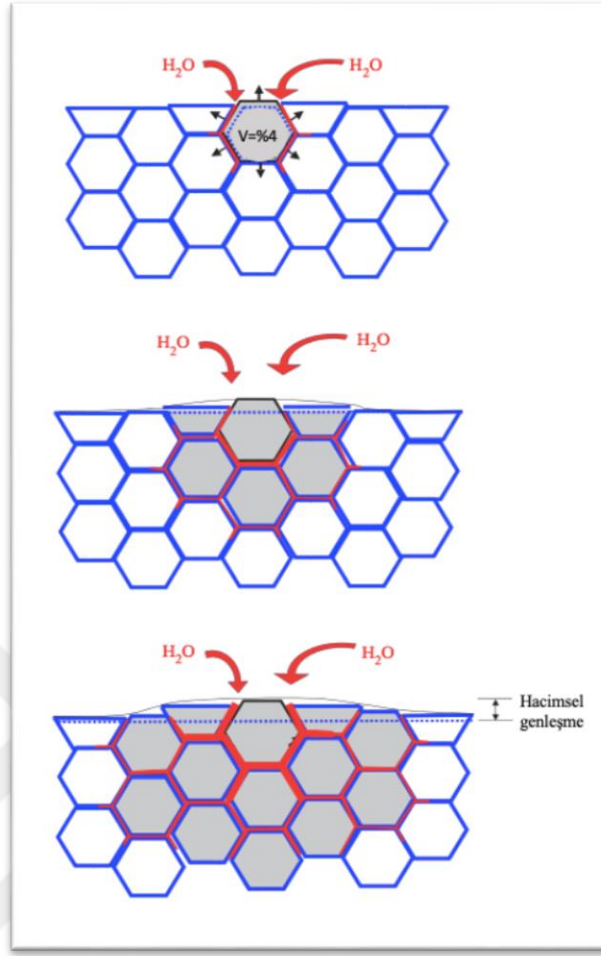
YTZP'nin yaşlanmasının temel aşamaları aşağıdaki şekilde özetlenmiştir:

- 1) YTZP'nin yaşlanmasıyla birlikte, sertlikte, mukavemette ve yoğunlukta azalma, monoklinik faz içeriğinde artma meydana gelmektedir.
- 2) Yaşlanmanın gerçekleştiği en önemli sıcaklık aralığı 200-300°C'dir.
- 3) Faz dönüşümü, zirkonyada mikro ve makro çatlaklara, mekanik özelliklerde zayıflamaya neden olmaktadır.

- 4) T-m dönüşümü materyalin yüzeyinde başlamakta olup materyalin merkezine doğru ilerlemektedir.
- 5) T-m dönüşümü ortamda su ya da su buharı varlığında artmaktadır.
- 6) Zirkonyanın tane boyutlarının küçülmesi ve/veya stabilize edici oksitlerin oranının arttırılması dönüşümü azaltmaktadır (Swab, 1991).

DIB, suyun yüzey mikro çatlaklarına nüfuz etmesini, bunun da ‘çekirdekleşme ve büyüme’ mekanizması (Chevalier ve ark., 2007) yoluyla indüklenmesini ve t-m dönüşümünü içerir (Piconi ve Maccauro, 1999; Deville ve ark., 2005). Bu dönüşümler materyal yapısına daha da yayılarak (Amaral ve ark., 2013) mikro ve makro çatlaklara neden olur, ayrıca Y-TZP seramiklerinin mukavemetinin düşmesi ve yüzeyinin bozulması gerçekleşir (Denry ve Kelly, 2008; Alghazzawi ve ark., 2012). Yaşlanma aşamaları aşağıdaki gibi düşünülmektedir:

- 1) ZrO_2 yüzeylerinde H_2O 'nun kimyasal adsorpsiyonu,
- 2) Zr-O-Zr kimyasal bağının bozularak Zr-OH bağının oluşması,
- 3) Taneciklerin sınırlarından difüzyon ile iç kısma OH^- ve/veya O_2^- girmesi,
- 4) Oksijen boşluklarının OH^- ve/veya O_2^- ile doldurulması,
- 5) Tetragonal fazın dengesini bozan oksijen boşluklarının azaltılması (Guo, 2004; Chevalier ve ark., 2009).



Şekil 2.10. Dönüşümü gösteren bir kesitte meydana gelen yaşlanma sürecinin şeması (Chevalier, 2006)

Stawarczyk ve ark. (2017), 1. ve 2. nesil zirkonya kristallerinin, aşındırma işlemlerine tetragonalinden monoklinik faza dönüşerek yanıt verebileceğini söylemiştir. Az miktarda sinterleme katkı maddesi ($\text{Al}_2\text{O}_3 > \%0.5$) ve renklendirici hidrotermal yaşlanmayı azaltabilmektedir (Nakamura ve ark., 2016; Zhang ve Lawn, 2018). 3Y-TZP zirkonyanın hidrotermal yaşlanmaya duyarlı olduğu bilinmektedir, burada su molekülleri tanecik sınırlarına nüfuz ederek bir faz dönüşümüne neden olmaktadır (Chevalier ve ark., 1999; Haraguchi ve ark., 2001). Daha yüksek kübik faz içeriğine sahip zirkonya materyalleri, kübik faz dönüşümüne uğramadığından yaşlanmaya karşı daha az hassastır (Zhang ve ark., 2016; Pereira ve ark., 2018). Camposilvan ve ark. (2018), yüksek oranda translüsent zirkonya materyalleri (5Y-TZP) için 3Y-TZP'ye göre tamamen hidrotermal bozunma olmadığını bildirmiş ve glaze uygulamasının alttaki zirkonyayı hidrotermal yaşlanmaya karşı koruduğunu belirtmişlerdir. Ayrıca

seramiğin ağız ortamında uzun süre maruz kalması t-m faz dönüşümünün yoğunlaşmasına ve dolayısıyla materyalin bozunmasına neden olabilmektedir (Dapieve ve ark., 2018).

2.2.10. Sinterleme

Sinterleme, ısı enerjisi uygulanarak metal ve/veya seramik tozlarından istenilen yoğunlukta materyal ve bileşenler üretmek için kullanılan bir işleme tekniğidir (Kang, 2004).

Çağdaş diş hekimliğinde, zirkonya restorasyonlar CAD/CAM kullanılarak işlenir. Bilgisayar destekli üretim (CAM) ünitesinde yumuşak kazıma teknikleri kullanılarak frezelemeyi kolaylaştıran yarı sinterlenmiş zirkonya bloklar kullanılmaktadır. Ancak kazımadan sonra zirkonya restorasyonların en yüksek yoğunluğa ve maksimum mukavemete ulaşması için sinterlenmesi gerekir. Bu sinterleme prosedürü genellikle yaklaşık %20-30 hacimsel büzülme ile ilişkilidir (Suttor ve ark., 2001; Ahmed ve ark., 2019).

Zirkonya için en yaygın kullanılan sinterleme yönteminde, 1350-1600°C arasındaki sıcaklıklarda ve 2-4 saat arasında değişen bekleme sürelerinde geleneksel fırınlar kullanılmaktadır (Sulaiman ve ark., 2015). Geleneksel sinterleme fırınları, dirençli şekilde ısıtılan atmosferik fırınları içermektedir, ancak aynı zamanda sıcak pres ve sıcak izostatik basınç kullanmaktadır. Bu prosedür, hasta başı üretimde zirkonya kullanımını sınırlamaktadır (Ahmed ve ark., 2019). Bu sınırlamanın üstesinden gelmek için ulaşılan çözümlerden biri, tamamen sinterlenmiş zirkonya blokları frezelemektir. Sinterlenmiş zirkonya, pre-sinterize zirkonyadan iki kat daha yoğun olduğundan, tam sinterlenmiş zirkonyanın frezelenmesi yaklaşık 45 dakika sürmekte ve her bir kron için yeni bir frez gerektirmektedir (Monaco ve ark., 2013; Ahmed ve ark., 2019; Lawson ve Maharishi, 2020).

Konvansiyonel fırın kullanan üreticiler tarafından önerilen alternatif zirkonya sinterleme protokolü, daha kısa olan 'hızlı sinterleme protokolü'dür. 8 saatin üzerindeki geleneksel sinterleme işlemi ekonomik değildir. Bu da, üreticileri zirkonya materyalleri için hızlı ısıtma ve soğutma hızına sahip fırınlar geliştirmeye teşvik etmiştir. Hızlı sinterleme işlemi, yüksek ısıtma hızı sayesinde sinterlemenin 2 saatten daha kısa sürede gerçekleşmesini sağlamaktadır (Kaizer ve ark., 2017; Jansen ve ark.,

2019; Kauling ve ark., 2020; Lawson ve Maharishi, 2020). Bununla birlikte, hızlı sinterleme üretim sürecini hızlandırır ve enerji tasarrufu sağlar. Böylece, hızlı sinterleme ile zirkonyum restorasyonlar da tek seans diş hekimliği uygulamalarına dahil edilmiştir.

Zirkonyanın mekanik ve optik özelliklerini iyileştirmeyi, üretimi arttırmayı, süreci kolaylaştırmayı ve sinterleme enerjisinin kontrolünü artırmayı amaçlayan başka birkaç alternatif sinterleme yöntemi önerilmiştir (Ahmed ve ark., 2019). Bu alternatif yöntemler arasında kıvılcım plazma sinterleme (Dahl ve ark., 2007), mikrodalga fırınlar (Almazdi ve ark., 2012), ve vakum fırınları (Sulaiman ve ark., 2015) yer almaktadır.

Sinterleme işlemi zirkonyanın nihai özelliklerini etkileyebilmektedir. Sinterleme sıcaklıkları ve süresi, sırasıyla metastabiliteyi, mekanik özellikleri ve düşük ısı bozunmasına karşı direnci belirleyen tane boyutunu, kübik faz miktarını ve yttrium ayrımını belirlemektedir (Denry ve Kelly, 2014).

Sinterleme parametrelerinin etkisi ile ilgili olarak, yüksek sinterleme sıcaklıkları ve uzun bekleme süreleri, tane büyümesine neden olmakta (Inokoshi ve ark., 2014) ve azalan tane sınırı sayısı nedeniyle kontrast oranını ve renk farkını azaltmaktadır (Jiang ve ark., 2011; Ebeid ve ark., 2014). Buna karşılık, yüksek sinterleme hızı, bastırılmış tane büyümesi ile ilişkilidir (Chen ve Wang, 2000; Yang ve ark., 2010) ve istenmeyen tane büyümesini önlemektedir (Ebadzadeh ve Valefi, 2008). Böylece materyalin translüsentliği artmaktadır (Kaizer ve ark., 2017).

2.2.11. Yapay Yaşlandırma

Diş hekimliğinde kullanılan restorasyonların üretim sürecinde veya ağız içerisine uygulandıktan sonra maruz kaldıkları kuvvet, sıcaklık, stres ve pH değişimi gibi etkenler sonrası materyalde yorulma meydana gelmektedir. Yorulma denilen fiziksel durum, materyalde kırılma, moleküler düzeyde değişiklikler ve aşınma olarak kendini göstermektedir (Bulut ve Atsü, 2016). Çiğneme, sıcaklık ve nem değişiklikleri de dahil olmak üzere ağız ortamı, restoratif materyalleri etkileyerek restorasyonların uzun vadeli başarısını etkileyebilir (DeLong ve Douglas, 1991; Rosentritt ve ark., 2009; Weigl ve ark., 2018). İn-vivo şartlarda maruz kaldıkları etkilerin bu materyallerde oluşturduğu değişimlerin incelenmesi zor ve zaman alıcıdır. Bu etkiler,

ağız içi durumu yeniden oluşturmak için çeşitli yaşlanma prosedürleri kullanılarak deneysel olarak tahmin edilebilmektedir (Henriques ve ark., 2012; Palla ve ark., 2018; Sarıkaya ve Hayran, 2018). Bu yöntemler; termal siklus, suda bekletme, buharlı otoklav, mekanik siklus gibi yapay yaşlandırma metotlarıdır (McInnes ve Dickinson, 1992; De Munck ve ark., 2005; Papacchini ve ark., 2007; Shahabi ve ark., 2008).

2.2.11.1. Termal Siklus

Ağız boşluğunda bulunan dokuların ısısal analizlerinin yapıldığı veya restoratif işlemlerin diş yapılarında oluşturduğu ısı etkilerinin incelendiği birçok çalışmada ağız boşluğunun başlangıç sıcaklığı 36-37°C olarak kabul edilmiş ve ağız içerisinde oluşan sıcaklık değerleri göz önünde bulundurularak analizler değerlendirilmiştir (Yang ve ark., 2001; Abdalla ve ark., 2007). Araştırmacılar yaptıkları çalışmada diş yüzeyinde oluşan uç sıcaklık değerlerini 0°C ve 67°C olarak saptamışlardır (Palmer ve ark., 1992). Termal siklus, ağız içerisinde meydana gelen ısı değişimlerini in-vitro koşullarda gerçekleştirebilmek için sıklıkla kullanılan bir yaşlandırma test metodudur. Termal döngü testleri, iki malzemenin ara yüzeyinde tekrarlanan stresleri indükleyen sıcaklık değişikliklerine dayanır (Henriques ve ark., 2012). Materyalin belirli döngülerle sıcaklığı ISO standartlarına göre belirlenmiş (5-55°C) olan su banyolarına sırayla daldırılarak istenilen sürelerde bekletilmesi esasına dayanmaktadır. Gale ve Darvell 10000 siklusun yaklaşık 1 yıllık in-vivo fonksiyona tekabül ettiğini belirtmişlerdir (Gale ve Darvell, 1999).

2.2.11.2. Suda Bekletme ile Yaşlandırma

Örneklerin suda bekletilmesi, en sık kullanılan yapay yaşlandırma yöntemidir (Ohno ve ark., 1996). Bu yöntemde örnekler 37°C’de belli bir süre boyunca, yapay tükürük veya distile su içerisinde bekletilerek yaşlandırılmaktadır. Bu süre birkaç ay, yıl veya daha uzun süre olabilmektedir (De Munck ve ark., 2003).

2.2.11.3. Mekanik Siklus ile Yaşlandırma

Mekanik testler, çiğneme koşullarını simüle etmeyi amaçlamakta ve tekrarlanan kuvvetlerin insidansına dayanmaktadır. Böylece alternatif stresler üretilmiş olur (Henriques ve ark., 2012). Mekanik siklus 100000 kez uygulandığında, ortalama 1-2 senelik in-vivo kullanıma karşılık gelmektedir (Atay ve ark., 2016).

2.2.11.4. Otoklavla Yaşlandırma

Zirkonyanın yaşlanma davranışı, genellikle otoklavda yaşlandırma testi ile araştırılmaktadır (Chevalier ve ark., 1999). Teorik hesaplamalara göre, 134°C'de 1 saat yaşlanma, in-vivo olarak 3-4 yıla karşılık gelmektedir (Kontonasaki ve ark., 2020). ISO 13356'ya göre, 5 saat boyunca 134°C ve 2 bar basınç altında hızlandırılmış otoklavda yaşlandırma tavsiye edilmektedir (Harada ve ark., 2016). Ayrıca yine ISO 13356'ya göre bir zirkonyanın biyomedikal uygulamalarda kullanılabilmesi için, monoklinik faz içeriğinin 5 saat, 134°C ve 2 bar basınç altında uygulanan yaşlandırma prosedüründen sonra %25'ten az olması gerekmektedir (Ramesh ve ark., 2018).

2.3. Mekanik Testler

Mekanik özellikler, bir dental seramiğin klinik potansiyelini ve sınırlamalarını anlamak için değerlendirilecek ilk parametredir (Yılmaz ve ark., 2011). Bir cismin veya materyalin dayanabileceği kuvvetin bir sınırı vardır. Dayanıklılık, bir materyalin maksimum stres değeri olarak tanımlanmaktadır ve dental materyaller için başarısını belirleyen en önemli özelliklerden biridir (Albakry ve ark., 2003; McCabe ve Walls, 2013). Materyalin cinsi, kalınlığı, geometrisi, elastisite modülü, yükleme koşulları gibi özellikler materyalin dayanıklılığını etkilemektedir (Scherrer ve ark., 2010).

Materyallerin farklı özelliklerini değerlendirmek için, çeşitli in-vitro testler önerilmiştir. Her test materyalin belirli özelliğini değerlendirir ve her testin kendine özgü bir dizaynı vardır. Bu sebeple dental materyallerin klinik performanslarının değerlendirilmesi ve iyileştirilmesi için birden fazla test yöntemi kullanılmaktadır. Eğilme, burkulma, makaslama, sıkışma ve gerilim gibi test yöntemleri bunlara örnektir (Van Meerbeek ve ark., 2010; Kunt ve Çetiner, 2017). Laboratuvar testlerinin, diğer yöntemlere göre avantajları mevcuttur:

- Bir parametre/özellik hakkında veri toplama hızı,
- Yaygın olarak kullanılan test metodolojisinin göreceli kolaylığı,
- Diğer tüm değişkenleri sabit tutarken belirli bir parametreyi ölçme olasılığı,
- Yeni ve/veya deneysel bir materyal/teknik performansını mevcut 'altın standart' ile doğrudan karşılaştırabilmek,

- Çalışma düzeneğinde birçok (belirli sınırlar içinde) deney gruplarını aynı anda test edebilmek,
- Çoğunlukla basit ve ucuz test protokollerini/araçlarını kullanabilmek (Van Meerbeek ve ark., 2010).

2.3.1. Eğme Testleri

Ağız ortamında, restorasyonlar çiğneme etkisinden kaynaklanan streslere maruz kalırlar. Bu kuvvetler, dişler ve/veya materyal üzerinde zamanla, dayanıklılıklarını olumsuz etkileyen ve deformasyona yol açan farklı reaksiyonlar üretirler (McCabe ve Walls, 2013).

Tam seramik restorasyonlar, klinikte yaygın olarak kullanılmakta olup baskı altında güçlü olmalarına rağmen kırılındırlar ve fonksiyon sırasında oluşan yüksek çekme gerilmelerine dayanamazlar. Bu nedenle, çekme mukavemeti dental restorasyonların klinik başarısını etkileyen önemli bir faktördür (Lawn ve ark., 2001; Hsueh ve ark., 2006) ve genellikle eğilme stresi, çekme mukavemeti ile yakından ilişkilidir. Kırılgan materyaller için eğilme mukavemeti, yüzeyde strese sebep olabilecek yüzey kusurlarının, boşlukların veya diğer kusurların varlığından önemli ölçüde etkilenebilir. Bu stres yoğunluğu, bir materyalin, beklenenden daha düşük bir kuvvette kırılmasına sebep olabilmektedir (McCabe ve Walls, 2013).

Materyalin eğilme dayanımını etkin şekilde belirlemek için tek eksenli ve çift eksenli eğme testleri kullanılmaktadır (Zeng ve ark., 1996).

1. Tek eksenli eğme testleri

- Üç nokta eğme testi
- Dört nokta eğme testi

2. Çift eksenli eğme testleri

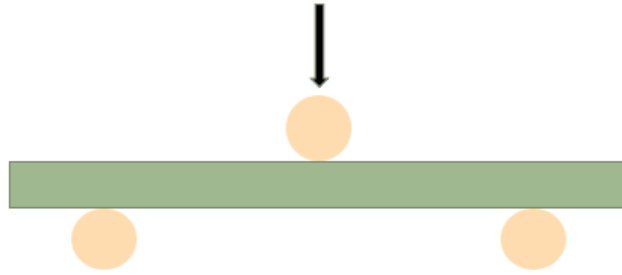
- Halka üzerinde halka
- Halka üzerinde top
- Üç top üzerinde piston

2.3.1.1. Tek Eksenli Eğme Testleri

Birçok materyalin eğilme dayanımı, genellikle çekme veya basma dayanımından daha önemlidir. Eğilme mukavemeti, çubuk şeklindeki bir örneğin bükülmesiyle ölçülür. Üç nokta veya dört nokta eğme testinde, örnek iki silindir üzerinde desteklenir ve çubuğun üzerine bir noktadan (üç nokta) veya iki noktadan (dört nokta) bir kuvvet uygulanır. Kuvvet arttıkça ve örnek büküldükçe, eğilme açısı ve eğilme momenti (kuvvet x mesafe) için karşılık gelen değerler kaydedilir (Sakaguchi ve Powers, 2012).

2.3.1.1.1. Üç Nokta Eğme Testi

Dental materyaller için yaygın olarak kullanılan test yöntemlerinden biri, üç nokta eğme testidir ve testte ölçülen maksimum kuvvete örneğin eğilme dayanımı denir (Şekil 2.11). Çubuğun eğilmesi hem çekme hem de basma gerilimlerini beraberinde getirir. Eğilme mukavemeti, okluzal streslere maruz kalan sabit protez veya hareketli bölümlü protez gibi uzun dişsiz boşluklarda önemlidir (Sakaguchi ve Powers, 2012; McCabe ve Walls, 2013).



Şekil 2.11. Üç nokta eğme test düzeneği

Dikdörtgen bir örneğin merkezine uygulanan kuvvet sonucu oluşan maksimum kuvvet Newton (N) cinsinden kaydedilerek, aşağıdaki formül ile Megapascal (MPa) birimine dönüştürülür.

$$\sigma = \frac{3Pl}{2bd^2}$$

P: Newton cinsinden uygulanan maksimum kuvvet

l: Destekler arası uzaklık

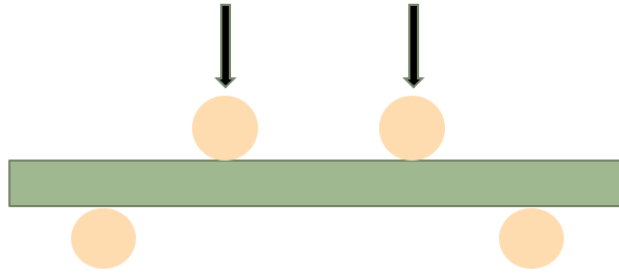
b: Örneğin genişliği

d : Örneğin kalınlığı (ISO, 2008)

Üç nokta eğme testi, test tasarımının karmaşık olmaması ve örneğin şeklinin nispeten basit olması nedeniyle sıklıkla kullanılır. Ancak, örneğin şekli ve yüzey pürüzsüzlüğü önemlidir ve sonuçları etkilemektedir. Bununla birlikte, eğme testinin sonuçları, örnek boyutuna, genişliğine, üretim yöntemlerine ve kuvvetin tipine ve süresine bağlı olarak büyük ölçüde değişebilir (Sadighpour ve ark., 2006).

2.3.1.1.2. Dört Nokta Eğme Testi

Dört nokta eğme testi (DNET), kuvveti daha geniş bir alana yaymak için tasarlanmıştır (Zeng ve ark., 1998). Dikdörtgen şeklinde hazırlanan örneğin orta kısmına iki noktadan kuvvet uygulanarak maksimum eğilme gerilmesi belirlenir (Şekil 2.12). Bu testte örnekte homojen merkezi stres alanı oluşur.



Şekil 2.12. Dört nokta eğilme testi düzeneği

ISO 6872'ye göre, örnek uzunluğu, destekler arası genişlikten en az 2 mm daha uzun olmalı ve kalınlık-destekler arası mesafe oranı d/l en az 0,1 olmalıdır. Ayrıca, $s/l = 0,5$ oranı önerilmektedir (Kaizer ve ark., 2020).

Dört nokta eğilme dayanımı aşağıdaki formül ile hesaplanmaktadır:

$$\sigma = \frac{3Pl}{2bd^2}$$

P Newton (N) cinsinden maksimum uygulanan kuvveti, l mm cinsinden destekleyici uçlar arasındaki mesafeyi, s mm cinsinden kuvvet uygulayan uçlar arasındaki mesafe, b mm cinsinden örnek genişliğini ve d mm cinsinden örnek kalınlığını ifade etmektedir (Kaizer ve ark., 2020).

Kuvvet tek bir noktadan uygulandığında, örnek V şeklinde bükülür ve orta hatta stres birikimi meydana gelmektedir. Orta noktaya eşit mesafe iki noktadan kuvvet uygulandığında ise, örnekte daha düzgün bir kuvvet dağılımı sağlanmakta ve böylece örneğin daha büyük bir alanı test edilmektedir (Sakaguchi ve Powers, 2012). Test kenar kırıklarına, yüzey kalitesine ve örnek boyutlarına karşı oldukça hassastır (Kelly, 1995; Seghi ve Sorensen, 1995).

2.3.1.2.Çift Eksenli Eğme Testleri

Tek eksenli eğme testleri daha çok geniş örneklerin kullanıldığı mühendislik materyalleri için tasarlanmıştır. Bu testlerde örnek kenarlarında, başarısızlık değerlerini etkileyebilen istenmeyen kenar kırıkları oluşabilmektedir. Örnek boyutu, şekli ve hacminin sonuçlar üzerindeki etkisi endişesi dolayısıyla çift eksenli eğme testleri, dental seramikler için olan ISO standartları arasına eklenmiştir (Ban ve Anusavice, 1990; Sadighpour ve ark., 2006).

Bu testlerde, disk şeklindeki örnek bir halka ya da daire oluşturacak şekilde duran topraklar ile alt yüzeyden desteklenmektedir. Alt yüzeydeki halka ya da topraklar merkezi olarak konumlandırılmış, bir piston ile yukarıdan yükleme yapılmaktadır. Yükleme örnek merkezinden yapıldığı için, örnek kenarlarındaki çatlakların etkisi ortadan kalkmaktadır (Ban ve Anusavice, 1990). Bu sebeple örnek yüzeyindeki küçük hatalar yok sayılabilmektedir (Lin ve ark., 2012).

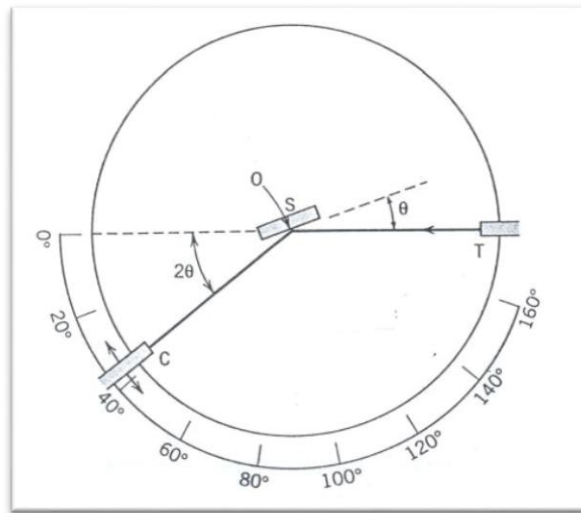
2.4. XRD

X-ray difraksiyon (XRD) tekniği, X ışınlarını kullanarak seramik ve metal gibi kristal yapıları materyallerin moleküllerinin geometrisini ve şeklini belirlemek için kullanılmaktadır. Böylece materyalin kristal yapısı, fiziksel ve kimyasal etkilerin kristal yapı üzerindeki etkisi ve kristal boyutları tespit edilmektedir (Cullity, 1956).

Atom dizileri ve atomların yerleşimleri hakkında da bilgi vermektedir (Pittayachawan, 2009). Ayrıca, kimyasal analizlerde miktar ve kalitenin belirlenmesi, çeşitli fiziksel etkilerin materyalde oluşturduğu streslerin incelenmesi ve yeni materyallerin geliştirilmesi gibi farklı kullanım alanları da mevcuttur (Samuel ve ark., 1989).

XRD, zirkonyanın transformasyon kinetiğini, tahribatsız, nicel değerlendiren geleneksel bir tekniktir. Kullanılan X ışını birkaç mm genişliğinde olduğundan, genellikle örnek yüzeyinin bir kısmının değerlendirmesini yapılmaktadır (Deville ve ark., 2005). Yüksek enerji ve düşük dalga boyuna sahip X ışınları kristal yapıda bir materyal üzerine gönderildiğinde, ışının yayılma doğrultusunda bulunan atom veya iyonlara ait elektronlar tarafından kırılarak farklı yönlerde dağıtılmaktadır. Difraktometre, materyalde kırınımın hangi açılarda en fazla olduğunu belirleyerek kristal yapının geometrisi ve boyutunun anlaşılmasını sağlamaktadır. İnce taneciklerden oluşmuş polikristalin materyaller için en sık kullanılan difraksiyon tekniği monokromatik X radyasyonudur (Samuel ve ark., 1989). X-ışını kırınımı metodu kristallerin atomik yapısını belirlemekte ve ideal düzenden sapmaları da ortaya çıkarmaktadır (Lal, 2012).

S ile gösterilen örnek, O eksenini etrafında dönebilen düz bir yüzey üzerine yerleştirilmiştir. T noktasından monokromatik X ışını gönderilmekte ve örnekten yayılan ışınların yoğunluğu C noktasındaki bir alıcı tarafından okunmaktadır. Alıcı, O merkezi etrafında hareket edecek şekilde yerleştirilmiştir ve örneğin rotasyonu ile beraber 2θ açısını koruyacak şekilde hareket etmektedir. X ışınları üreten tüpten çıkan X ışınları, örnek üzerine θ açısı ile gelmekte ve örnekten 2θ açısıyla yansıyan X ışınlarının yoğunluğu dedektör tarafından okunmaktadır. 2θ açısına ‘difraksiyon açısı’ adı verilmektedir (Cullity, 1956).



Şekil 2.13. XRD'nin şematik şekli (Cullity, 1956)

X-Ray Difraksiyon monoklinik, tetragonal, kübik fazları içeren zirkonyum materyalinin nicel analizinde kullanılmaktadır. XRD yöntemi ile zirkonyaya uygulanan yüzey işlemleri ve yaşlandırma sonrasında, ortaya çıkan faz dönüşümleri belirlenebilmektedir. Zirkonyum dioksitin difraksiyon grafiğinde, yüzey işlemlerinden önce ve sonra tetragonal fazın tepe noktası farklı seviyelerde görülebilmektedir (Kao ve ark., 2000).

İki fazın yoğunluk oranının XRD ile ölçümünden sonra oluşan kalibrasyon eğrileri Garvie ve Nicholson ile Toraya ve ark. tarafından açıklanan denklemlerle hesaplanmaktadır (Garvie ve Nicholson, 1972; Toraya ve ark., 1984).

2.5. Taramalı Elektron Mikroskobu (SEM) Analizi

Taramalı Elektron Mikroskobu (SEM), 1962'den beri diş hekimliğinde seramik materyallerine uygulanan ısı ve yüzey işlemlerinin ardından yaygın olarak kullanılmaktadır. Ayrım gücü, odak derinliği, görüntü ve analizi birleştirme özelliği gösterir. SEM, görüntülerin yüksek büyütme oranlarında görselleştirilmesini sağlar. Bu teknikte, örnek ve elektron demetinin enerjisi dahil olmak üzere birçok faktöre bağlı olan elektron demeti mevcuttur. Yüksek enerjili elektronların küçük bir alana odaklanması ve yüzeyin taranması prensibi ile çalışmaktadır. Örnek yüzeyi, elektron demeti ile taranır. Yüzeyden yayılan ve detektörlerce algılanan ikincil elektronlar ile oluşan görüntüler, yüzeyin yapısı, topografisi ve bileşenleri hakkında bilgi sağlamaktadır. Algılanan elektron sayısı arttıkça daha belirgin, azaldıkça daha karanlık görüntüler oluşmaktadır (Bona ve ark., 2002; Valandro ve ark., 2005; Saghir ve ark., 2012).

Işık kullanımı yoktur ve örneğin rengi görüntüyü etkilemez. Diş yapılarının ve materyallerin beyaz veya açık renkte olması, optik mikroskopların kullanımını zorlaştırır (Paradella ve Bottino, 2012). Taramalı elektron mikroskopları, bir örneği yoğun detay ve yüksek kaliteli çözünürlük ile 20-130000 kat büyütebilmektedir. (Nguyen ve Harbison, 2017). Dişler ve seramik benzeri dental materyaller iletken olmadığından, materyalleri aşırı ısınmaya karşı korumak ve görüntü kalitesini iyileştirmek için yüzeyleri altın veya altın-palladyum kullanılarak kaplanması gerekmektedir (Paradella ve Bottino, 2012).

Amaç ve Hipotez

Bu tez çalışmasının amacı, sinterleme parametrelerinin monolitik zirkonya materyallerinin eğilme mukavemeti üzerindeki etkilerini hidrotermal yaşlandırma öncesi ve sonrası araştırmaktır. Bu tez çalışmasının geçersiz hipotezleri (H0): (1) Sinterleme parametrelerinin farklı içerikteki yttrium ile stabilize monolitik zirkonyaların eğilme mukavemetini etkilemeyeceği ve (2) Farklı materyal seçiminin ve hidrotermal yaşlandırmanın monolitik zirkonyaların eğilme mukavemetini etkilemeyeceğidir.



3. GEREÇ VE YÖNTEMLER

Bu çalışmada, farklı sinterizasyon işlemleri sonrasında hidrotermal yaşlandırmanın 4 farklı içeriğe sahip zirkonya materyallerinin eğilme mukavemeti üzerine etkisi, dört nokta eğme test yöntemi kullanılarak in-vitro olarak incelenmiştir.

Bu tez çalışması, Ordu Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Araştırma Laboratuvarı ve Erciyes Üniversitesi Teknoloji Araştırma ve Uygulama Merkezi'nde gerçekleştirilmiştir.

Çalışmada; Ceramill Zolid Preshade, Ceramill Zolid HT+ Preshade, Ceramill Zolid Gen-X Multilayer ve Ceramill Zolid FX Multilayer (Amann Girrbach AG, Avusturya) olmak üzere 4 farklı Y-TZP seramik disk kullanılmıştır (Resim 3.1).



Resim 3.1. Çalışmada kullanılan Y-TZP diskler

Çalışmada kullanılan materyaller, üretici firma bilgileri ve kompozisyonları Tablo 3.1’de, çalışmanın uygulama basamakları Tablo 3.2’de, kullanılan cihazlar ise Tablo 3.3’de gösterilmiştir.

Tablo 3.1. Çalışmada kullanılan materyaller

Materyal	Marka Adı	Üretici Firma	Kompozisyon
3 Y-TZP Zirkonya	Ceramill Zolid Preshade	Amann Girrbach AG, Avusturya	ZrO ₂ +HfO ₂ +Y ₂ O ₃ : ≥ 99.0 Y ₂ O ₃ : 4.5-5.6 HfO ₂ : ≤5 Al ₂ O ₃ : ≤0.5 Diğer oksitler ≤ 1
4 Y-TZP Zirkonya	Ceramill Zolid HT+ Preshade	Amann Girrbach AG, Avusturya	ZrO ₂ +HfO ₂ +Y ₂ O ₃ : ≥ 99.0 Y ₂ O ₃ : 6.0-7.0 HfO ₂ : ≤ 5 Al ₂ O ₃ : ≤ 0.5 Diğer oksitler: ≤ 1
4 Y-TZP Zirkonya	Ceramill Zolid Gen-X Multilayer	Amann Girrbach AG, Avusturya	ZrO ₂ +HfO ₂ +Y ₂ O ₃ : ≥ 99.0 Y ₂ O ₃ : 6.0-7.0 HfO ₂ : ≤ 5 Al ₂ O ₃ : ≤ 0.5 Diğer oksitler: ≤ 1
5 Y-TZP Zirkonya	Ceramill Zolid FX Multilayer	Amann Girrbach AG, Avusturya	ZrO ₂ +HfO ₂ +Y ₂ O ₃ : ≥ 99.0 Y ₂ O ₃ : 8.5-9.5 HfO ₂ : ≤ 5 Al ₂ O ₃ : ≤ 0.5 Diğer oksitler: ≤ 1

Tablo 3.2. Çalışmaya ait uygulama basamakları

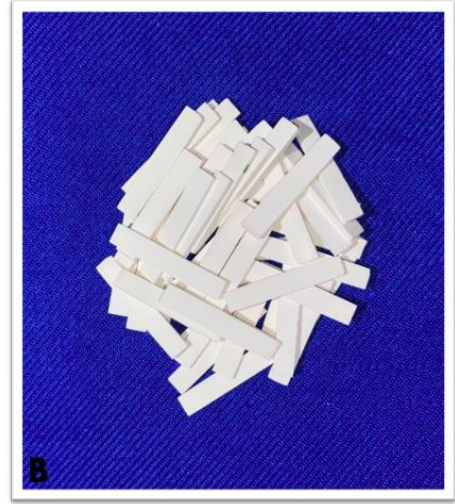
1. Monolitik zirkon örneklerin hazırlanması
2. Klasik ve hızlı sinter uygulanması
3. Hidrotermal yaşlandırma uygulanması
4. Dört nokta eğme testinin uygulanması
5. Örneklerin taramalı elektron mikroskobu ile incelenmesi
6. XRD analizi
7. Verilerin istatistiksel analizi

Tablo 3.3. Çalışmada kullanılan cihazlar

CİHAZ	ÜRETİCİ FİRMA
Hassas Kesme Cihazı	Microtome, Mecatome T180; Presi SA, Eybens,Fransa
Kesici Elmas Disk	Dımos, Metkon, Bursa, Türkiye
Dijital Kumpas	Dijital Caliper, World Precision Instrument Inc., Florida, ABD
Sinterizasyon Fırını	InFire HTC Speed, Dentsply Sirona, Bensheim, Almanya
Otoklav Cihazı	Ceramill Therm 3, Amann Girschbach AG, Avusturya
X-Işınları Toz	Foster Plus, Fomos Medical Instrument Co., Ltd., Çin
Difraksiyon Cihazı	Empyrean, Malvern Panalytical, Malvern, Birleşik Krallık
Universal Test Cihazı	AGS X, Shimadzu, Kyoto, Japonya
Ultrasonik Temizleme Cihazı	Bandelin Sonorex RK 255H, Bandelin Electronic, Berlin, Almanya
Taramalı Elektron Mikroskopu	GeminiSEM 500, Carl Zeiss AG, Oberkochen, Almanya

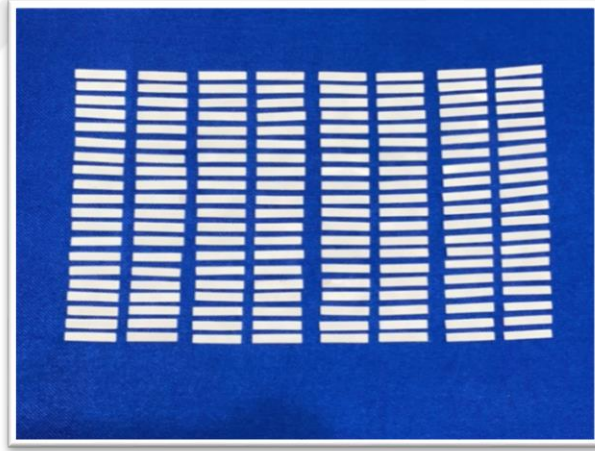
3.1. Örneklerin Hazırlanması

Diskler, hassas kesim cihazında (Microtome, Mecatome T180; Presi SA, Eybens,Fransa) kalınlığı 0,5 mm olan elmas disk (Dımos, Metkon, Bursa, Türkiye) kullanılarak kesilmiştir (Resim 3.2A). Her bir materyal için sinterleme büzülmesini telafi etmek amacıyla istenilen boyuttan yaklaşık %20 daha büyük hazırlanan 29x5x1,5 mm boyutlarında 40 adet örnek olacak şekilde toplamda 160 örnek elde edilmiştir (Resim 3.2.B).



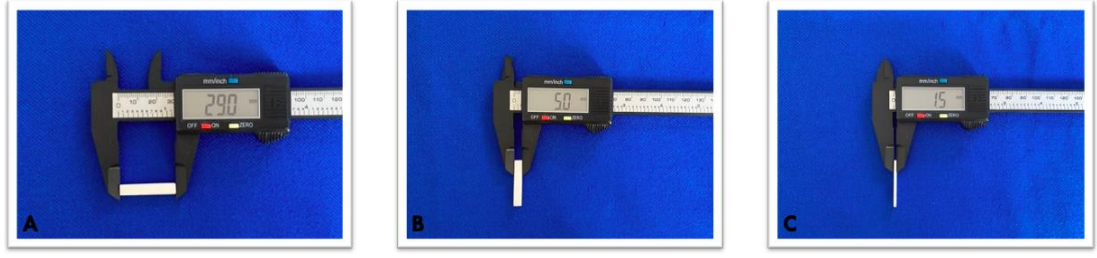
Resim 3.2. Örneklerin hassas kesim cihazında hazırlanması (A) ve CAD/CAM disklerden hazırlanan örnekler (B)

Kesilen örneklerin yüzeyleri sinterleme işlemi öncesinde sırasıyla 600, 800, 1000 ve 1200 gridlik silikon karbid aşındırma kağıtları (Atlas; Atlas Zımpara, Kocaeli, Türkiye) ile akan su altında zımparalanarak düzeltilmiştir (Resim 3.3).



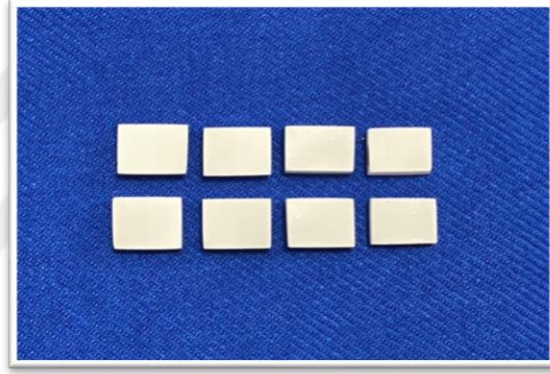
Resim 3.3. Dört nokta eğme testi için hazırlanan örnekler

Örnekler, üretici firma talimatları doğrultusunda sinterleme büzülmesini telafi etmek amacıyla istenilen boyuttan yaklaşık %20 daha büyük hazırlandıktan sonra, sinter öncesi boyutları dijital kumpas (Dijital Caliper, World Precision Instrument Inc., Florida, ABD) ile kontrol edilmiştir (Resim 3.4).



Resim 3.4. Hazırlanan örneklerin dijital kumpas ile uzunluğunun (A), genişliğinin (B) ve kalınlığının (C) ölçülmesi

XRD analizi için, her materyalden 13,2x9,6x4,8 mm boyutlarında her bir grup için ikişer adet olacak şekilde toplamda 16 adet örnek hassas kesme cihazı kullanılarak elde edilmiştir (Resim 3.5).



Resim 3.5. XRD analizi için elde edilen örnekler

3.2. Klasik ve Hızlı Sinter Uygulanması

Elde edilen tüm zirkonya örnekler klasik ve hızlı sinterleme işlemlerine tabi tutulmuştur. Klasik sinterleme 1450°C'de 2 saat (Ceramill Therm 3, Amann Girrback AG, Avusturya), hızlı sinterleme ise 1580°C'de 10 dakika (InFire HTC Speed, Dentsply Sirona, Bensheim, Almanya) olacak şekilde uygulanmıştır (Resim 3.6, 3.7).

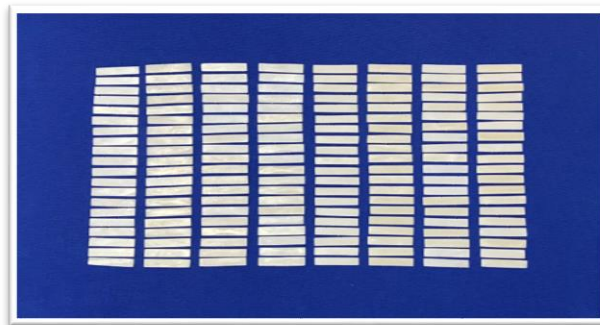


Resim 3.6. Örneklerin klasik (A) ve hızlı (B) sinterizasyonunda kullanılan fırınlar

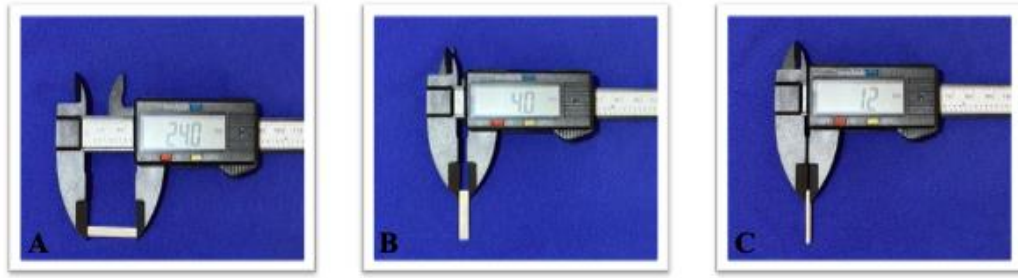


Resim 3.7. Örneklerin sinter öncesi (A) ve sonrası (B) fırın tablasında görünümü, örneklerin başlangıç ve nihai boyut farkı (C)

Sinterleme işleminden sonra eğme testi için örneklerin nihai boyutları 24x4x1.2 mm olarak dijital kumpas ile ölçülmüştür (Şekil 3.8, 3.9).



Resim 3.8. Sinterizasyon sonrası dört nokta eğme testi için hazırlanan örnekler



Resim 3.9. Sinterlenen örneklerin dijital kumpas ile uzunluğunun (A), genişliğinin (B) ve kalınlığının (C) ölçülmesi

XRD analizi için örnekler sinter sonrası, 11x8x4 mm olacak şekilde istenen boyutlarda elde edilmiştir.

3.3. Hidrotermal Yaşlandırma Uygulanması

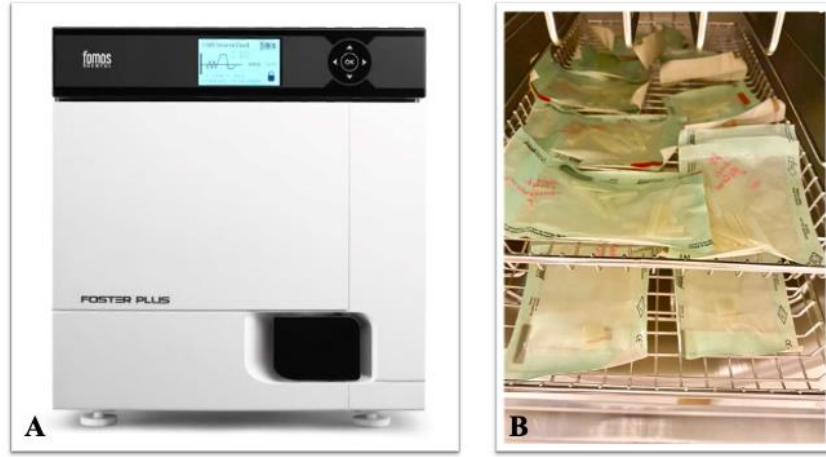
Ceramill Zolid, Ceramill Zolid HT+ Preshades, Ceramill Zolid Gen-X ve Ceramill Zolid FX Multilayer örnekler, 2 farklı sinter sonrası kontrol grubu ve hidrotermal yaşlandırma işlemine göre her grupta 10 örnek olacak şekilde 4 alt gruba ayrılmıştır.

Tablo 3.4. Çalışma Gruplarına Uygulanan İşlemler ve Grup Kodları

		Kontrol (C)	Hidrotermal Yaşlandırma (A)
ZOLİD (Z)	Klasik Sinter (S)	ZSC	ZSA
	Hızlı Sinter (R)	ZRC	ZRA
HT+ (H)	Klasik Sinter (S)	HSC	HSA
	Hızlı Sinter (R)	HRC	HRA
GEN-X (G)	Klasik Sinter (S)	GSC	GSA
	Hızlı Sinter (R)	GRC	GRA
FX (F)	Klasik Sinter (S)	FSC	FSA
	Hızlı Sinter (R)	FRC	FRA

Ayrıca XRD analiz örnekleri, kontrol grubu ve hidrotermal yaşlandırma grubu olarak alt gruplara ayrılmıştır.

Hidrotermal yaşlandırma gruplarındaki örnekler, ISO 13356'ya göre standart buharlı otoklav (Foster Plus, Fomos Medical Instrument Co. Ltd., Çin) sterilizasyon koşullarında 134°C, 0.2 MPa basınçta 10 saat yaşlandırılmıştır (Şekil 3.10).



Resim 3.10. Örneklerin buharlı otoklavda (A) yaşlandırılması (B)

3.4. X-Işını Kırınımı (XRD) Analizi

XRD analizi, tetragonal-monoklinik faz transformasyonunu değerlendirmek için Erciyes Üniversitesi Teknoloji Araştırma ve Uygulama Merkezi'nde yapılmıştır. Monolitik zirkonya örnekleri XRD analizi için cihazın tutucusuna sabitlenerek cihaza yerleştirilmiştir. 16 zirkonya örneğinin faz bileşenleri monokromatik $\text{CuK } \alpha$ ışını kullanan X-ışını difraktometre (Empyrean, Malvern Panalytical, Malvern, Birleşik Krallık) ile 2θ , $5-90^\circ$ açıları arasında, $0,02^\circ$ adım aralığında, her bir adımda 200 s bekleyerek analiz edilmiştir (Resim 3.11). Örneklerin işlem gören yüzeylerinde, 40 mA akım ve 45 kV voltaj değerleri ayarlanarak tarama işlemi yapılmıştır. Taramaların sonucunda oluşan difraksiyon grafikleri sistemle uyumlu bir bilgisayar yazılımıyla (HighScore Plus, Malvern Panalytical, Malvern, Birleşik Krallık) incelenmiştir. Her örnekte yoğunluğun arttığı bölgelerdeki en yüksek pik değerleri ve bu değerlerin gözlendiği difraksiyon açıları kaydedilmiştir.



Resim 3.11. Örneklerin XRD analizi için kullanılan X-ışını difraktometre cihazı

Yapılan işlemlerin monoklinik faz içeriği üzerindeki etkisi, aşağıdaki formül (Garvie ve Nicholson, 1972) kullanılarak hesaplanmış ve değerlendirilmiştir:

$$X_M = \frac{I_{M(111)} + I_{M(111^-)}}{I_{M(111)} + I_{M(111^-)} + I_{T(101)}}$$

X_M : Monoklinik fazın göreceli miktarı

I : Faz yoğunluğunun en yüksek değeri

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

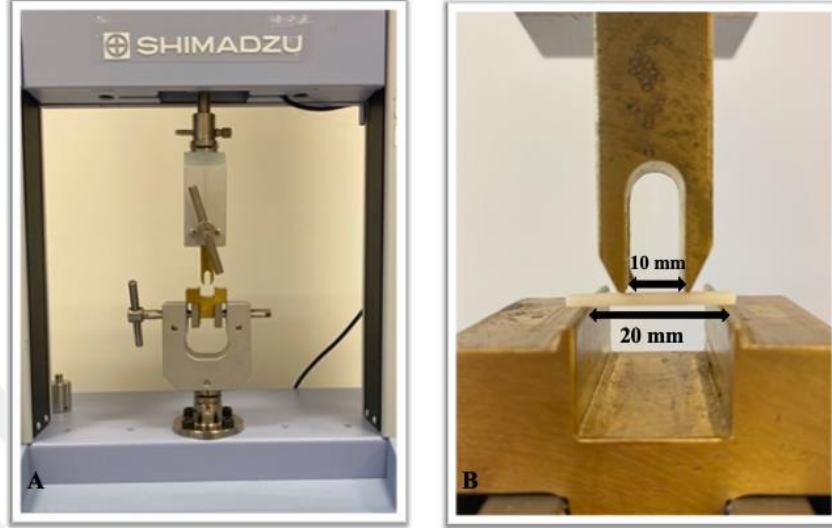
$M(111^-)$: Monoklinik faza ait (111⁻) kristal geometrisi gösteren düzlem

$T(101)$: Tetragonal faza ait (101) kristal geometrisi gösteren düzlem

3.5. Dört Nokta Eğme Testinin Uygulanması

ISO standartlarına göre dört nokta eğme testi, Ordu Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Araştırma Laboratuvarı'nda Universal test cihazı (AGS X, Shimadzu, Kyoto, Japonya) kullanılarak gerçekleştirilmiştir. Pirinçten yapılmış düzeneğin altta yer alan destekleyici yapılarının arasındaki mesafe 20 mm olup, örnekler bu yapıya merkezde olacak şekilde yerleştirilmiştir. Aralarında 10 mm mesafe bulunan ve kuvvet

uygulayan üst yapılar, örneğin uzun aksına dik ve tam ortaya gelecek şekilde ayarlanmış, test 1 mm/dk kafa hızında kuvvet uygulanarak gerçekleştirilmiştir (Resim 3.12).



Resim 3.12. ISO standartlarına göre hazırlanan test düzeneği (A), destekleyici yapılar ve kuvvet uygulayıcı uçlar arası mesafenin ölçümü (B)

Eğilme dayanımı $\sigma = 3Pl/4bd^2$ denklemi kullanılarak hesaplanmıştır, kırılma kuvveti (P) N cinsinden değer olup, l mm olarak destekler arasındaki mesafe, b mm olarak örnek genişliği ve d örneğin mm cinsinden yüksekliğidir.

3.6. Taramalı Elektron Mikroskobu ile Tanecik Boyutlarının Belirlenmesi

Taramalı elektron mikroskobu (SEM) analizi Erciyes Üniversitesi Teknoloji Araştırma ve Uygulama Merkezi'nde gerçekleştirilmiştir. Her gruptan rastgele birer örnek seçilmiş, daha sonra örneklerin yüzeyinde bulunan debrisleri uzaklaştırmak için ultrasonik temizleyicide (Bandelin Sonorex RK 255H, Bandelin Electronic, Berlin, Almanya) 15 dakika boyunca distile suda temizlenmiş, ölçümün yapılacağı örnek yüzeyleri %96'lık etanol ile yıkanmış ve kurulanmıştır. Seçilen 16 örneğin yüzeyi, altın kaplama cihazı (SC7620 Mini Sputter Coater, Quorum Technology Ltd., Laughton, Birleşik Krallık) ile altın kaplanmıştır (Resim 3.13). Örnek yüzeyleri, tane boyutlarının değerlendirilmesi için taramalı elektron mikroskobu (GeminiSEM 500, Carl Zeiss AG, Oberkochen, Almanya) ile x10000 ve x30000 büyütmelerde incelenmiştir (Resim 3.14).



Resim 3.13. Altın kaplama cihazı



Resim 3.14. Örneklerin incelendiği SEM cihazı

3.7. Verilerin İstatistiksel Analizi

Bu tez çalışmasında elde edilen dört nokta eğme testi verileri istatistiksel olarak analiz edilmiştir. Grup varyanslarının homojenliği Levene testi ile kontrol edildikten sonra, elde edilen eğme dayanımı değerlerinin, materyallere, sinter tipine ve yaşlandırma işlemine göre farklılık gösterip göstermediği üç yönlü varyans analizi (Three-way ANOVA) ile belirlenmiştir. Materyal gruplarına uygulanan işlemler arasındaki farklılıkları belirlemek için ise Tukey HSD çoklu karşılaştırma testi kullanılmıştır. Analiz sonuçları $p < 0.05$ önem seviyesinde anlamlı kabul edilmiştir.

Tüm istatistiksel analizler SPSS 26.0 programı (SPSS; Chicago, IL, ABD) kullanılarak yapılmıştır.



4. BULGULAR

Bu tez çalışmasında monolitik zirkonyum örneklerine uygulanan farklı sinterleme prosedürleri sonrası hidrotermal yaşlandırma işlemlerinin materyalin mekanik özellikleri, faz değişimi ve gren boyutu üzerine etkileri incelenmiştir. Materyallerin dayanıklılığını ölçmek için dört nokta eğme testi uygulanmıştır. Faz değişimi X-Ray difraktometre ile ölçülmüş, gren boyutu taramalı elektron mikroskobu kullanılarak belirlenmiştir. Elde edilen veriler istatistiksel olarak değerlendirilmiştir.

4.1. Dört Nokta Eğme Testi Bulguları

Eğme testinden elde edilen veriler, Levene homojenite testi kullanılarak analiz edilmiş ve varyansların homojen dağılım gösterdiği belirlenmiştir ($p>0.05$). Materyal türü, sinter tipi, yaşlandırma işlemi ve bunların arasındaki etkileşimin materyalin eğme dayanımına etkisini belirlemek için üç yönlü varyans analizi (ANOVA) testi kullanılmıştır. Test sonucunda, değişkenlerin ve bunların etkileşimlerinin dört nokta eğme testi üzerinde anlamlı derecede etkili olduğu bulunmuştur ($p<0.05$) (Tablo 4.1).

Tablo 4.1. Eğme dayanımı değerlerinin varyans analiz tablosu

Varyasyon Kaynakları	Serbestlik Derecesi	Düzeltilmiş Kareler Toplamı	Düzeltilmiş Kareler Ort.	F-Değeri	p-Değeri
Materyal	3	386730	128910	83,63	0,000
Sinterleme	1	8985	8985	5,83	0,017
Yaşlandırma	1	9659	9659	6,27	0,013
MateryalxSinter İnt.	3	17956	5985	3,88	0,010
MateryalxYaşlandırma İnt.	3	20177	6726	4,36	0,006
SinterxYaşlandırma İnt.	1	38095	38095	24,71	0,000
MateryalxSinterxYaşlandırma İnt.	3	14693	4898	3,18	0,026
Hata	144	221978	1542		
Genel	159	718272			

Elde edilen verilerin üç yönlü varyans analizi (ANOVA) sonuçlarına göre; eğme dayanımı değerleri sırasıyla, Ceramill Zolid Preshade grubu için $293,3 \pm 49,09$ MPa ile $341,41 \pm 54,47$ MPa, Ceramill Zolid HT+ Preshade grubu için $196 \pm 16,47$ MPa ile $298,77 \pm 29,39$ MPa, Ceramill Zolid Gen-X Multilayer grubu için $236,08 \pm 37,88$ MPa ile $314,15 \pm 55,33$ MPa ve Ceramill Zolid FX Multilayer için $167,97 \pm 20,07$ MPa ile $196,18 \pm 23,94$ MPa arasında olduğu görülmüştür.

Dört nokta eğme testi uygulanan gruplardan test sonucunda Newton cinsinden elde edilen eğilme dayanımı değerleri MPa olarak hesaplanmıştır. Elde edilen verilere ait ortalama, standart sapma, minimum ve maksimum değerleri Tablo 4.2.'de gösterilmiştir.

Tablo 4.2. Gruplara ait eğilme dayanımı verileri

Materyal	Sinter Tipi	Yaşlandırma İşlemi	N	Ortalama	SS	%95 Güven Aralığı	
						En Düşük	En Yüksek
Zolid	S	C	10	341,41	54,47	294,419	438,136
		A	10	293,3	49,09	237,928	376,693
	R	C	10	332,14	31,04	286,709	371,314
		A	10	310,31	39,01	267,128	365,639
HT+	S	C	10	298,77	29,39	267,336	364,665
		A	10	196	16,47	165,827	223,054
	R	C	10	232,98	29,87	195,098	287,597
		A	10	256,11	57,63	197,037	352,263
Gen-X	S	C	10	249,84	44,45	203,084	331,385
		A	10	236,08	37,88	195,766	306,602
	R	C	10	273,94	52,7	216,837	346,814
		A	10	314,15	55,33	243,776	376,412
FX	S	C	10	188,93	21,04	162,551	234,348
		A	10	167,97	20,07	147,571	212,973
	R	C	10	176,41	27,68	148,271	230,134
		A	10	196,18	23,94	167,574	237,148

S: Klasik Sinter, R: Hızlı Sinter, C: Kontrol, A: Hidrotermal Yaşlandırma

CAD/CAM materyalleri içinde en yüksek eğme dayanımı değerleri Ceramill Zolid Preshade grubunda tespit edilirken, en düşük değerler Ceramill Zolid FX Multilayer grubundadır. En düşük dört nokta eğme dayanımı verileri, tüm klasik sinterlenen materyallerin yaşlandırma işlemi uygulanan gruplarında gözlenmiştir. En

yüksek eğme dayanımı verileri ise Ceramill Zolid Preshade ve Ceramill Zolid HT+ Preshade için klasik sinterleme yapılan yaşlandırma uygulanmayan gruplarda görülürken, Ceramill Zolid Gen-X Multilayer ve Ceramill Zolid FX Multilayer için hızlı sinterleme yapılan yaşlandırma işlemi uygulanan gruplarında tespit edilmiştir

Eğme dayanımı değerlerinin, CAD/CAM materyalleri ve uygulanan işlemlerin her birinin karşılaştırılmasında tek yönlü varyans analizi (ANOVA) testi kullanılmıştır. Yapılan test sonucunda gruplar arasındaki farklılık istatistiksel olarak anlamlı bulunmuştur ($p<0,00$). Bu farklılıkla birlikte yapılan üç-yönlü ANOVA sonucunda materyal, sinter ve yaşlandırma üçlü interaksyonu istatistiksel olarak anlamlı bulunmuştur ($p=0.026$). Farklı gruplar %5 anlamlılık düzeyinde yapılan Tukey çoklu karşılaştırma testi ile belirlenmiş ve sonuçları Tablo 4.3'te harfler şeklinde gösterilmiştir.

Tablo 4.3. Dört nokta eğme dayanımı testi verilerine ait ortalama, standart sapma değerleri (MPa) ve Tukey çoklu karşılaştırma testi sonuçları

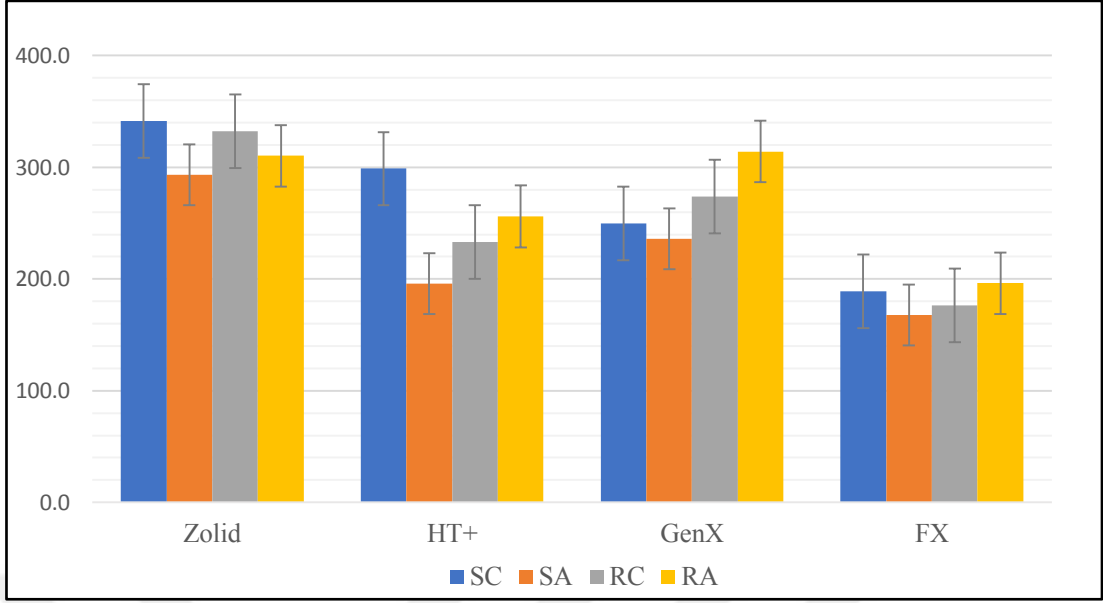
Materyal	Sinter	Kontrol			Yaşlandırma		
		N	Ortalama	Std. Sapma	N	Ortalama	Std. Sapma
Zolid	S	10	341,41Aa ^A	54,47	10	293,30Aa ^A	49,09
	R	10	332,14Aa ^A	31,34	10	310,31Aa ^A	39,01
HT+	S	10	298,77Aa ^{BC}	29,39	10	196,00Ab ^{BC}	16,47
	R	10	232,98Ba ^{BC}	29,87	10	256,11Aa ^{AB}	57,63
Gen-X	S	10	249,84Aa ^{AB}	44,45	10	236,08Ba ^{AB}	37,88
	R	10	273,94Aa ^{AB}	52,70	10	314,15Aa ^A	55,33
FX	S	10	188,93Aa ^C	21,04	10	167,97Aa ^C	20,07
	R	10	176,41Aa ^C	27,68	10	196,18Aa ^B	23,94

P Materyal: 0,000; Sinter: 0,017; Yaşlandırma: 0,013
Materyal×Sinter İnt.: 0,010;
Materyal×Yaşlandırma İnt.: 0,006;
Sinter×Yaşlandırma İnt.:0,000
Materyal×Sinter×Yaşlandırma İnt.: **0,026**

Aynı materyal ve yaşlandırma durumunda ortak büyük harfi olmayan sinterleme ortalamaları arasındaki fark anlamlıdır ($p<0,05$)

Aynı materyal ve sinterleme durumunda ortak küçük harfi olmayan yaşlandırma ortalamaları arasındaki fark anlamlıdır ($p<0,05$)

Aynı sinterleme ve yaşlandırma durumunda ortak üs büyük harfi olmayan materyal arasındaki fark anlamlıdır ($p<0,05$)



Şekil 4.1. Farklı sinter ve yaşlandırma işlemleri sonrası farklı içerikteki yttrium ile stabilize zirkonyaların eğilme dayanımlarının ortalama değerleri ve standart sapmaları

Aynı materyal ve yaşlandırma için farklı sinterleme işlemleri değerlendirildiğinde;

- Ceramill Zolid Preshade materyali için hidrotermal yaşlandırma yapılmadığında/yapıldığında farklı sinter işlemi grupları arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark bulunmadığı görülmüştür.
- Ceramill Zolid HT+ Preshade grubuna ait DNET değerlerine bakıldığında, hızlı sinter sonrası eğilme dayanımları ($256,11 \pm 57,63$ MPa), klasik sinter grubuna ($196,0 \pm 16,47$ MPa) göre yüksek olmasına rağmen istatistiksel olarak anlamlı bir fark bulunmazken, yaşlandırma yapılmayan gruplarda klasik sinter grubuna ($298,77 \pm 29,39$ MPa) göre hızlı sinter sonrası ($232,98 \pm 29,87$ MPa) eğilme dayanımının anlamlı derecede düşük olduğu görülmüştür.
- Ceramill Zolid Gen-X Multilayer materyali için hidrotermal yaşlandırma yapılmayan gruplar arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark bulunmazken, yaşlandırma yapılan gruplarda klasik sinter grubuna ($236,08 \pm 37,88$ MPa) göre hızlı sinter işlemi yapılan grupta ($314,15 \pm 55,33$ MPa) eğilme dayanımının anlamlı derecede yüksek olduğu görülmüştür.
- Ceramill Zolid FX Multilayer grubuna ait eğilme dayanımı değerlerine bakıldığında, yaşlandırma yapılan ve yapılmayan gruplarda farklı sinter

işlemleri arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark bulunmadığı görülmüştür.

Aynı materyal ve sinterleme için farklı yaşlandırma işlemleri değerlendirildiğinde;

- Ceramill Zolid Preshade grubuna ait eğilme dayanımı verilerine bakıldığında, klasik veya hızlı sinter uygulanan gruplarda farklı yaşlandırma işlemleri arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark bulunmadığı görülmüştür.
- Ceramill Zolid HT+ Preshade materyali için klasik sinter uygulanan gruplarda, yaşlandırma işlemi yapılmayan gruba ($298,77 \pm 29,39$ MPa) göre yaşlandırma işlemi uygulanan grupta ($196,00 \pm 16,47$ MPa) eğilme dayanımının anlamlı derecede düşük olduğu görülmüştür. Hızlı sinter gruplarında ise, yaşlandırma yapılan ve yapılmayan gruplar arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark bulunmadığı görülmüştür.
- Ceramill Zolid Gen-X Multilayer materyali için eğilme dayanımı değerlerine bakıldığında, farklı sinter işlemleri sonrası yaşlandırma işlemi uygulanan ve uygulanmayan gruplar arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark bulunmamıştır.
- Ceramill Zolid FX Multilayer grubuna ait DNET değerleri incelendiğinde, yaşlandırma işlemine göre gruplar arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark bulunmadığı görülmüştür.

Aynı sinterleme ve yaşlandırma için materyaller arasındaki farklar değerlendirildiğinde;

Klasik sinter uygulanan ve hidrotermal yaşlandırma yapılmayan materyaller için;

- Ceramill Zolid Preshade grubunun ($341,41 \pm 54,47$ MPa) Ceramill Zolid Gen-X Multilayer grubu ($249,84 \pm 44,45$ MPa) ile arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark bulunmazken, Ceramill Zolid HT+ Preshade ($298,77 \pm 29,39$ MPa) ve Ceramill Zolid FX Multilayer ($188,93 \pm 21,04$ MPa) grubuna göre eğilme dayanımı anlamlı derecede yüksek görülmüştür.

- Ceramill Zolid HT+ Preshade grubunun ($298,77 \pm 29,39$ MPa) Ceramill Zolid Preshade grubundan ($341,41 \pm 54,47$ MPa) anlamlı derecede düşük eğilme dayanımı gösterdiği, Ceramill Zolid Gen-X Multilayer ($249,84 \pm 44,45$ MPa) ve Ceramill Zolid FX Multilayer ($188,93 \pm 21,04$ MPa) gruplarıyla ise aralarında istatistiksel olarak anlamlı bir fark olmadığı görülmüştür.
- Ceramill Zolid Gen-X Multilayer materyali ($249,84 \pm 44,45$ MPa), Ceramill Zolid FX Multilayer grubuna ($188,93 \pm 21,04$ MPa) göre anlamlı derecede yüksek eğilme dayanımı gösterirken, diğer materyaller ile arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark bulunmamıştır.
- Ceramill Zolid FX Multilayer grubu ($188,93 \pm 21,04$ MPa), Ceramill Zolid HT+ Preshade grubu ($298,77 \pm 29,39$ MPa) ile arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark bulunmazken, Ceramill Zolid Preshade ($341,41 \pm 54,47$ MPa) ve Ceramill Zolid Gen-X Multilayer ($249,84 \pm 44,45$ MPa) gruplarından anlamlı derecede düşük eğilme dayanımı göstermiştir.

Klasik sinter ve hidrotermal yaşlandırma uygulanan materyaller için;

- Ceramill Zolid Preshade grubu ($293,30 \pm 49,09$ MPa) ile Ceramill Zolid Gen-X Multilayer grubu ($236,08 \pm 37,88$ MPa) arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark bulunmazken, Ceramill Zolid HT+ Preshade ($196,0 \pm 16,47$ MPa) ve Ceramill Zolid FX Multilayer ($167,97 \pm 20,07$ MPa) grubuna göre eğilme dayanımı anlamlı derecede yüksek görülmüştür.
- Ceramill Zolid HT+ Preshade grubunun ($196,0 \pm 16,47$ MPa), Ceramill Zolid Gen-X Multilayer ($236,08 \pm 37,88$ MPa) ve Ceramill Zolid FX Multilayer ($167,97 \pm 20,07$ MPa) gruplarıyla aralarında istatistiksel olarak anlamlı bir fark bulunmazken, Ceramill Zolid Preshade grubundan ($293,30 \pm 49,09$ MPa) anlamlı derecede düşük eğilme dayanımı gösterdiği görülmüştür.
- Ceramill Zolid Gen-X Multilayer grubu ($236,08 \pm 37,88$ MPa), Ceramill Zolid FX Multilayer grubuna ($167,97 \pm 20,07$ MPa) göre anlamlı derecede yüksek eğilme dayanımı gösterirken, diğer gruplar ile arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark bulunmamıştır.

- Ceramill Zolid FX Multilayer grubu ($167,97 \pm 20,07$ MPa), Ceramill Zolid Preshade ($293,30 \pm 49,09$ MPa) ve Ceramill Zolid Gen-X Multilayer ($236,08 \pm 37,88$ MPa) gruplarından anlamlı derecede düşük eğilme dayanımı gösterirken, Ceramill Zolid HT+ Preshade ($196,0 \pm 16,47$ MPa) ile arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark bulunmamıştır.

Hızlı sinter uygulanan ve yaşlandırma işlemi yapılmayan materyaller için;

- Ceramill Zolid Preshade grubunun ($332,14 \pm 31,34$ MPa) Ceramill Zolid Gen-X Multilayer grubu ($273,94 \pm 52,70$ MPa) ile arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark bulunmazken, Ceramill Zolid HT+ Preshade ($232,98 \pm 29,87$ MPa) ve Ceramill Zolid FX Multilayer ($176,41 \pm 27,68$ MPa) grubuna göre eğilme dayanımı anlamlı derecede yüksek görülmüştür.
- Ceramill Zolid HT+ Preshade grubunun ($232,98 \pm 29,87$ MPa) Ceramill Zolid Preshade grubundan ($332,14 \pm 31,34$ MPa) anlamlı derecede düşük eğilme dayanımı gösterdiği, Ceramill Zolid Gen-X Multilayer ($273,94 \pm 52,70$ MPa) ve Ceramill Zolid FX Multilayer ($176,41 \pm 27,68$ MPa) gruplarıyla ise aralarında istatistiksel olarak anlamlı bir fark olmadığı görülmüştür.
- Ceramill Zolid Gen-X Multilayer materyali ($273,94 \pm 52,70$ MPa), Ceramill Zolid FX Multilayer grubuna ($176,41 \pm 27,68$ MPa) göre anlamlı derecede yüksek eğilme dayanımı gösterirken, diğer materyaller ile arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark bulunmamıştır.
- Ceramill Zolid FX Multilayer grubu ($176,41 \pm 27,68$ MPa), Ceramill Zolid HT+ Preshade grubu ($232,98 \pm 29,87$ MPa) ile arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark bulunmazken, Ceramill Zolid Preshade ($332,14 \pm 31,34$ MPa) ve Ceramill Zolid Gen-X Multilayer ($273,94 \pm 52,70$ MPa) gruplarından anlamlı derecede düşük eğilme dayanımı göstermiştir.

Hızlı sinter ve hidrotermal yaşlandırma uygulanan materyaller için;

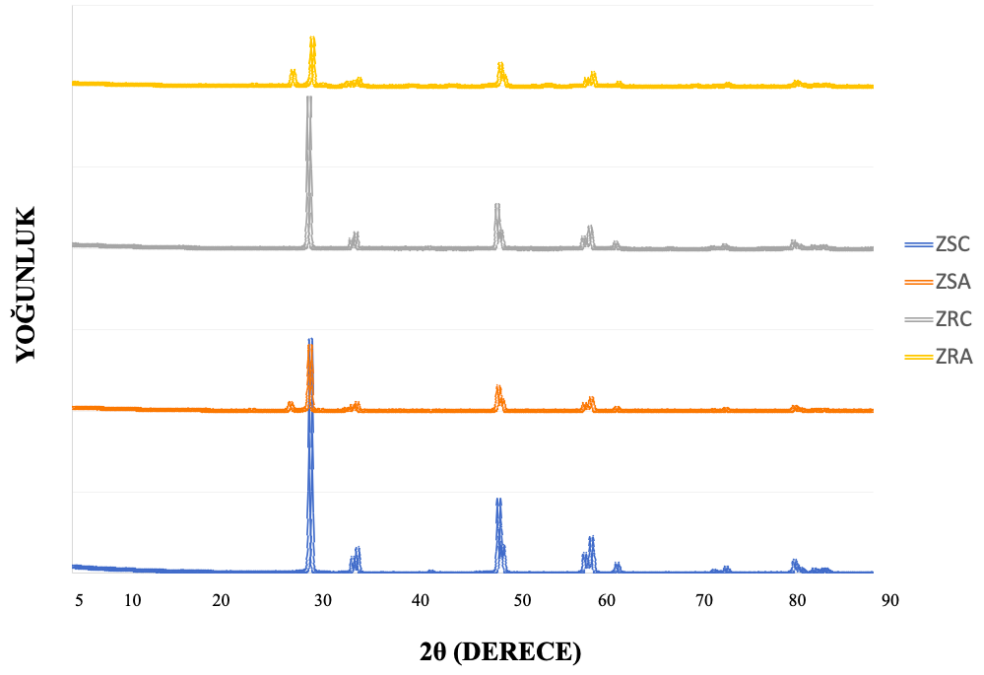
- Ceramill Zolid Preshade grubu ($310,31 \pm 39,01$ MPa), Ceramill Zolid FX Multilayer grubuna ($196,18 \pm 23,94$ MPa) göre anlamlı derecede yüksek eğilme dayanımı gösterirken, diğer gruplar ile arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark bulunmamıştır.

- Ceramill Zolid HT+ Preshade materyali ($256,11 \pm 57,63$ MPa) ile diğer tüm gruplar arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark bulunmamıştır.
- Ceramill Zolid Gen-X Multilayer grubu ($314,15 \pm 55,33$ MPa), Ceramill Zolid FX Multilayer grubundan ($196,18 \pm 23,94$ MPa) anlamlı derecede yüksek eğilme dayanımı gösterirken, diğer gruplar ile arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark bulunmamıştır.
- Ceramill Zolid FX Multilayer materyali ($196,18 \pm 23,94$ MPa), Ceramill Zolid Preshade ($310,31 \pm 39,01$ MPa) ve Ceramill Zolid Gen-X Multilayer ($314,15 \pm 55,33$ MPa) gruplarına göre anlamlı derecede düşük eğilme dayanımı gösterirken, Ceramill Zolid HT+ Preshade grubu ($256,11 \pm 57,63$ MPa) ile arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark bulunmamıştır.

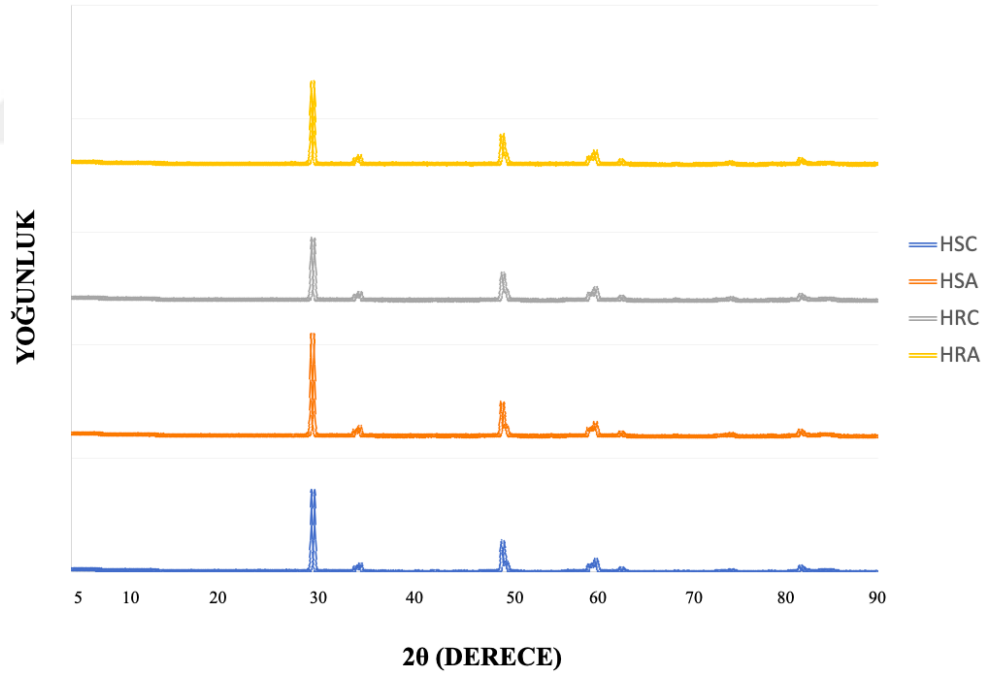
4.2. XRD Analizi Bulguları

Tüm örneklerin yaşlandırma öncesi ve sonrası XRD analiz grafikleri kaydedilmiş olup tetragonal ve monoklinik pik yoğunluklarının değişimi gözlenmiştir. Analizlerde tetragonal pik $30,3^\circ$, monoklinik pik ise $28,2^\circ$ 2θ açıları çevresinde izlenmiştir. XRD pik yoğunluklarından elde edilen verilere göre göreceli monoklinik faz miktarı (XM) değeri 0.404 bulunmuştur.

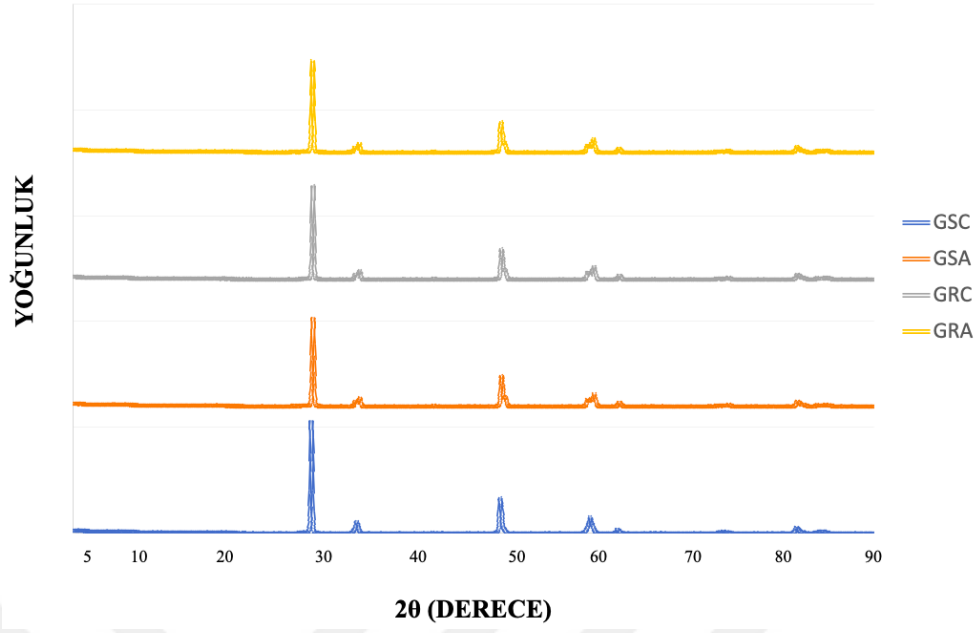
XRD analizleri sonucunda, hem hızlı sinterlenen hem de klasik sinterlenen Zolid gruplarında yaşlandırma işlemi sonrası tetragonal ve monoklinik faza rastlanırken (şekil 4.2); diğer tüm gruplarda sadece tetragonal faz izlenmiştir, tetragonal fazdan monoklinik (t-m) faza dönüşüm gözlenmemiştir (şekil 4.3, 4.4, 4.5).



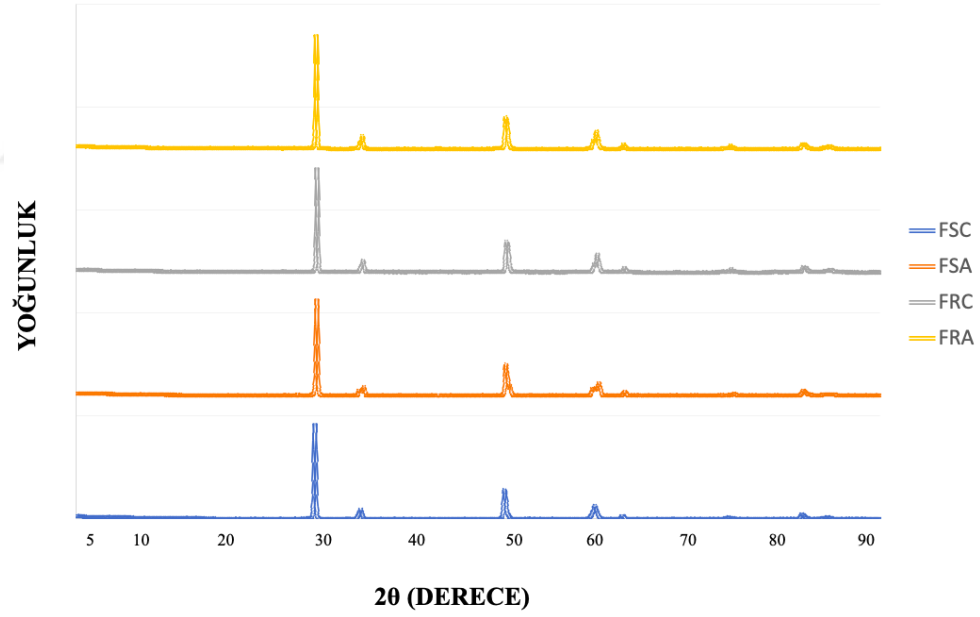
Şekil 4.2. Ceramill Zolid Preshade materyali alt gruplarının XRD analizlerinden elde edilen grafikler



Şekil 4.3. Ceramill Zolid HT+ Preshade materyali alt gruplarının XRD grafiği



Şekil 4.4. Ceramill Zolid Gen-X Multilayer materyali alt gruplarının XRD analizlerinden elde edilen grafikler

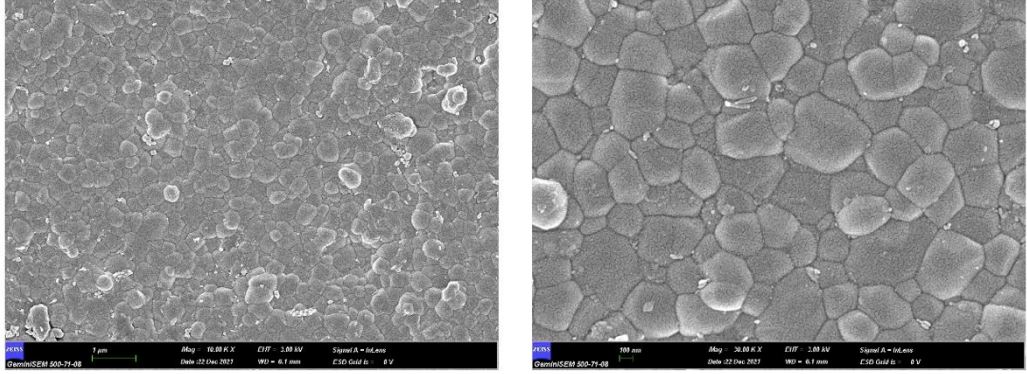


Şekil 4.5. Ceramill Zolid FX Multilayer materyali alt gruplarının XRD analizlerinden elde edilen grafikler

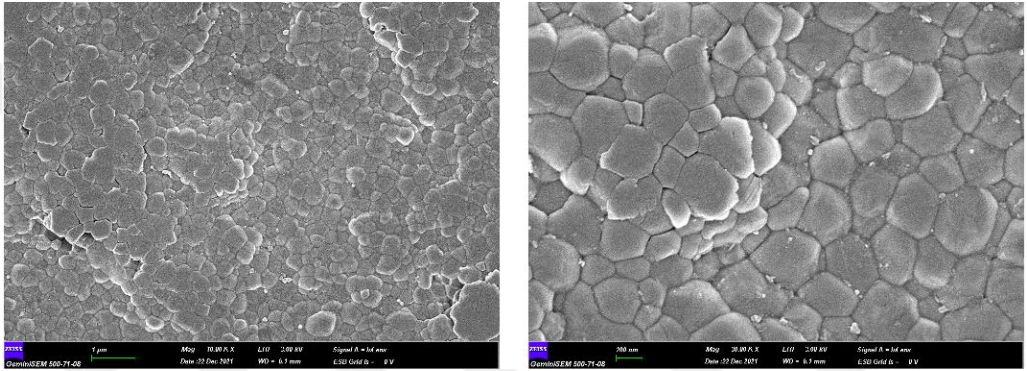
4.3. SEM Analizi Bulguları

Ceramill Zolid Preshade, Ceramill Zolid HT+ Preshade, Ceramill Zolid Gen-X Multilayer ve Ceramill Zolid FX Multilayer materyallerinin alt gruplarından birer örnek rastgele seçilerek, SEM altında x10000 ve x30000 büyütmede incelenmiştir.

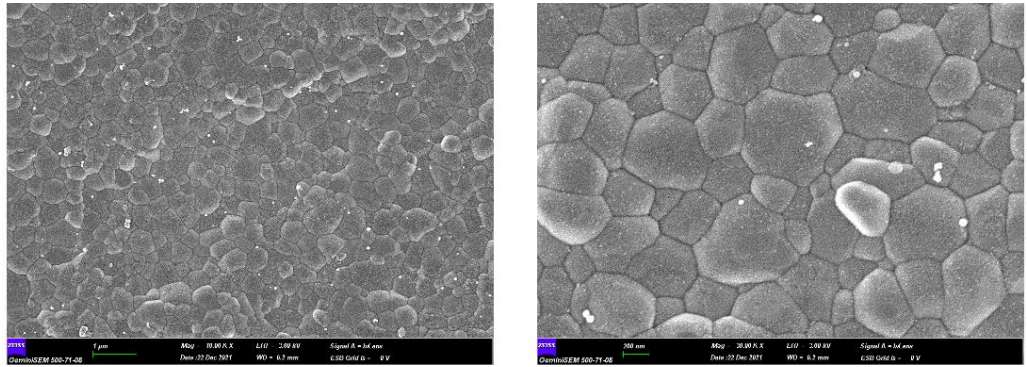
4.3.1. Ceramill Zolid Preshade Materyaline Ait SEM Görüntüleri



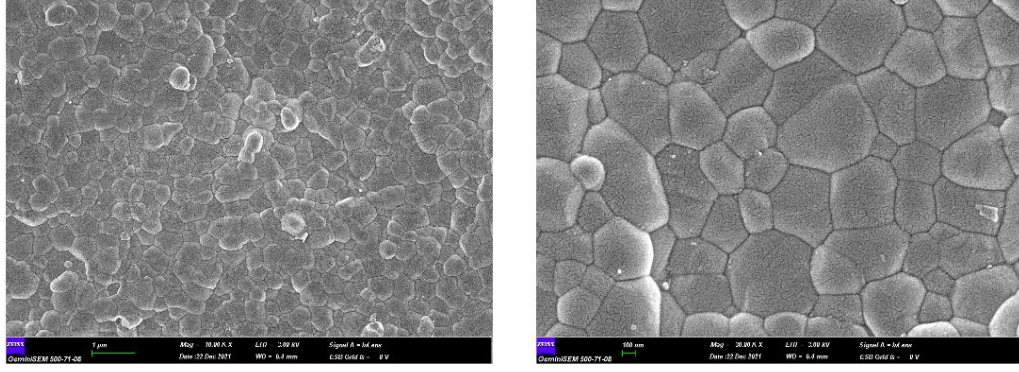
Resim 4.1. ZSC grubuna ait SEM görüntüleri (x10000 ve x30000)



Resim 4.2. ZSA grubuna ait SEM görüntüleri (x10000 ve x30000)



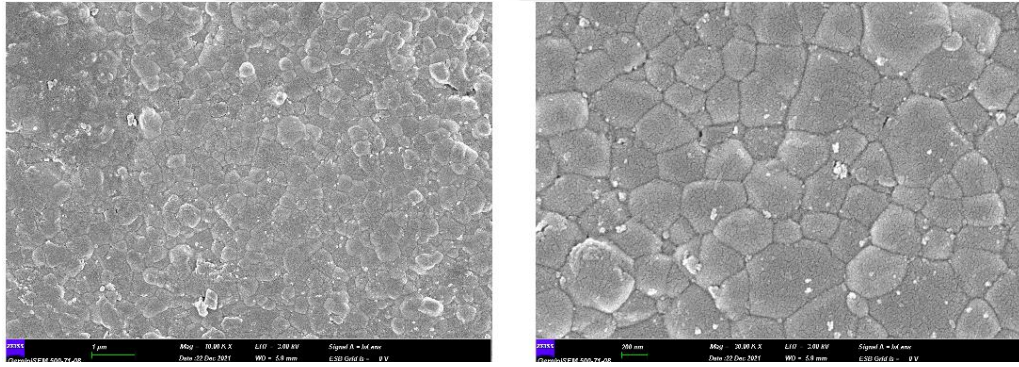
Resim 4.3. ZRC grubuna ait SEM görüntüleri (x10000 ve x30000)



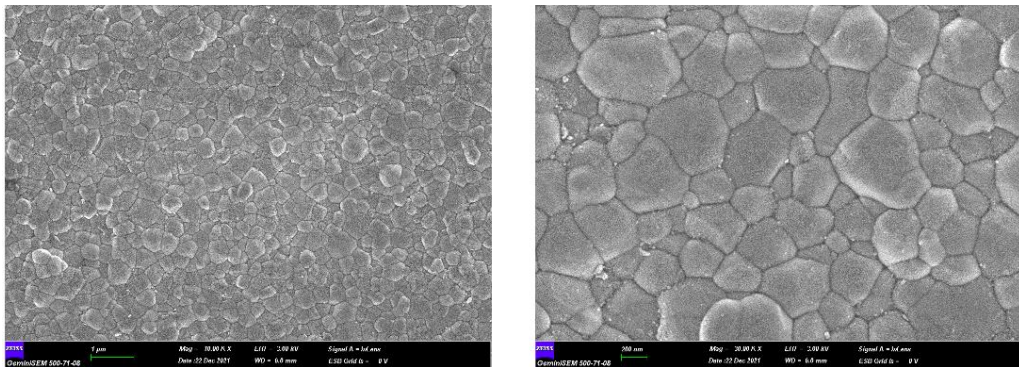
Resim 4.4. ZRA grubuna ait SEM görüntüleri (x10000 ve x30000)

Ceramill Zolid Preshade materyaline ait alt grup örnekleri incelendiğinde, hızlı sinter uygulanan her iki grupta da klasik sinter uygulanan örneklerle göre gren boyutunda artış görülmektedir.

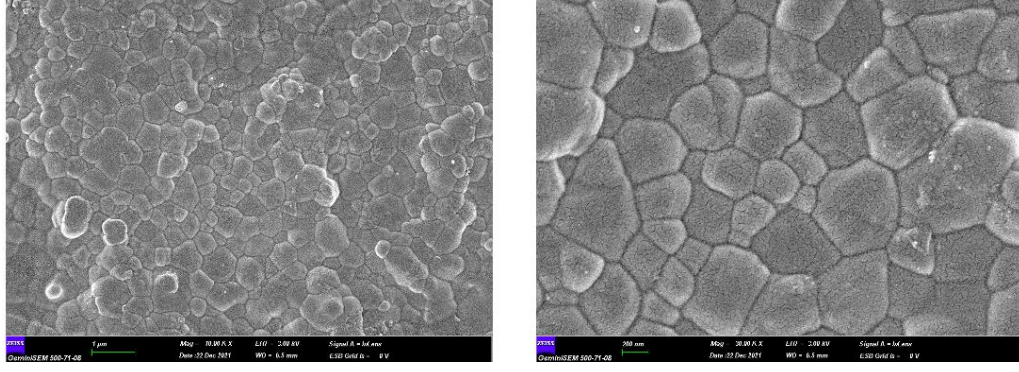
4.3.2. Ceramill Zolid HT+ Preshade Materyaline Ait SEM Görüntüleri



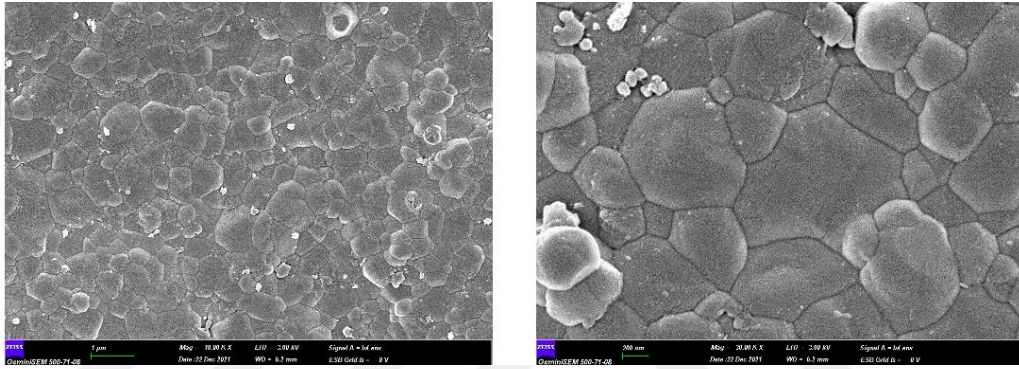
Resim 4.5. HSC grubuna ait SEM görüntüleri (x10000 ve x30000)



Resim 4.6. HSA grubuna ait SEM görüntüleri (x10000 ve x30000)



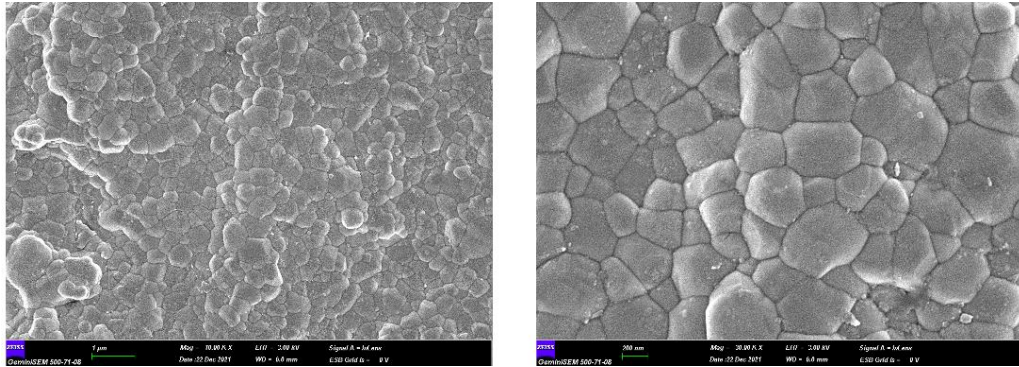
Resim 4.7. HRC grubuna ait SEM görüntüleri (x10000 ve x30000)



Resim 4.8. HRA grubuna ait SEM görüntüleri (x10000 ve x30000)

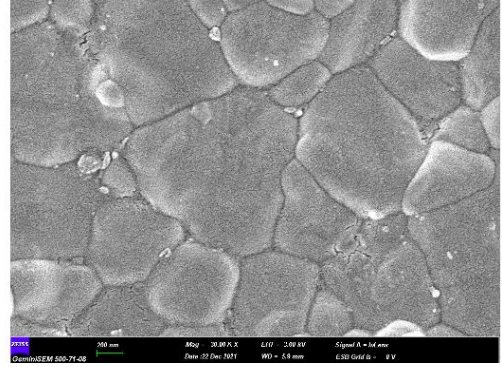
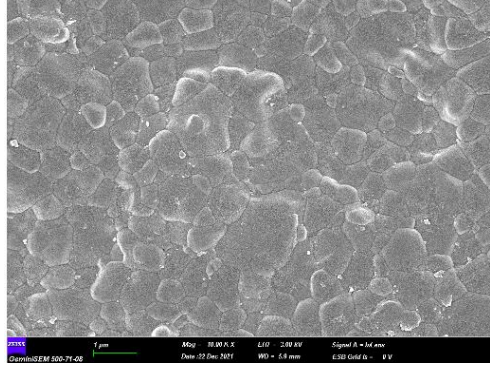
Ceramill Zolid HT+ Preshade materyaline ait SEM görüntüleri incelendiğinde, HSA grubunun gren boyutunun HSC grubuna göre daha büyük olduğu izlenmektedir. Hızlı sinter uygulanan gruplarda ise, yaşlandırma işlemi yapılmayan gruba göre yaşlandırma işlemi uygulanan grupta gren boyutu belirgin derecede daha büyüktür.

4.3.3. Ceramill Zolid Gen-X Multilayer Materyaline Ait SEM Görüntüleri

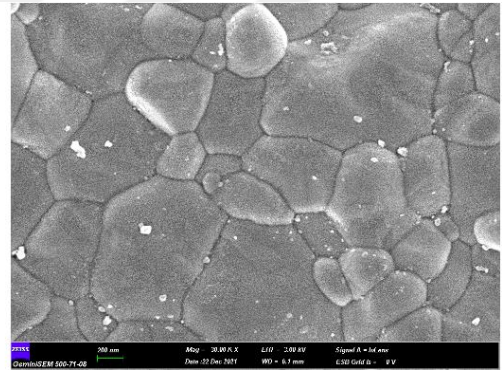
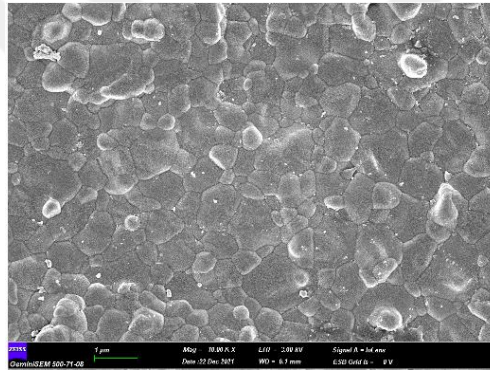


Resim 4.9. GSC grubuna ait SEM görüntüleri (x10000 ve x30000)

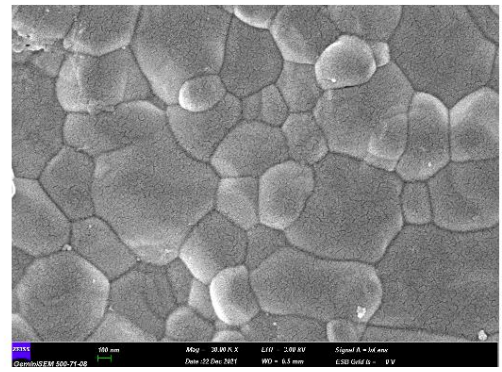
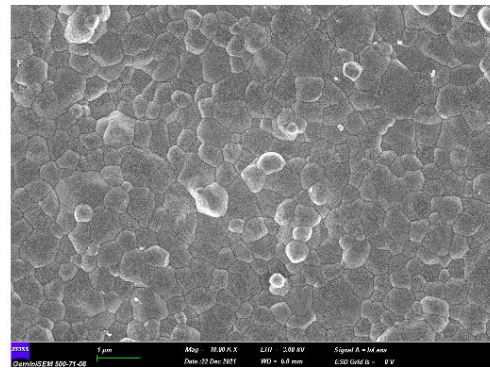
4.3.4. Ceramill Zolid FX Multilayer Materyaline Ait SEM Görüntüleri



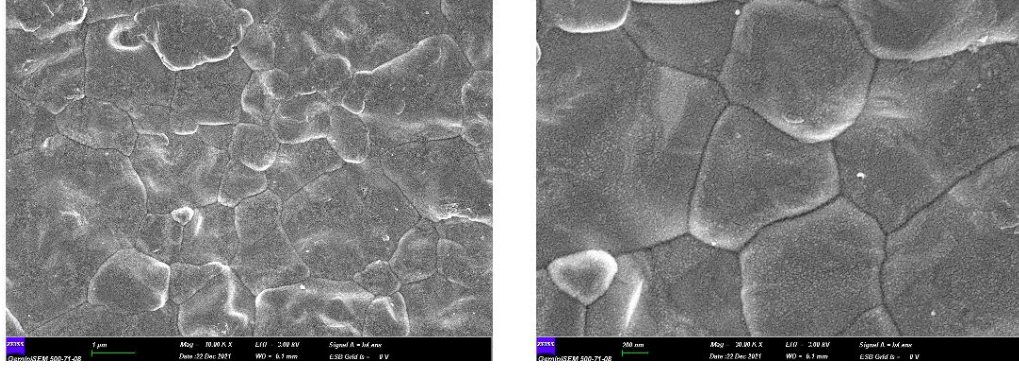
Resim 4.13. FSC grubuna ait SEM görüntüleri (x10000 ve x30000)



Resim 4.14. FSA grubuna ait SEM görüntüleri (x10000 ve x30000)



Resim 4.15. FRC grubuna ait SEM görüntüleri (x10000 ve x30000)

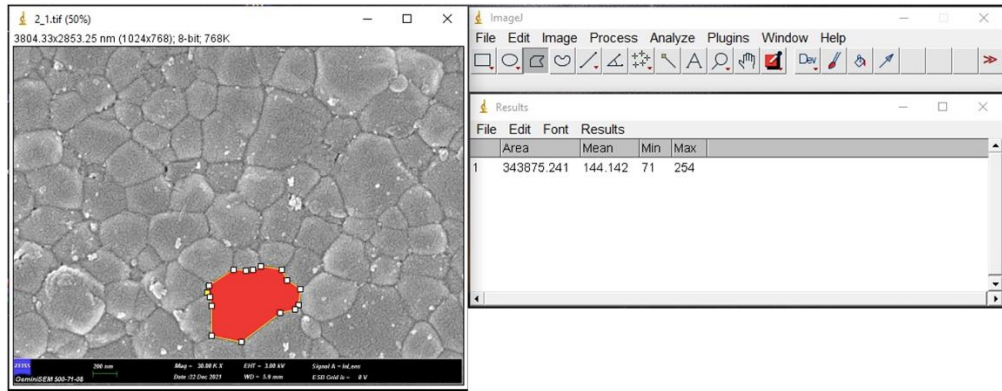


Resim 4.16. FRA grubuna ait SEM görüntüleri (x10000 ve x30000)

Ceramill Zolid FX Multilayer materyaline ait SEM görüntüleri incelendiğinde, FSC, FSA ve FRC grupların gren boyutlarının heterojen bir dağılım gösterdiği izlenmektedir. Klasik sinter grupları arasında gren boyutlarında fark görülmezken, hızlı sinter gruplarında hidrotermal yaşlandırma yapılan grupta gren boyutunda artış izlenmektedir.

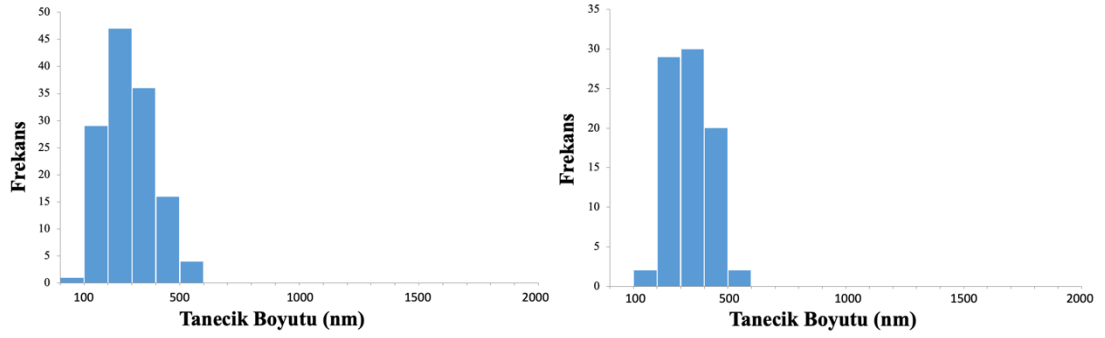
4.4. Gren Boyutu Analizi

Tüm materyallerinin alt gruplarından birer örnek rastgele seçilip SEM altında x30000 büyütmede incelenmiş ve daha sonra ImageJ (version 1.32j, National Institutes of Health, Amerika) programı kullanılarak her grubun gren boyutu hesaplanmıştır (Resim 4.17). Elde edilen veriler kullanılarak gruplara ait gren boyutu histogramları oluşturulmuştur.

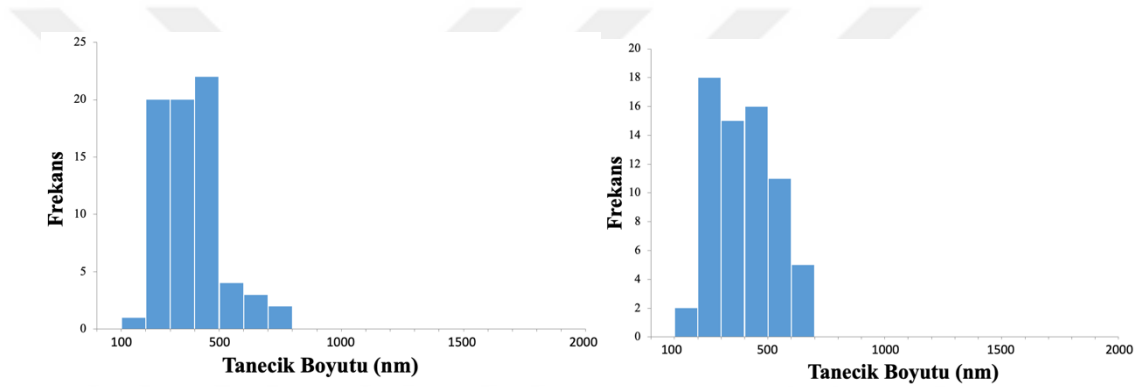


Resim 4.17. ImageJ programında gren boyutu hesaplanması

4.4.1. Ceramill Zolid Preshade Materyaline Ait Gren Boyutu Histogramları

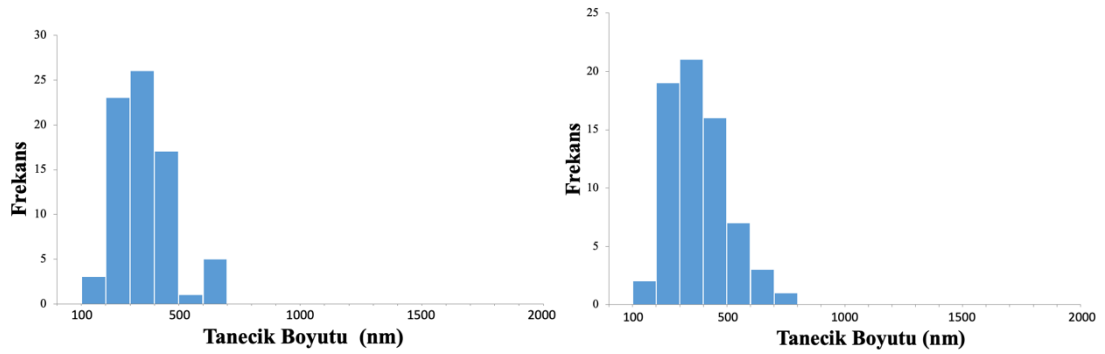


Şekil 4.6. ZSC ve ZSA gruplarına ait gren boyutu grafikleri

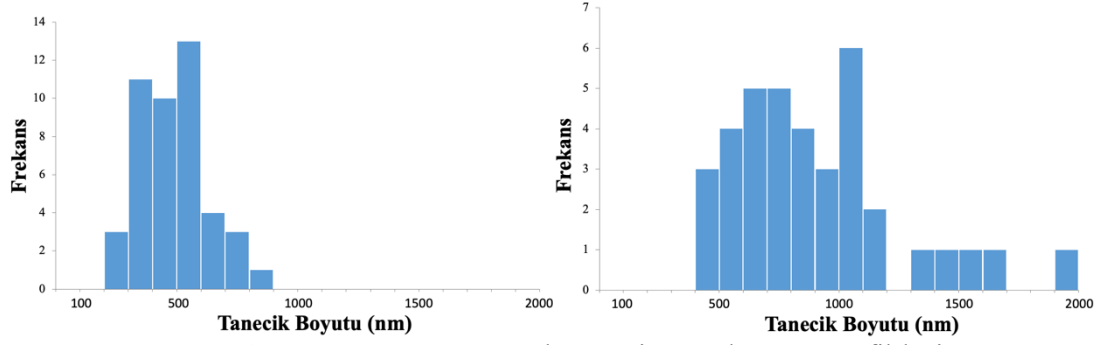


Şekil 4.7. ZRC ve ZRA gruplarına ait gren boyutu grafikleri

4.4.2. Ceramill Zolid HT+ Preshade Materyaline Ait Gren Boyutu Histogramları

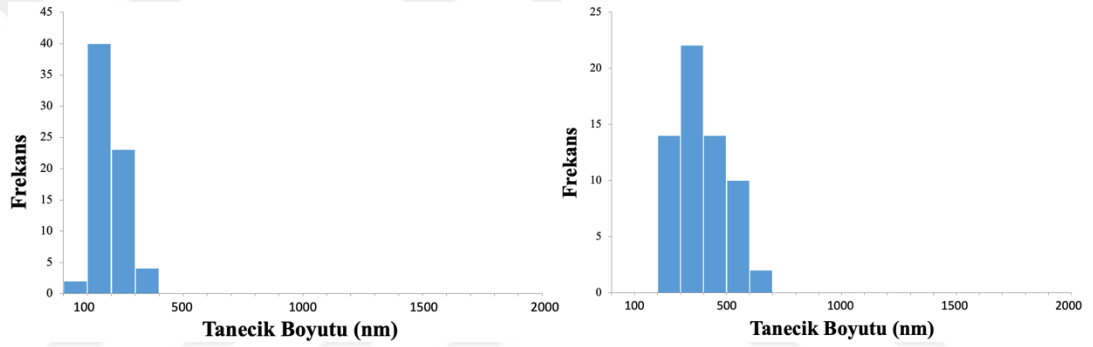


Şekil 4.8. HSC ve HSA gruplarına ait gren boyutu grafikleri

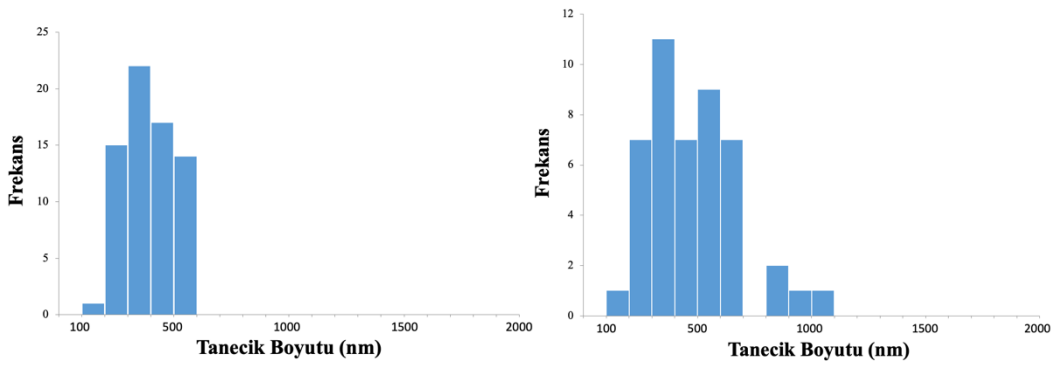


Şekil 4.9. HRC ve HRA gruplarına ait gren boyutu grafikleri

4.4.3. Ceramill Zolid Gen-X Multilayer Materyaline Ait Gren Boyutu Histogramları

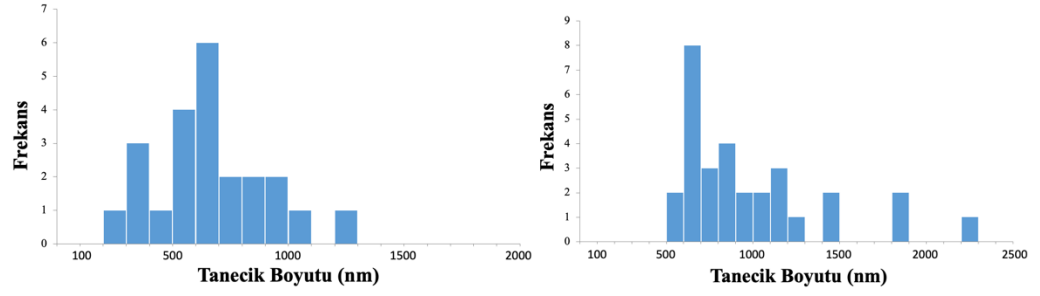


Şekil 4.10. GSC ve GSA gruplarına ait gren boyutu grafikleri

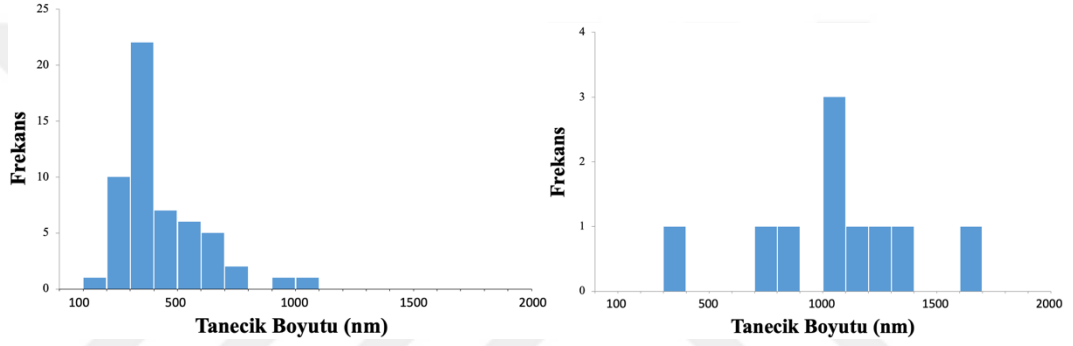


Şekil 4.11. GRC ve GRA gruplarına ait gren boyutu grafikleri

4.4.4. Ceramill Zolid FX Multilayer Materyaline Ait Gren Boyutu Histogramları



Şekil 4.12. FSC ve FSA gruplarına ait gren boyutu grafikleri



Şekil 4.13. FRC ve FRA gruplarına ait gren boyutu grafikleri

5. TARTIŞMA

Bu tez çalışmasında, farklı sinterizasyon süreçleri sonrasında hidrotermal yaşlandırmanın 4 farklı içeriğe sahip monolitik zirkonya materyallerinin eğilme dayanımlarına, faz değişimlerine ve tanecik boyutlarına etkisi incelenmiştir. Bu tez çalışmasının sıfır hipotezleri (H0), elde edilen bulgular doğrultusunda geçersiz sayılmıştır. Elde edilen çalışma bulgularına göre; (1) sinterleme parametrelerinin farklı içerikteki yttrium ile stabilize monolitik zirkonyaların eğilme mukavemetini etkilediği ve (2) farklı materyal seçiminin ve hidrotermal yaşlandırmanın monolitik zirkonyaların eğilme mukavemetini etkilediği görülmüştür.

CAD/CAM teknolojisi, geleneksel porselen veneerlere kıyasla daha yoğun ve homojen olan monolitik kronların üretimini sağlamaktadır (Furtado de Mendonca ve ark., 2019). Yüksek biyouyumlulukları ve uygun mekanik özelliklerinden dolayı yttria stabilize tetragonal zirkonya polikristali seramikleri geleneksel metal destekli seramikler yerine alternatif olarak yaygın şekilde kullanılmaktadır (Inokoshi ve ark., 2014).

Monolitik zirkonya materyali içerdiği yttriumun mol yüzdesine göre %3 mol yttria stabilize tetragonal zirkonya polikristali, %4 mol yttria stabilize tetragonal zirkonya polikristali ve %5 mol yttria stabilize tetragonal zirkonya polikristali olarak sınıflandırılmaktadır (Zhang ve Lawn, 2018). 3Y-TZP, yüksek mukavemet ancak yüksek opaklık sergilediğinden ışık iletimi sınırlıdır (Shahmiri ve ark., 2018; Zhang ve Lawn, 2018). 3Y-TZP'nin bu dezavantajlarının üstesinden gelmek için, 4Y-TZP ve 5Y-TZP materyalleri tanıtılmıştır. Y_2O_3 içeriği artırılıp kübik faz elde edilerek, daha translüsent restorasyonlar elde edilmiştir (Carrabba ve ark., 2017; Camposilvan ve ark., 2018; Zhang ve Lawn, 2018). Bu nedenlerden dolayı bu tez çalışmasında, protetik restorasyonların üretiminde sıklıkla tercih edilen Ceramill Zolid Preshade (3Y-TZP), Ceramill Zolid HT+ Preshade (4Y-TZP), Ceramill Zolid Gen-X Multilayer (4Y-TZP) ve Ceramill Zolid FX Multilayer (5Y-TZP) olmak üzere 4 farklı Y-TZP seramik disk kullanılmıştır.

CAD/CAM ile üretilen örneklerin sinterlenmesi, üretim sürecinin bir parçasıdır. Restorasyonun hem mekanik hem de estetik özelliklerini etkileyen gren boyutu ile sinterleme koşulları, seramiğin nihai özelliklerine etki etmektedir (Mayinger ve ark.,

2021). Geleneksel sinterleme süreleri karşılaştırıldığında, zirkonyanın diğer materyallerden daha uzun üretim sürecine sahip olduğu bilinmektedir. Buna kıyasla hızlı sinterleme işlemi, sinter süresini geleneksel sinter sürecine göre kısaltmaktadır. Hızlı sinterleme işlemi, yüksek ısıtma hızı sayesinde sinterlemenin 2 saatten daha kısa sürede gerçekleşmesini sağlamaktadır (Kaizer ve ark., 2017; Jansen ve ark., 2019; Kauling ve ark., 2020; Lawson ve Maharishi, 2020). Böylece, hızlı sinterlemenin üretimi artırdığı, enerji tasarrufu sağladığı, tek seans diş hekimliğini arttırdığı bildirilmiştir (Jansen ve ark., 2019; Lawson ve Maharishi, 2020; Yang ve ark., 2020). Yapılan çalışmalar, yüksek hızlı sinterlemenin, geleneksel sinterleme protokolleri için gözlemlenenden benzer veya hatta daha yüksek eğilme mukavemetine yol açtığını bildirmiştir (Ebeid ve ark., 2014; Juntavee ve Attashu, 2018; Jansen ve ark., 2019; Öztürk ve Can, 2019).

Birçok araştırmacı, zirkonya seramiklerde sinterizasyon zamanı ve derecesindeki değişikliklerin translüsensi, gren büyüklüğü ve eğilme dayanımına etkisini incelemiştir; ancak bu değişimlerin monolitik zirkonya üzerindeki etkileri halen net bir şekilde açıklanamamıştır (Kim ve ark., 2013; Stawarczyk ve ark., 2013; Cokic ve ark., 2020). Mayinger ve ark.'nın (2021) Ceramill Zolid ve Ceramill HT+ materyallerini kullanarak yaptıkları çalışmada 1450°C (klasik sinter) ve 1580°C'de (hızlı sinter) sinterleme işlemi sonrası materyallerin kırılma dayanımları elde edilmiş ve farklı sinter protokollerinin kırılma dayanımını etkilemediği bulunmuştur. Ersoy ve ark. (2015) zirkonya bloklara üç farklı sinterleme prosedürü uygulamışlar ve en yüksek eğilme dayanımının 1580°C ve 10 dk sinterlenen örneklerde bulunduğunu rapor etmişlerdir. Bu çalışmada da, klasik sinterleme 1450°C' de 2 saat, hızlı sinterleme ise 1580°C'de 10 dakika olacak şekilde uygulanmış ve bu protokollerin Y-TZP örnekler üzerine etkileri değerlendirilmiştir.

Yüzey pürüzlülüğüne ve mikro çatlama neden olabilen t-m dönüşümü sebebiyle Y-TZP'nin mekanik özellikleri belirgin şekilde azalabilmektedir (Chevalier ve ark., 1999; Flinn ve ark., 2012). Tetragonal fazın nemli ortamlara ve/veya yüksek sıcaklıklara (yaklaşık 250°C'ye kadar) maruz kalması, bu dönüşümün meydana gelmesine neden olabilmektedir. Mikro yapı, stresler, kimyasal bileşim ve kübik faz fraksiyonunun, tetragonalden monoklinik faza ilk dönüşümü etkilediği gösterilmiştir

(Flinn ve ark., 2017). Mikro çatlaklar, suyun seramik içinde daha uzağa iletilmesi için bir kanal oluşturur. Transformasyon hızının tükürük, asitler, sıcaklık, nem ve stresler gibi ağız ortamındaki faktörlerin etkileşimlerinden nasıl etkilendiği açık değildir (Chevalier ve ark., 2009; Lughi ve Sergo, 2010). İn-vivo şartlarda maruz kaldıkları etkilerin bu materyallerde oluşturduğu değişimlerin incelenmesi zor ve zaman alıcıdır. Bu sebeple, çeşitli yaşlanma prosedürleri kullanılarak deneysel olarak tahmin edilebilmektedir (Henriques ve ark., 2012; Palla ve ark., 2018; Sarıkaya ve Hayran, 2018). Zirkonya örneklerinin eğilme dayanımını değerlendiren birçok çalışmada, in-vitro yaşlandırma yöntemi olarak otoklavla yaşlandırma işlemi uygulanmıştır (Nakamura ve ark., 2015; Pereira ve ark., 2015; Camposilvan ve ark., 2018; Shen ve ark., 2020). 134°C’de 1 saat yaşlanma, in-vivo olarak 3-4 yıla karşılık gelmektedir (Kontonasaki ve ark., 2020). Bu çalışmada sinterlenen örnekler, standart buharlı otoklav sterilizasyon koşullarında 134°C, 0.2 MPa basınçta 10 saat yaşlandırılmıştır.

Dayanıklılık, bir materyalin maksimum stres değeri olarak tanımlanmaktadır ve dental materyaller için başarısını belirleyen en önemli özelliklerden biridir (Albakry ve ark., 2003; McCabe ve Walls, 2013). Materyalin cinsi, kalınlığı, geometrisi, elastisite modülü, yükleme koşulları gibi özellikler materyalin dayanıklılığını etkilemektedir (Scherrer ve ark., 2010). Kırılma dayanımı testleri ağız içi stres koşullarını tam olarak sağlayamamasına rağmen, araştırmalarda değişkenlerin kontrol edilebileceği standart bir ortam sunmaktadır (Aboushelib ve Wang, 2010). Materyalin eğilme dayanımını etkin şekilde belirlemek için tek eksenli ve çift eksenli eğme testleri kullanılmaktadır (Zeng ve ark., 1996). Dört nokta eğme testi, kuvveti daha geniş bir alana yaymak için tasarlanmıştır (Zeng ve ark., 1998). Üç nokta eğme testindeki işlem tekrarını gerektiren merkezi yükleme alanı içerisinde kırılmanın olmaması durumu dört nokta eğme testi ile tolere edilir (Anusavice ve ark., 2012). Orta noktaya eşit mesafe iki noktadan kuvvet uygulandığında ise, örnekte daha düzgün bir kuvvet dağılımı sağlanmakta ve böylece örneğin daha büyük bir alanı test edilmektedir (Sakaguchi ve Powers, 2012). Bu çalışmada farklı Y-TZP içeriğine sahip zirkonyaların eğme dayanımını değerlendirmek için, ISO 6872 standardına uygun olarak hazırlanan test düzeneğinde dört nokta eğme testi kullanılmıştır (Kaizer ve ark., 2020).

Yüzeyde ya da yüzeye yakın bölgelerde faz değişimini gözlemleyerek zirkonya seramiklerin yaşlanma davranışlarını belirlemek için farklı teknikler mevcuttur

(Deville ve ark., 2005). X-ray difraksiyon (XRD) tekniği ile materyalin kristal yapısı, fiziksel ve kimyasal etkilerin kristal yapı üzerindeki etkisi ve kristal boyutları tespit edilmektedir (Cullity, 1956; Samuel et al., 1989; Pittayachawan, 2009). XRD analizi, zirkonyaya uygulanan yüzey işlemleri ve yaşlandırma sonrasında, monoklinik, tetragonal ve kübik fazların nicel analizinde kullanılmaktadır. Zirkonyum dioksidin difraksiyon grafiğinde, yüzey işlemlerinden önce ve sonra tetragonal fazın tepe noktası farklı seviyelerde görülebilmektedir (Kao ve ark., 2000). Bu çalışmada, hidrotermal yaşlandırma sonrasında; materyallerdeki tetragonal-monoklinik faz dönüşümünü değerlendirebilmek amacıyla XRD analizi kullanılmış, olup örneklerin göreceli monoklinik faz miktarı değerleri (X_m) XRD analizi ile elde edilmiştir.

Yüksek yoğunluklu homojen yapı ve tane boyutu, iyi mekanik özelliklere sahip zirkonya materyalleri için istenen özelliklerdendir (Shahmiri ve ark., 2018; Turon-Vinas ve Anglada, 2018). Ayrıca artan estetik beklentiler, translüsent monolitik zirkonyaların mikroyapısı, bileşimi ve sinterleme parametrelerinde değişikliklere yol açmaktadır. Translüsentiği arttırmak için, üreticiler tarafından tane boyutu arttırılmış, Al_2O_3 içeriği azaltılmıştır. Böylece mekanik ve fiziksel özellikler değiştirilmektedir (Catramby ve ark., 2021). Ancak daha büyük tetragonal taneler sebebiyle metastabilite daha zayıf olduğu ve düşük ısı bozunmasına duyarlılığın arttığı bildirilmiştir (Denry ve Kelly, 2014). Bu tez çalışmasında, farklı sinterleme protokollerinin ve hidrotermal yaşlandırmanın farklı monolitik zirkonya materyallerinin tane boyutlarına etkisini değerlendirmek için SEM görüntüsü alınarak örnekler $\times 10000$ ve $\times 30000$ büyütme altında incelenmiştir.

ISO 6872'ye göre molar diş de dahil üç üyeli protezler için monolitik seramik restorasyonun eğilme mukavemeti 500 MPa olarak tanımlanmıştır (Yu ve Park, 2019). Mevcut çalışmada tüm gruplarda, eğilme dayanımı değeri 500 MPa'dan düşük bulunmuştur. Bu durumun örnek boyutlarının üretilecek restorasyonun hacmiyle aynı olmayıp daha ince bir yapıya sahip olmasından kaynaklandığı düşünülmektedir.

Bu çalışmada kullanılan örneklerden farklı olarak; Özer ve ark (Özer ve ark., 2018), dental uygulamalarda kullanılan monolitik zirkonyanın yüzey işlemlerinin materyalin eğilme dayanımına etkisini araştırdıkları çalışmalarında, örnek kalınlığını

azaltmanın yüzey işleminden bağımsız olarak eğilme mukavemetini önemli ölçüde düşürdüğünü göstermişlerdir.

Literatürde; farklı monolitik zirkonya materyallerinin farklı sinterizasyon prosedürleri sonrası eğilme dayanımını inceleyen çalışmalar mevcuttur (Jansen ve ark., 2019; Jerman ve ark., 2020; Lümekmann ve Stawarczyk, 2021). Farklı sinterizasyon prosedürleri ile birlikte hidrotermal yaşlandırmanın; 3Y-TZP, 4Y-TZP ve 5Y-TZP içerikli zirkonyalara etkilerinin karşılaştırılarak değerlendirildiği çalışma erişilebilen kaynaklar içerisinde bulunamamıştır. Bu çalışmada; farklı yttrium içeriğine sahip monolitik zirkonya materyallerinin klasik ve hızlı sinterleme işlemi sonrası hidrotermal yaşlandırmanın eğilme dayanımına etkisi, dört nokta eğme testi yöntemi kullanılarak değerlendirilmiştir.

Eğilme dayanımı çalışmalarında elde edilen sonuçlar arasındaki farklılıklar test dizaynı ile açıklanabilmektedir (Albakry ve ark., 2003). Örnek hazırlama ve farklı test yöntemlerinin monolitik zirkonya materyallerinin eğilme dayanımlarına etkisini araştıran bir çalışmada (Schatz ve ark., 2016); Ceramill Zolid, Zenostar ZrTranslucent ve DD Bio z^{x2} materyalleri 3 nokta eğme testi, 4 nokta eğme testi ve çift eksenli eğme testi olmak üzere üç farklı yöntemle test edilmiştir. 4 nokta eğme testi sonuçları, zirkonya materyali ve örnek hazırlama yöntemine bakılmaksızın tüm gruplarda en düşük eğilme mukavemeti değerleri göstermiştir. Bu sonucun, test edilen örneklerin yüzey pürüzlülüğü ve örnek boyutlarına yüksek oranda hassasiyet gösteren 4 nokta eğme testinden kaynaklandığı ve böylece örneklerin önemli oranda daha düşük mukavemet değerlerine sahip oldukları belirtilmiştir. 4 nokta eğme testi sonuçlarına bakıldığında, test edilen materyaller arasında en düşük eğilme dayanımı verileri Ceramill Zolid materyalinde (561 ± 24 MPa) elde edilmiştir.

Farklı sinterleme parametrelerinin Ceramill Zolid, Prettau Zirkonya ve e.max ZirCad materyallerinin mikroyapısı, tane boyutu ve 4 nokta eğme mukavemeti üzerine etkisini araştıran bir çalışmada (Catramby ve ark., 2021), Ceramill Zolid kullanılan tüm sinterleme parametreleri (1450°C, 1530°C ve 1600°C) için en düşük eğilme mukavemetinin yanı sıra en düşük güvenilirliği sunmuştur (Z1450: 621.01 ± 138.08 MPa; Z1530: 713.10 ± 175.44 MPa; Z1600: $630 \pm 112,08$ MPa).

Xu ve arkadaşlarının yaptıkları bir çalışmada; üçü geleneksel zirkonya ve ikisi translüsent zirkonya olmak üzere beş farklı materyalden üç nokta, dört nokta ve çift eksenli eğme testi için örnekler oluşturulmuştur. Uygulanan eğme testi sonuçlarına göre en düşük veriler dört nokta eğme testinden elde edilmiştir (Xu ve ark., 2015). 'En zayıf halka teorisine' göre, eğilme mukavemeti, örnek defektlerinden güçlü bir şekilde etkilenir ve en zayıf defekt büyümeye başlar başlamaz kırılma meydana gelmektedir (Lund ve Byrne, 2001). Ayrıca, dört nokta eğme testi örneğinin hacmi, üç nokta eğme testi örneğine göre daha büyük olduğundan kusur bulunma olasılığının daha fazla olabileceği düşünülmektedir. Yapılan benzer çalışmalarda elde edilen yüksek eğilme dayanımı verileri, mevcut çalışmada elde edilmemiştir (Jansen ve ark., 2019; Catramby ve ark., 2021; Lümke mann ve Stawarczyk, 2021). Bu farklılığın nedenlerinden birinin, kullanılan materyallerin farklı üreticilere ve içeriklere sahip olmasından kaynaklandığı düşünülmektedir. Özellikle 5Y-TZP ve 4Y-TZP içerikli zirkonya materyallerinin 4 nokta eğme test düzeneği için hazırlanan uzunlukta dayanımlarının düşük olması endikasyonlarının 3Y-TZP zirkonyalara göre sınırlı olmasının nedenlerinden olabilir.

Diğer sebebin, zımpara ile örnek yüzeylerinin düzenlenmesi işleminin sinterizasyon öncesinde yapılması kaynaklı olabileceği düşünülmektedir. Sinter öncesi ve sinter sonrası uygulanan işlemlerin karşılaştırıldığı bir çalışmada (Schatz ve ark., 2016), araştırmacılar sinter öncesi örneklerle zımpara işlemini elle, sinter sonrası örneklerle makine ile yüzey düzenleme işlemi uygulamışlardır. Farklı zirkonya materyalinden bağımsız olarak, cilalama prosedürleri ölçülen ortalama eğilme mukavemetini büyük oranda etkilemiştir. Sinter öncesi zımparalama işlemi yapılan örneklerde, yüzey pürüzlülüğü daha yüksek bulunmuştur. Sinter sonrası cilalanan örnekler, sinter öncesi cilalanmış örneklerden önemli ölçüde daha yüksek eğilme mukavemeti göstermiştir. Bu sonucun sinter öncesi zımparalanan örneklerin yüzeyinin daha pürüzlü olmasından kaynaklandığı düşünülmektedir. Ayrıca, sinterleme sonrası zirkonyanın faz dönüşümünün ve dönüşüm sertleşmesi mekanizmasının basınç yüzey gerilimlerine yol açabileceği ve böylece eğilme mukavemetinin artabileceği bildirilmiştir.

Bu çalışmada kaydedilen ortalama eğilme mukavemeti değerleri, üreticilerin bildirdikleri ve benzer zirkonya seramikleri için diğer çalışmalarda kaydedilen

değerlere kıyasla daha düşük kaydedilmiştir. Bu durum, örneklerin yüzeyinde sinter sonrası cila eksikliğine de bağlı olabilir. Cilalama, materyal kusurlarından kaynaklanan yüzey artık gerilmelerini ve çatlakları ortadan kaldırabilse de pratikte her zaman uygulanmayan bir prosedürdür, bu nedenle zirkonya seramik restorasyonların düşük ısıda bozulmasına gerçek olandan daha yüksek direnç önererek yanıltıcı sonuçlara yol açabilir. Zirkonya seramikler, yüksek eğilme mukavemetleri nedeniyle dikkat çekmiştir, ancak bu çalışmada kaydedilen değerler, özellikle 4Y-TZP ve 5Y-TZP zirkonyaların olağan okluzal yüklere ve özellikle posterior bölgelere uygulanan yüklere dayanma kabiliyetlerini sorgulamaktadır.

Molar bölgedeki ısırma kuvvetlerinin 300 ila 600 N arasında değiştiği bildirilmiştir (Bakke, 2006), ayrıca diş sıkma ve bruksizm kuvvetleri de önemlidir. Mevcut çalışmada kırılma kuvveti, klinik durumlarda kullanılan kronların geometrisi ile ilişkilendirilemeyen örnek geometrisi ve test yöntemi ile yüksek oranda ilişkili olmasına rağmen, kaydedilen mukavemet değerleri posterior bölgedeki normal okluzal kuvvetlerin altında olup, parafonksiyonel alışkanlıklar ve bruksizm varlığında kırık olasılığı mevcuttur. Ancak, mevcut çalışmadaki materyallerin yüksek kuvvet gelen alanlardaki performansını doğrulamak için uzun süreli in-vivo çalışmaların yapılması gerekmektedir.

Eğilme dayanımı ve faz içeriğini araştırarak 5Y-TZP'nin düşük ısı bozunmasını değerlendirdikleri çalışmada Shen ve ark. (2020); kontrol grubu olarak iki farklı 3Y-TZP materyali kullanmışlar ve tüm örneklerle 20 saat boyunca 134°C'de hidrotermal yaşlandırma uygulamışlardır. Eğme testi sonucunda, mevcut tez çalışması ile paralel olarak hidrotermal yaşlandırmanın eğilme mukavemeti üzerinde anlamlı bir etkisi bulunmamıştır. Ayrıca, 5Y-TZP'nin eğilme mukavemeti, 3Y-TZP'ninkinden önemli ölçüde düşük olduğu bildirilmiştir. Bu da, 5Y-TZP'nin daha yüksek okluzal kuvvetlere maruz kalan posterior dişlerde uygulama için tercih edilmemesi gereken bir materyal olduğunu göstermektedir.

Stabilize zirkonya, metastabil tetragonal faz içermektedir ve bu faz oda sıcaklığında zirkonyumun kütle halinde kullanılmasını sağlamaktadır. Bununla birlikte, tetragonal faz; mekanik streslere maruz kaldığında monoklinik faza dönüşerek çatlak yayılımına karşı direnç kazanmaktadır. Faz transformasyonu mikroçatlakların

etrafındaki alanlarda hacim artışına bağlı sıkışma stresleri oluşturmaktadır. Bu transformasyon sertleşmesi sayesinde çatlak yayılımı önlenmiş olmaktadır. (Garvie ve ark., 1990). Hidrotermal yaşlanma olarak da bilinen düşük ısı bozunması ise, oda sıcaklığında suyun varlığında meydana gelebilen bir yaşlanma olgusudur (Lümkemann ve Stawarczyk, 2021). 3Y-TZP zirkonya malzemelerinin, su moleküllerinin gren sınırlarına nüfuz ederek, tetragonalden monoklinik faz dönüşümüne neden olan hidrotermal yaşlanmaya duyarlı olduğu bilinmektedir (Chevalier ve ark., 1999; Haraguchi ve ark., 2001). Yapılan çalışmalarda daha yüksek kübik faz içeriğine sahip zirkonya materyallerinin, kübik faz dönüşüme uğramadığından yaşlanmaya karşı daha az hassas oldukları bildirilmiştir (Zhang ve ark., 2016; Pereira ve ark., 2018). Bu çalışmada da yapılan XRD analizlerinde, hidrotermal yaşlandırma sonrasında 3Y-TZP zirkonya olan Zolid materyalinde monoklinik faz dönüşümü gözlenirken, kübik faz içeriğine sahip 4Y-TZP (Ceramill Zolid HT+ Preshade ve Ceramill Zolid Gen-X Multilayer) ve 5Y-TZP (Ceramill Zolid FX Multilayer) zirkonyalarda ise monoklinik faz değişimine rastlanmamıştır.

Ceramill Zolid HT+ Preshade ve Ceramill Zolid Gen-X Multilayer, Ceramill Zolid Preshade materyaline göre daha düşük eğilme mukavemeti göstermiştir. Bunun nedeninin, tetragonal fazlarının 3Y-TZP'ye göre daha fazla yttrium içermesi ve dolayısıyla dönüşümünün daha az olmasından kaynaklandığı düşünülmektedir (Camposilvan ve ark., 2018). Bu durum, bu materyalleri hidrotermal yaşlanmaya karşı dirençli kılarken, kırılğan kübik zirkonya fazı nedeniyle 4Y-TZP materyallerinin mekanik özellikleri Zolid kadar yüksek değildir (Zhang ve ark., 2016). Ceramill Zolis FX Multilayer materyali ise en düşük eğilme mukavemeti göstermiştir. 5Y-TZP tetragonal fazla orantılı olarak yaklaşık %53 kübik faz içermektedir. Bu da zirkonyayı hidrotermal yaşlanmaya karşı daha kararlı ve daha dirençli hale getirir, fakat dayanımını azalmaktadır (Zhang ve ark., 2016; Stawarczyk ve ark., 2017). Kaizer ve ark. (2020), Katana Ultra Translucent Multi-Layer (UTML-5Y-PSZ), Super Translucent Multi-Layer (STML-4Y-PSZ), Multi-Layer (ML-3Y-PSZ) materyallerini kullanarak, geleneksel sinterleme sonrası dört nokta eğme testi uygulamışlardır. Sonuçlar mevcut çalışmayla paralel şekilde, en yüksek eğilme dayanımı ML grubunda görülürken onu sırasıyla STML ve UTML takip etmiştir.

Yapılan başka bir çalışmada Abdulmajeed ve ark. (2020), Katana ML (3Y-TZP), STML (4Y-TZP) ve UTML (5Y-TZP) materyallerini kullanmışlardır. Örnekler mekanik ve termal yaşlanma işlemi uyguladıktan sonra çift eksenli kırılma kuvvetleri ölçülmüştür. Elde edilen sonuçlar mevcut çalışmayla benzer şekilde, en yüksek değerden en düşüğe doğru 3Y-TZP, 4Y-TZP ve 5Y-TZP olduğu bildirilmiştir.

Hızlı sinterleme ve önceden renklendirilmiş blokların 4Y-TZP seramiklerin yorulma davranışlarına etkisini değerlendirmeyi amaçlayan Anton ve ark. (2021); Ceramill Zolid DRS Multilayer, Ceramill Zolid Gen-X Multilayer ve Ceramill Zolid HT+ Preshade materyallerinden dört nokta eğme testinde kullanılacak şekilde örnekler elde etmişlerdir. Ceramill Zolid HT+ Preshade ve Ceramill Zolid Gen-X Multilayer geleneksel (1450°C 2 saat), DRS ise hızlı (1580°C 8 dk) bir protokolle sinterlenmiştir. 5 dinamik test protokolü için farklı başlangıç yükleri ayarlanmış, ölçümler 4 nokta eğme mukavemeti cihazı ile yapılmış ve eğme dayanımları hesaplanmıştır. En yüksek değer Ceramill Zolid Gen-X Multilayer materyalinde görülürken, daha sonra onu sırasıyla Ceramill Zolid HT+ Preshade ve Ceramill Zolid DRS Multilayer takip etmiştir. Ceramill Zolid Gen-X Multilayer ve Ceramill Zolid HT+ Preshade için elde edilen sonuçlar, mevcut çalışmayla paralellik göstermiştir. Zirkonyanın eğilme mukavemetinin, pigmentlerin eklenmesinden olumsuz etkilendiği bildirilmiştir (Wen ve ark., 2010; Rada ve ark., 2018). Ayrıca çok katmanlı malzemeler tabakaların farklı içerikleri nedeniyle monokrom malzemelerden daha yüksek iç gerilimlere maruz kalabilmekte, bu da homojen olmayan bir yapıya ve dolayısıyla yorulma davranışında bozulmaya neden olabilmektedir (Elsaka, 2019). Bununla birlikte, Anton ve ark. (2021) yaptıkları çalışmada, Ceramill Zolid HT+ Preshade ile aynı sinterleme parametreleriyle karşılaştırıldığında Ceramill Zolid Gen-X Multilayer daha iyi yorulma davranışı göstermiştir. Farklı renklerle birkaç kez preslenen zirkonya tozu katmanlarının, materyalin sıkıştırmasını artırabileceği ve mekanik özelliklerin iyileştirilmesine yol açabileceği düşünülmektedir. Yorulma davranışındaki iyileşmeyi tam olarak açıklamak için Ceramill Zolid Gen-X Multilayer'ın yapısı ve homojenliği hakkında daha fazla araştırma yapılması gerekmektedir. Mevcut tez çalışmasında da 4Y-TZP içerikleri olan Ceramill Zolid HT+ Preshade ve Ceramill Zolid Gen-X Multilayer aynı sinterleme ve hidrotermal yaşlandırma parametreleriyle

karşılaştırıldığında istatistiksel olarak anlamlı bulunmamasına rağmen, Gen-X daha iyi yorulma davranışları göstermiştir.

Bu tez çalışmasında, sadece klasik ve hızlı sinter parametrelerinin elde edilen DNET bulgularına etkileri değerlendirildiğinde; Ceramill Zolid HT+ Preshade hızlı sinter grubu değerinin ($232,98 \pm 29,87$ MPa), klasik sinter grubuna ($298,77 \pm 29,39$ MPa) göre anlamlı derecede azaldığı görülmüştür. Geri kalan gruplarda, sinterleme protokolünün eğilme mukavemetine etki etmediği, anlamlı bir fark olmadığı ortaya çıkmıştır. Klasik ve hızlı sinter işleminin monolitik zirkonyaya etkisini değerlendiren çeşitli çalışmalar, mevcut çalışmayı destekler nitelikte, farklı sinter parametrelerinin 3Y-TZP ve 5Y-TZP materyallerinin eğilme mukavemetini değiştirmediklerini ortaya koymaktadır (Sen ve ark., 2018; Yang ve ark., 2020). Ebeid ve ark. (2014); farklı sinterleme sıcaklıkları ve sürelerinin, monolitik zirkonya seramiğin (Bruxzir, Glidewell, Frankfurt, Almanya) renk, translüsentlik, yüzey pürüzlülüğü, çift eksenli eğilme mukavemeti ve yüzey sertliği üzerindeki etkisini değerlendikleri çalışmada, üç farklı sinterleme sıcaklığı (1460°C , 1530°C ve 1600°C) ve 3 farklı sinterleme süresine (1, 2 ve 4 saat) göre örnekler alt gruplara ayrılmıştır. Eğme dayanımı testi uygulanan örneklerin, farklı sinterleme parametrelerinin çift eksenli eğilme mukavemetleri üzerinde herhangi bir etki göstermediği görülmüştür. Ayrıca mevcut çalışmayla paralel şekilde, yapılan çalışmalarda hızlı sinterlemeden sonra sabit bölümlü protezlerin kırılma kuvvetinde geleneksel sinterlemeye göre anlamlı bir farkın bulunmadığı bildirilmiştir (Kauling ve ark., 2020; Nakamura ve ark., 2020).

Lümkemann ve Stawarczyk (2021); Ceramill Zi, Ceramill Zolid, Ceramill Zolid HT+, Ceramill Zolid HT+ Preshade, Ceramill Zolid FX ve IPS e.max materyallerini kullanmışlar, 2 farklı sinterleme prosedürü (1450°C ve 1580°C) ve daha sonra hidrotermal yaşlandırma (134°C , 0.2 MPa - 2, 5, 10, 20, 40, 160 saat) işlemi uygulamışlardır. Sonuçlar Ceramill Zolid HT+ materyali değerlendirildiğinde, mevcut tez çalışmasıyla paralel şekilde, hızlı sinter uygulanan grubun eğilme dayanımı değeri (655 ± 77 MPa) klasik sinter uygulanan gruba (734 ± 49 MPa) göre daha düşük bulunmuştur.

Ceramill Zi, Ceramill Zolid ve Ceramill Zolid HT+ zirkonya materyallerinin mekanik özelliklerine sinterleme (1450°C –120 dk ve 1580°C –10 dk) ve yaşlanmanın

(hidrotermal ve termo-mekanik) etkisini araştıran bir çalışmada (Jerman ve ark., 2020); hızlı sinterlemenin 4Y-TZP materyalinin eğilme mukavemetini arttırdığını, 3Y-TZP materyalinde ise eğilme mukavemetine etki etmediği bulunmuştur. Hızlı sinter sonrası eğilme mukavemetindeki artış, kristal yapıların olgunlaşması, tane sınırlarındaki kusurlu alanların azalması ve tane boyutlarının büyümesi ile ilgili olduğu düşünülmektedir. Bu sonuçlar, sinterleme sıcaklığının yükseltilmesi ile elde edilmektedir (Jiang ve ark., 2011; Stawarczyk ve ark., 2013). Artan sinterleme sıcaklığı, zirkonyanın hem mikro yapısını hem de kristal fazlarını etkileyerek monolitik zirkonyanın özelliklerini belirlemektedir. Sinterleme işlemi, materyalde taneler arası gözeneklerin ortadan kaldırılmasını sağlamaktadır. Sinterleme sıcaklığını arttırarak, zirkonya tanelerinin birbirine bağlanma kapasitesi artmakta, katı hal difüzyonuyla birlikte tane sınırlarındaki gözenekleri en aza indirmekte ve materyal yoğunluğunun artmasını sağlayarak mukavemetin artmasına yol açmaktadır. Bu nedenle, yüksek sıcaklıkta olan hızlı sinter gruplarında, geleneksel sinterleme programlarından daha yüksek eğilme mukavemeti elde edildiği düşünülmektedir (Chen ve Wang, 2000; Stawarczyk ve ark., 2013).

Yaşlandırma protokolleri, klinik ortamda mevcut uyaranları tam olarak taklit edemese de materyalin davranışının değerlendirilmesinde önemli bir parametredir. Yaşlandırma işleminin eğilme mukavemetine etkisi değerlendirildiğinde, Ceramill Zolid HT+ Preshade grubu (HSC $[298,77 \pm 29,39 \text{ MPa}]$, HSA $[196,0 \pm 16,47 \text{ MPa}]$) hariç diğer tüm gruplarda anlamlı bir fark olmadığı görülmüştür. Otoklavla yaşlandırma işlemi, birçok çalışmaya benzer şekilde mukavemette anlamlı bir değişikliğe sebep olmamaktadır (Alghazzawi ve ark., 2012; Stawarczyk ve ark., 2016; Camposilvan ve ark., 2018). 3Y-TZP için de hidrotermal yaşlandırmanın, eğilme mukavemeti üzerinde bir etkisinin olmadığı önceki çalışmalarda bildirilmiştir (Nakamura ve ark., 2016; Wille ve ark., 2018). Dapieve ve ark. (2018) yaptıkları bir çalışmada, 3Y-TZP monolitik zirkonyanın otoklavla 20 saat hidrotermal yaşlandırma sonrası eğilme yorulma mukavemetini değerlendirmişlerdir. Çalışmanın sonuçları, mevcut tez çalışmasıyla örtüşecek şekilde 3Y-TZP'nin mukavemetinde yaşlanma işlemi sonrası anlamlı bir değişim olmadığı şeklindedir. Dönüşüm sertleşmesine sahip 2. nesil zirkonya seramiğin kullanımının, literatürde kabul edilebilir performans

göstermesinden dolayı, mekanik ihtiyaçlar için uygun bir seçim olacağı belirtilmiştir (Badami ve Ahuja, 2014).

Mayinger ve ark. (2021), Ceramill Zolid ve Ceramill Zolid HT+ materyallerini kullanarak yaptıkları çalışmada, geleneksel olarak sinterlenen Ceramill Zolid HT+ materyalinden üretilen üç üyeli köprünün termo-mekanik yaşlanma sonrası kırılma kuvvetini ölçmüşlerdir. Yaşlandırmanın, kırılma kuvveti üzerine anlamlı bir etkisinin bulunmadığını ve bu materyalin değerlendirilmesi için daha çok çalışmaya ihtiyaç olduğunu bildirmişlerdir. Ceramill Zi, Ceramill Zolid ve Ceramill Zolid HT+ zirkonya materyallerinin mekanik özelliklerine farklı sinterleme ve yaşlanmanın etkisini araştıran Jerman ve ark. (2020), Ceramill Zolid HT+ materyali için geleneksel sinterleme sonrası hidrotermal yaşlandırmanın, eğilme dayanımını etkilemediği sonucunu bulmuşlardır. Hidrotermal yaşlanmaya karşı materyalin dirençli olması nedeniyle materyalin güvenilirliğinin yüksek olduğunun fakat daha ileri çalışmalar yapılması gerektiğini bildirmişlerdir. Lümekmann ve ark.'nın (2021) yaptıkları çalışmada ise, Ceramill Zolid HT+ materyalinin hidrotermal yaşlandırma sonrası istatistiksel olarak anlamlı olmasa da eğilme dayanımında hafif bir düşüş görülmüştür. Mevcut çalışmada ise, 4Y-TZP materyali için geleneksel sinterleme sonrası yaşlandırma işleminin eğilme mukavemetinde istatistiksel olarak azalmaya neden olduğu, hızlı sinter sonrasında uygulanan yaşlandırma işleminin ise eğilme dayanımını etkilemediği görülmektedir.

Jerman ve ark.'nın yaptıkları farklı bir çalışmada (2021); 3Y-TZP, 4Y-TZP ve 5Y-TZP zirkonya seramiklerinin, optik ve mekanik özelliklerinin test edilmesi ve karşılaştırılması amacıyla geleneksel sinterleme sonrası örnekler hidrotermal ($134 \pm 2^\circ\text{C}$ 'de ve 0.2 MPa'da 5 saat) ve termo-mekanik yaşlandırma uygulanmıştır. Kontrol grubuna (968 MPa) göre hidrotermal yaşlandırma sonrası 4Y-TZP örneklerinin eğilme dayanımında (733 MPa), mevcut tez çalışmasıyla benzer şekilde bir azalma görülmüştür.

Klasik ve hızlı sinter sonrası yapılan yaşlandırma işlemleri sonucunda elde edilen eğme dayanımı verileri değerlendirildiğinde; Ceramill Zolid Gen-X Multilayer materyalinin klasik sinter grubuna ($236,08 \pm 37,88$ MPa) göre hızlı sinter grubunun değeri ($314,15 \pm 55,33$ MPa) istatistiksel olarak anlamlı derecede yüksek bulunmuştur.

Yaşlandırma işlemi uygulanan diğer tüm gruplarda, sinter parametrelerinin eğme dayanımını etkilemediği görülmektedir. Ceramill Zolid Gen-X Multilayer materyalinin eğilme dayanımını inceleyen çok az sayıda çalışma, Zolid ve HT+ materyallerini inceleyen sınırlı sayıda çalışma olmasından dolayı mevcut sonuçların karşılaştırılması sınırlıdır. Aynı zamanda, hızlı sinterlemenin ve yaşlandırmanın zirkonyanın mekanik özellikleri üzerindeki etkisini inceleyen az sayıda araştırma mevcuttur (Jerman ve ark., 2020; Lümkmann ve Stawarczyk, 2021). Zirkonya materyali için optimize edilmiş bir sinterleme protokolü belirleyebilmek için, geniş bir yelpazede farklı yüksek hızlı protokolleri inceleyen ileri çalışmalar yapılmalıdır. Farklı zirkonya kompozisyonları ve nesilleri ile ilgili olarak, farklı sinterleme protokollerine ihtiyaç duyulabilir. Daha fazla in-vitro ve in-vivo çalışmalar mevcut sonuçları doğrulamak ve karşılaştırmak için gereklidir.

Bu çalışmada kullanılan zirkonya örnekler presinterize Y-TZP bloklardan elde edilmiştir. Örnek hazırlama esnasında yüzeyde kompresif stresler ve mikroçatlaklar oluşmaktadır, fakat yapılan final sinterizasyon ısısı sonucu tersine faz transformasyonu (m→t) gerçekleşmektedir. Dolayısıyla kesimden kaynaklanan yüzey hasarları sinterizasyon işleminde elimine edilmektedir. Bu çalışmada yapılan XRD analizlerinde, sinterleme parametrelerinin ZRC grubu hariç zirkonya örneklerinin yüzeyindeki faz dönüşümünü etkilemediği bulunmuştur. Bu çalışma ile kısmen tutarlı olarak, Ebeid ve ark. (2014), sinterleme ısısı ve süresinin değiştirilmesinin monolitik zirkonya yüzeyinde faz dönüşümünü indiklemediğini bildirmiştir.

Yapılan bir çalışmada, ağırlıkça %0.05 Al₂O₃ içeren 3Y-TZP örneklerinin, ağırlıkça %0.25 Al₂O₃ içeren 3Y-TZP örneklerinden hidrotermal yaşlandırma sırasında daha hızlı t-m dönüşümüne uğradığı bildirilmiştir (Zhang ve ark., 2016). Mevcut çalışmada da %0.05 Al₂O₃ içeren Zolid materyali kullanılmış ve hızlı sinterleme işlemi sonrası XRD analizinde monoklinik faz görülmüştür. Bunun sebebinin, azaltılmış bir alümina içeriğinin, stres kaynaklı bozulma nedeniyle tetragonal kararlılığı azaltması olduğu düşünülmektedir.

Zirkonya materyalinin yapısal sağlamlığı ve ideal optik özelliklerinin elde edilebilmesi için tanecik boyutu önemli bir etkidir. Tane boyutu ve dağılımındaki farklılıklar, farklı sinterleme protokollerinden kaynaklanabilmektedir (Matsui et ve

ark., 2009). Daha yüksek bir sinterleme sıcaklığı, daha büyük bir tane boyutu ile sonuçlanabilmektedir (Inokoshi ve ark., 2014).

Bu tez çalışmasında yapılan SEM analizlerinde, Ceramill Zolid Preshade grupları için artan sinterleme sıcaklığı ile birlikte tane boyutunun da arttığı görülmektedir. Ancak tane boyutu ile eğilme mukavemeti arasında anlamlı bir ilişki bulunamamıştır. Tane boyutu, incelenen mekanik özellikleri etkilememiş ve daha büyük tane boyutları anlamlı derecede düşük eğilme mukavemeti ile sonuçlanmamıştır. Çalışmanın sonuçları, yapılan diğer çalışmaların bulgularıyla tutarlıdır (Candido ve ark., 2018; Catramby ve ark., 2021). Marcela ve ark. (2021) da artan tanecik boyutunun her zaman daha düşük eğilme mukavemeti ile sonuçlanmadığını rapor etmişlerdir. Bu sonucun, materyalin içeriğinde yttriumun dağılımı, saflığı ve fazları gibi farklı zirkonya mikroyapılarına sebep olan üretim süreci nedeniyle olduğu düşünülmektedir. Sinter uygulamasının Ceramill Zolid HT+ Preshade ve Ceramill Zolid Gen-X Multilayer grubunun gren boyutu üzerinde etkili olduğu SEM görüntüleri ile desteklenmekte olup, hızlı sinter uygulanan her iki materyale ait SEM görüntüsü incelendiğinde, klasik sinter grubuna göre gren boyutlarında büyüme görülmüştür. Jerman ve ark. (2021); 3Y-TZP, 4Y-TZP ve 5Y-TZP materyallerinin farklı yaşlandırma sonrası gren boyutlarını inceledikleri çalışmada, 5Y-TZP materyali en büyük gren boyutlarını göstermiştir. Mevcut çalışmada da Ceramill Zolid FX Multilayer için benzer sonuçlar elde edilmiş olup, bu durumun kübik kristal faz miktarının artmasıyla ilgili olduğu düşünülmektedir.

Zirkonyanın optimal mekanik özellikleri gösterebilmesi için ideal tanecik boyutunun 0,3 μm olduğu (Sato ve Shimada, 1985), 0,8 μm 'den büyük taneciklerin ise kritik tane büyümesine yakın olduğu bildirilmiştir (Catramby ve ark., 2021). Bu çalışmada ise HRA ve Ceramill Zolid FX Multilayerın tüm grupları hariç tanecik boyutları 0,1-1 μm aralığındadır. HRA da az oranda 1 ila 2 μm arasında taneciklere rastlanmıştır. Ceramill Zolid FX Multilayer da ise tanecik boyutlarının 0,2-2,3 μm arasında değiştiği daha genel bir dağılım gözlenmiştir. Gruplar arasında tanecik boyutları değişmesine rağmen, Ceramill Zolid Preshade hariç materyal yapısında faz dönüşümü olmadığı görülmüştür. Ebeid ve ark. (2014) bu çalışmaya benzer şekilde tanecik boyutundaki değişimin zirkonya yapısındaki faz dönüşümlerine etkili olmadığını bildirmişlerdir.

Bu çalışmanın limitasyonlarından biri, yaşlandırma prosedürü için yalnızca hidrotermal yaşlandırma tipinin kullanılmasıdır. Çalışmada in-vitro yaşlandırma testleri ISO standartlarına uygun olarak yapılmış olsa da gerçekte klinik durumlar farklı sonuçlar oluşturabilir. Ağız içerisini ve okluzal yüklemeyi daha iyi taklit eden dinamik yükleme ile statik yüklemenin birlikte kullanılarak eğilme mukavemetlerinin değerlendirileceği çalışmalar yapılması, kliniğe daha yakın sonuçlar verebilir.

Bu çalışmada, örneklerin köprü şeklinde değil, çubuk şeklinde yapıldığı dikkate alınmalı, sonuçlar bu bakış altında değerlendirilmelidir. Dört nokta eğme testi için ince örnekler kullanıldığından, daha kalın örneklerden çok üyeli sabit protezlerine kadar farklı örnek geometrileri için mevcut bulguları doğrulayan daha fazla araştırmanın değerlendirilmesi faydalı olacaktır. Ayrıca zirkonya seramikleri için optimize edilmiş bir sinterleme protokolü oluşturabilmek için, bu çalışmada uygulanan klasik ve hızlı sinterleme protokollerinin yanında farklı sinterleme protokolleri de araştırılmalıdır.

6. SONUÇ VE ÖNERİLER

Mevcut çalışmada dört farklı Y-TZP disklerden elde edilen örneklerle farklı sinterleme ve hidrotermal yaşlandırma uygulanmıştır. Yapılan işlemlerin zirkonya seramiklerin faz dönüşümüne ve eğilme dayanımına etkisi incelenmiştir. Bu in-vitro çalışmanın deneysel koşulları ve limitasyonları göz önünde bulundurularak elde edilen sonuç ve öneriler şu şekildedir:

1. Çalışmada kullanılan tüm materyaller değerlendirildiğinde, en düşük eğilme dayanımı değerleri Ceramill Zolid FX Multilayer, en yüksek eğilme dayanımı verileri değerleri ise Ceramill Zolid Preshade materyalinde elde edilmiştir.
2. Hızlı sinterleme işlemi sonrası en yüksek eğilme dayanımı değeri Ceramill Zolid Preshade materyaline aitken, en düşük değer Ceramill Zolid FX Multilayer materyalinde görülmüştür. Hızlı sinter sonrası Ceramill Zolid Gen-X Multilayer materyalinde eğilme dayanımı değerleri artarken, Ceramill Zolid HT+ Preshade materyalinde eğilme dayanımı verileri azalmıştır.
3. Yaşlandırma işlemi sonrası sadece Ceramill Zolid HT+ Preshade materyalinin eğilme dayanımı anlamlı derecede azalmıştır. Ceramill Zolid Gen-X Multilayer materyalinin eğilme dayanımı verileri, Ceramill Zolid HT+ Preshade materyalinden yüksek bulunmuştur.
4. Hızlı sinterleme ve yaşlandırma parametrelerinin birlikte eğilme dayanımın etkilerine bakıldığında, Ceramill Zolid Gen-X Multilayer materyalinin eğilme dayanımı değerleri yüksek derecede artmıştır.
5. XRD analizi sonucunda elde edilen değerlere göre tetragonal ve monoklinik faz değerleri hesaplanmıştır. Tek faz dönüşümü Ceramill Zolid Preshade materyalinde hızlı sinterleme sonucu görülmüştür.
6. Tüm materyallerde artan sinterleme sıcaklığı ile birlikte tane boyutunun da arttığı, fakat tane boyutu ile eğilme mukavemeti arasında anlamlı bir ilişki olmadığı görülmüştür. Daha büyük tane boyutu, eğilme dayanımında azalmaya sebep olmamıştır.

7. Daha kısa sinterleme süreleri, maliyet ve zaman açısından avantajlı bir alternatif olduğundan, hızlı sinterleme, geleneksel sinterleme protokollerine geçerli bir alternatiftir.
8. Çalışmada kullanılan üçüncü ve dördüncü nesil materyalleri için literatürde az sayıda çalışma vardır, farklı sinterleme ve yaşlandırma işlemlerinin materyallerin faz dönüşümüne ve eğilme dayanımına etkisinin anlaşılabilmesi için daha fazla çalışma yapılması gerekmektedir.



7. KAYNAKLAR

- Abd El-Ghany, Sherief AH (2016). Zirconia based ceramics, some clinical and biological aspects. *Future Dental Journal*, 2(2), 55–64.
- Abdalla AI, El Zohairy AA, Aboushelib MMN, Feilzer AJ (2007). Influence of thermal and mechanical load cycling on the microtensile bond strength of self-etching adhesives. *American Journal of Dentistry*, 20(4), 250.
- Abdullah A, Muhammed F, Zheng B, Liu Y (2018). An overview of computer aided design/computer aided manufacturing (CAD/CAM) in restorative dentistry. *Journal of Dental Materials and Techniques*, 7(1), 1–10.
- Abdulmajeed A, Sulaiman T, Abdulmajeed A, Bencharit S, Nārhi T (2020). Fracture load of different zirconia types: A mastication simulation study. *Journal of Prosthodontics*, 29(9), 787–791.
- Aboushelib MN, Wang H (2010). Effect of surface treatment on flexural strength of zirconia bars. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 104(2), 98–104.
- Aboushelib MN, Wang H, Kleverlaan CJ, Feilzer AJ (2016). Fatigue behavior of zirconia under different loading conditions. *Dental Materials*, 32(7), 915–920.
- Aeran H, Kumar V, Seth J, Sharma A (2014). Computer aided designing-computer aided milling in prosthodontics: A promising technology for future. *IJSS Case Report & Reviews*, 1(1), 23–27.
- Agingu C, Jiang N, Cheng H, Yu H (2018). Effect of different coloring procedures on the aging behavior of dental monolithic zirconia. *Journal of Spectroscopy*, 2018, 1-7.
- Ahmed WM, Troczynski T, McCullagh AP, Wyatt CCL, Carvalho RM (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.
- Akagawa Y, Ichikawa Y, Nikai H, Tsuru H (1993). Interface histology of unloaded and early loaded partially stabilized zirconia endosseous implant in initial bone

- healing. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 69(6), 599–604.
- Albakry M, Guazzato M, Swain MV (2003). Biaxial flexural strength, elastic moduli, and x-ray diffraction characterization of three pressable all-ceramic materials. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 89(4), 374–380.
- Alhazzawi TF (2016). Advancements in CAD/CAM technology: Options for practical implementation. *Journal of Prosthodontic Research*, 60(2), 72–84.
- Alhazzawi TF, Lemons J, Liu P, Essig ME, Bartolucci AA, Janowski GM (2012). Influence of low- temperature environmental exposure on the mechanical properties and structural stability of dental zirconia. *Journal of Prosthodontics: Implant, Esthetic and Reconstructive Dentistry*, 21(5), 363–369.
- Almazdi AA, Khajah HM, Monaco Jr EA, Kim H (2012). Applying microwave technology to sintering dental zirconia. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 108(5), 304–309.
- Amaral M, Valandro LF, Bottino MA, Souza ROA (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.
- Andreiotelli M, Wenz HJ, Kohal R (2009). Are ceramic implants a viable alternative to titanium implants? A systematic literature review. *Clinical Oral Implants Research*, 20, 32–47.
- Anselmi- Tamburini U, Woolman JN, Munir ZA (2007). Transparent nanometric cubic and tetragonal zirconia obtained by high- pressure pulsed electric current sintering. *Advanced Functional Materials*, 17(16), 3267–3273.
- Antón X, Liebermann A, Hampe R, Joda T, Stawarczyk B (2021). Impact of high-speed sintering and choice of preshaded monochrome or multilayered blanks on fatigue behavior of 4 mol% yttria-stabilized tetragonal zirconia polycrystal. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, Article in Press.
- Anusavice KJ, Shen C, Rawls HR (2012). *Phillips' science of dental materials*. Elsevier Health Sciences. 56-60.
- Ardlin BI (2002). Transformation-toughened zirconia for dental inlays, crowns and

- bridges: chemical stability and effect of low-temperature aging on flexural strength and surface structure. *Dental Materials*, 18(8), 590–595.
- Atay MT, Ahmet BSO, Özel GS (2016). Ağız Ortamının Simülasyonu Açısından Termal ve Loading Siklusun Önemi. *Atatürk Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi*, 26(4).
- Badami V, Ahuja B (2014). Biosmart materials: Breaking new ground in dentistry. *The Scientific World Journal*, 2014, 1-7.
- Bakke M (2006). Bite force and occlusion. *Seminars in Orthodontics*, 12(2), 120–126.
- Ban S, Anusavice KJ (1990). Influence of test method on failure stress of brittle dental materials. *Journal of Dental Research*, 69(12), 1791–1799.
- Bartolo D, Cassar G, Husain NA, Özcan M, Camilleri J (2017). Effect of polishing procedures and hydrothermal aging on wear characteristics and phase transformation of zirconium dioxide. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 117(4), 545–551.
- Belli R, Loher C, Petschelt A, Cicconi MR, de Ligny D, Anglada M ve ark (2020). Low-temperature degradation increases the cyclic fatigue resistance of 3Y-TZP in bending. *Dental Materials*, 36(8), 1086–1095.
- Benetti P, Della Bona A, Kelly JR (2010). Evaluation of thermal compatibility between core and veneer dental ceramics using shear bond strength test and contact angle measurement. *Dental Materials*, 26(8), 743–750.
- Benetti P, Kelly JR, Della Bona A (2013). Analysis of thermal distributions in veneered zirconia and metal restorations during firing. *Dental Materials*, 29(11), 1166–1172.
- Beuer F, Schweiger J, Edelhoff D (2008). Digital dentistry: an overview of recent developments for CAD/CAM generated restorations. *British Dental Journal*, 204(9), 505–511.
- Blatz MB, Conejo J (2019). The current state of chairside digital dentistry and materials. *Dental Clinics*, 63(2), 175–197.
- Bona AD, Anusavice KJ, Hood JAA (2002). Effect of ceramic surface treatment on

- tensile bond strength to a resin cement. *International Journal of Prosthodontics*, 15(3), 248-53.
- Bona AD, Pecho OE, Alessandretti R (2015). Zirconia as a dental biomaterial. *Materials*, 8(8), 4978–4991.
- Bultan Ö, Öngül D, Türkoğlu P (2010). Zirkonyanın Mikroyapılarına Ve Üretim Şekillerine Göre Sınıflandırılması. *Journal of Istanbul University Faculty of Dentistry*, 44(3), 197–204.
- Bulut AC, Atsü SS (2016). Diş Hekimliğinde Restoratif Materyallerin Yaşlandırma İşlemleri Ve Çiğneme Simülatörleri. *Atatürk Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi*, 26(1), 180-86.
- Burger W, Richter HG, Piconi C, Vatteroni R, Cittadini A, Boccalari M (1997). New Y-TZP powders for medical grade zirconia. *Journal of Materials Science: Materials in Medicine*, 8(2), 113–118.
- Cales B, Stefani Y (1994). Mechanical properties and surface analysis of retrieved zirconia hip joint heads after an implantation time of two to three years. *Journal of Materials Science: Materials in Medicine*, 5(6–7), 376–380.
- Camposilvan E, Leone R, Gremillard L, Sorrentino R, Zarone F, Ferrari M ve ark (2018). Aging resistance, mechanical properties and translucency of different yttria-stabilized zirconia ceramics for monolithic dental crown applications. *Dental Materials*, 34(6), 879–890.
- Candido LM, Miotto LN, Fais LMG, Cesar PF, Pinelli LAP (2018). Mechanical and surface properties of monolithic zirconia. *Operative Dentistry*, 43(3), E119–E128.
- Carames J, Tovar Suinaga L, Yu YCP, Pérez A, Kang M (2015). Clinical advantages and limitations of monolithic zirconia restorations full arch implant supported reconstruction: case series. *International Journal of Dentistry*, 2015, 1-7.
- Cardelli P, Manobianco FP, Serafini N, Murmura G, Beuer F (2016). Full- arch, implant- supported monolithic zirconia rehabilitations: pilot clinical evaluation of wear against natural or composite teeth. *Journal of Prosthodontics*, 25(8), 629–633.

- Carrabba M, Keeling AJ, Aziz A, Vichi A, Fonzar RF, Wood D ve ark (2017). Translucent zirconia in the ceramic scenario for monolithic restorations: A flexural strength and translucency comparison test. *Journal of Dentistry*, 60, 70–76.
- Catramby MF, do Vale AL, Dos Santos HES, Elias CN (2021). Effect of sintering process on microstructure, 4-point flexural strength, and grain size of yttria-stabilized tetragonal zirconia polycrystal for use in monolithic dental restorations. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 125(5), 824-e1.
- Ceramill Zolid Preshade Product Description. Erişim: 1 Eylül 2021. <https://www.amanngirrbach.com/>
- Çetindağ MT, Ayşef M (2016). Diş Hekimliğinde Kullanılan Cad/Cam (Bilgisayar Destekli Tasarım/Bilgisayar Destekli Üretim) Sistemleri Ve Materyaller. *Atatürk Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi*, 26(3), 524–533.
- Chang JS, Ji W, Choi CH, Kim S (2015). Catastrophic failure of a monolithic zirconia prosthesis. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 113(2), 86–90.
- Chen IW, Wang XH (2000). Sintering dense nanocrystalline ceramics without final-stage grain growth. *Nature*, 404(6774), 168–171.
- Chevalier J, Gremillard L (2017). Zirconia as a biomaterial. *Compr. Biomater. II, Elsevier*, 122–144.
- Chevalier J (2006). What future for zirconia as a biomaterial? *Biomaterials*, 27(4), 535–543.
- Chevalier J, Cales B, Drouin JM (1999). Low- temperature aging of Y- TZP ceramics. *Journal of the American Ceramic Society*, 82(8), 2150–2154.
- Chevalier J, Deville S, Münch E, Jullian R, Lair F (2004). Critical effect of cubic phase on aging in 3 mol% yttria-stabilized zirconia ceramics for hip replacement prosthesis. *Biomaterials*, 25(24), 5539–5545.
- Chevalier J, Gremillard L, Deville S (2007). Low-temperature degradation of zirconia and implications for biomedical implants. *Annu. Rev. Mater. Res.*, 37, 1–32.
- Chevalier J, Gremillard L, Virkar AV, Clarke DR (2009). The tetragonal- monoclinic

- transformation in zirconia: lessons learned and future trends. *Journal of the American Ceramic Society*, 92(9), 1901–1920.
- Chevalier J, Loh J, Gremillard L, Meille S, Adolfson E (2011). Low-temperature degradation in zirconia with a porous surface. *Acta Biomaterialia*, 7(7), 2986–2993.
- Christel P, Meunier A, Heller M, Torre JP, Peille CN (1989). Mechanical properties and short- term in vivo evaluation of yttrium- oxide- partially- stabilized zirconia. *Journal of Biomedical Materials Research*, 23(1), 45–61.
- Church TD, Jessup JP, Guillory VL, Vandewalle KS (2017). Translucency and strength of high-translucency monolithic zirconium oxide materials. *Gen Dent*, 65(1), 48–52.
- Cokic SM, Vleugels J, Van Meerbeek B, Camargo B, Willems E, Li M ve ark (2020). Mechanical properties, aging stability and translucency of speed-sintered zirconia for chairside restorations. *Dental Materials*, 36(7), 959–972.
- Cullity BD (1956). *Elements of X-ray Diffraction*. Addison-Wesley Publishing.
- Cutler RA, Reynolds JR, Jones A (1992). Sintering and characterization of polycrystalline monoclinic, tetragonal, and cubic zirconia. *Journal of the American Ceramic Society*, 75(8), 2173–2183.
- Dahl P, Kaus I, Zhao Z, Johnsson M, Nygren M, Wiik K ve ark (2007). Densification and properties of zirconia prepared by three different sintering techniques. *Ceramics International*, 33(8), 1603–1610.
- Dapieve KS, Silvestri T, Rippe MP, Pereira GKR, Valandro LF (2018). Mechanical performance of Y-TZP monolithic ceramic after grinding and aging: Survival estimates and fatigue strength. *Journal of the Mechanical Behavior of Biomedical Materials*, 87, 288–295.
- Davidowitz G, Kotick PG (2011). The use of CAD/CAM in dentistry. *Dental Clinics of North America*, 55(3), 559–570.
- De Kler M, De Jager N, Meegdes M, Van Der Zel JM (2007). Influence of thermal expansion mismatch and fatigue loading on phase changes in porcelain veneered

- Y- TZP zirconia discs. *Journal of Oral Rehabilitation*, 34(11), 841–847.
- De Munck J, Van Landuyt K, Coutinho E, Poitevin A, Peumans M, Lambrechts P ve ark (2005). Micro-tensile bond strength of adhesives bonded to Class-I cavity-bottom dentin after thermo-cycling. *Dental Materials*, 21(11), 999–1007.
- De Munck J, Van Meerbeek B, Yoshida Y, Inoue S, Vargas M, Suzuki K ve ark (2003). Four-year water degradation of total-etch adhesives bonded to dentin. *Journal of Dental Research*, 82(2), 136–140.
- DeLong R, Douglas WH (1991). An artificial oral environment for testing dental materials. *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, 38(4), 339–345.
- Denry I, Kelly JR (2014). Emerging ceramic-based materials for dentistry. *Journal of Dental Research*, 93(12), 1235–1242.
- Denry I, Kelly JR (2008). State of the art of zirconia for dental applications. *Dental Materials*, 24(3), 299–307.
- Deville S, Gremillard L, Chevalier J, Fantozzi G (2005). A critical comparison of methods for the determination of the aging sensitivity in biomedical grade yttria-stabilized zirconia. *Journal of Biomedical Materials Research Part B: Applied Biomaterials: An Official Journal of The Society for Biomaterials, The Japanese Society for Biomaterials, and The Australian Society for Biomaterials and the Korean Society for Biomaterials*, 72(2), 239–245.
- Durkan R, Özkır SE (2018). Protetik Diş Tedavisi Uygulamalarında Kullanılan Monolitik Zirkonya Seramik Sistemleri Ve Kullanım Alanları. *A.Ü. Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi*, 45(3), 211-19.
- Ebadzadeh T, Valefi M (2008). Microwave-assisted sintering of zircon. *Journal of Alloys and Compounds*, 448(1–2), 246–249.
- Ebeid K, Wille S, Hamdy A, Salah T, El-Etreby A, Kern M (2014). Effect of changes in sintering parameters on monolithic translucent zirconia. *Dental Materials*, 30(12), e419–e424.
- Ebeid K, Wille S, Salah T, Wahsh M, Zohdy M, Kern M (2018). Evaluation of surface treatments of monolithic zirconia in different sintering stages. *Journal of*

Prosthodontic Research, 62(2), 210–217.

- El-Korashy DI, El-Refai DA (2014). Mechanical properties and bonding potential of partially stabilized zirconia treated with different chemomechanical treatments. *J Adhes Dent*, 16(4), 365–376.
- Elsaka SE (2019). Optical and mechanical properties of newly developed monolithic multilayer zirconia. *Journal of Prosthodontics*, 28(1), e279–e284.
- Ersoy NM, Aydoğdu HM, Değirmenci BÜ, 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.
- Filser F, Kocher P, Weibel F, Luthy H, Scharer P, Gauckler LJ (2001). Reliability and strength of all-ceramic dental restorations fabricated by direct ceramic machining (DCM). *International Journal of Computerized Dentistry*, 4(2), 89–106.
- Fischer J, Grohmann P, Stawarczyk B (2008). Effect of zirconia surface treatments on the shear strength of zirconia/veneering ceramic composites. *Dental Materials Journal*, 27(3), 448–454.
- Flinn BD, deGroot DA, Mancl LA, Raigrodski AJ (2012). Accelerated aging characteristics of three yttria-stabilized tetragonal zirconia polycrystalline dental materials. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 108(4), 223–230.
- Flinn BD, Raigrodski AJ, Mancl LA, 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.
- Furtado de Mendonca A, Shahmoradi M, Gouvêa CVD, De Souza GM, Ellakwa A (2019). Microstructural and mechanical characterization of CAD/CAM materials for monolithic dental restorations. *Journal of Prosthodontics*, 28(2), e587–e594.
- Gale MS, Darvell BW (1999). Thermal cycling procedures for laboratory testing of dental restorations. *Journal of Dentistry*, 27(2), 89–99.
- Galhano GÁP, Pellizzer EP, Mazaro JVQ (2012). Optical impression systems for CAD-CAM restorations. *Journal of Craniofacial Surgery*, 23(6), e575–e579.
- Garvie RC, Hannink RH, Pascoe RT (1990). Ceramic steel? In *Sintering Key Papers*,

Springer. (pp. 253–257).

Garvie RC, Nicholson PS (1972a). Phase analysis in zirconia systems. *Journal of the American Ceramic Society*, 55(6), 303–305.

Garvie RC, Nicholson PS (1972b). Structure and thermomechanical properties of partially stabilized zirconia in the CaO- ZrO₂ system. *Journal of the American Ceramic Society*, 55(3), 152–157.

Goswami R, Arora G, Priya A (2014). CAD/CAM in restorative dentistry: a review. *J Br Biomed Bull*, 4, 591–597.

Groten M, Hüttig F (2010). The performance of zirconium dioxide crowns: a clinical follow-up. *International Journal of Prosthodontics*, 23(5).

Guazzato M, Albakry M, Swain MV, Ringer SP (2003). Microstructure of alumina- and alumina/zirconia-glass infiltrated dental ceramics. *Key Engineering Materials*, 240, 879–882.

Guazzato M, Albakry M, Quach L, Swain MV (2004). Influence of grinding, sandblasting, polishing and heat treatment on the flexural strength of a glass-infiltrated alumina-reinforced dental ceramic. *Biomaterials*, 25(11), 2153–2160.

Guazzato M, Quach L, Albakry M, Swain MV (2005). Influence of surface and heat treatments on the flexural strength of Y-TZP dental ceramic. *Journal of Dentistry*, 33(1), 9–18.

Guo X (2004). Property degradation of tetragonal zirconia induced by low-temperature defect reaction with water molecules. *Chemistry of Materials*, 16(21), 3988–3994.

Güth JF, Stawarczyk B, Edelhoff D, Liebermann A (2019). Zirconia and its novel compositions: What do clinicians need to know? *Quintessence International*, 50(7).

Hallmann L, Mehl A, Ulmer P, Reusser E, Stadler J, Zenobi R ve ark (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.

- Hallmann L, Ulmer P, Reusser E, Louvel M, Hämmerle CHF (2012). Effect of dopants and sintering temperature on microstructure and low temperature degradation of dental Y-TZP-zirconia. *Journal of the European Ceramic Society*, 32(16), 4091–4104.
- Ulu H, Bayındır F (2016). Monolitik Zirkonyum Restorasyonlar. *Atatürk Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi*, 26(15), 67–72.
- Han J, Zhao J, Shen Z (2017). Zirconia ceramics in metal-free implant dentistry. *Advances in Applied Ceramics*, 116(3), 138–150.
- Hannink RHJ, Kelly PM, Muddle BC (2000). Transformation toughening in zirconia-containing ceramics. *Journal of the American Ceramic Society*, 83(3), 461–487.
- Harada K, Shinya A, Gomi H, Hatano Y, Shinya A, Raigrodski AJ (2016). Effect of accelerated aging on the fracture toughness of zirconias. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 115(2), 215–223.
- Haraguchi K, Sugano N, Nishii T, Miki H, Oka K, Yoshikawa H (2001). Phase transformation of a zirconia ceramic head after total hip arthroplasty. *The Journal of Bone and Joint Surgery. British Volume*, 83(7), 996–1000.
- Harianawala H, Kheur M, Kheur S, Sethi T, Bal A, Burhanpurwala M ve ark (2016). Biocompatibility of zirconia. *Journal of Advanced Medical and Dental Sciences Research*, 4(3), 35.
- Heffernan MJ, Aquilino SA, Diaz-Arnold AM, Haselton DR, Stanford CM, Vargas MA (2002). Relative translucency of six all-ceramic systems. Part I: core materials. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 88(1), 4–9.
- Henriques B, Gonçalves S, Soares D, Silva FS (2012). Shear bond strength comparison between conventional porcelain fused to metal and new functionally graded dental restorations after thermal–mechanical cycling. *Journal of the Mechanical Behavior of Biomedical Materials*, 13, 194–205.
- Heuer AH, Claussen N, Kriven WM, Ruhle M (1982). Stability of tetragonal ZrO₂ particles in ceramic matrices. *Journal of the American Ceramic Society*, 65(12), 642–650.

- Holden JE, Goldstein GR, Hittelman EL, Clark EA (2009). Comparison of the marginal fit of pressable ceramic to metal ceramic restorations. *Journal of Prosthodontics: Implant, Esthetic and Reconstructive Dentistry*, 18(8), 645–648.
- Hsueh CH, Luttrell CR, Becher PF (2006). Analyses of multilayered dental ceramics subjected to biaxial flexure tests. *Dental Materials*, 22(5), 460–469.
- Ilie N, Stawarczyk B (2014). Quantification of the amount of light passing through zirconia: the effect of material shade, thickness, and curing conditions. *Journal of Dentistry*, 42(6), 684–690.
- Inokoshi M, Shimizu H, Nozaki K, Takagaki T, Yoshihara K, Nagaoka N ve ark (2018). Crystallographic and morphological analysis of sandblasted highly translucent dental zirconia. *Dental Materials*, 34(3), 508–518.
- Inokoshi M, Zhang F, De Munck J, Minakuchi S, Naert I, Vleugels J ve ark (2014). Influence of sintering conditions on low-temperature degradation of dental zirconia. *Dental Materials*, 30(6), 669–678.
- ISO. ISO 6872: dentistry – ceramic materials. Geneva: International Organization for Standardization; 2008.
- Jansen JU, Lümke mann N, Letz I, Pfefferle R, Sener B, 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.
- Jansen JU, Lümke mann 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.
- Jerman E, Lümke mann N, Eichberger M, Zoller C, Nothelfer S, Kienle A ve ark (2021). Evaluation of translucency, Marten’s hardness, biaxial flexural strength and fracture toughness of 3Y-TZP, 4Y-TZP and 5Y-TZP materials. *Dental Materials*, 37(2), 212–222.
- Jerman E, Wiedenmann F, Eichberger M, Reichert A, Stawarczyk B (2020). Effect of high-speed sintering on the flexural strength of hydrothermal and thermo-mechanically aged zirconia materials. *Dental Materials*, 36(9), 1144–1150.

- Jiang L, Liao Y, Wan Q, Li W (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.
- Juntavee N, Attashu S (2018). Effect of different sintering process on flexural strength of translucency monolithic zirconia. *Journal of Clinical and Experimental Dentistry*, 10(8), e821.
- Kaizer MR, Gierthmuehlen PC, Dos Santos MB, Cava SS, Zhang Y (2017). Speed sintering translucent zirconia for chairside one-visit dental restorations: Optical, mechanical, and wear characteristics. *Ceramics International*, 43(14), 10999–11005.
- Kaizer MR, Kolakarnprasert N, Rodrigues C, Chai H, Zhang Y (2020). Probing the interfacial strength of novel multi-layer zirconias. *Dental Materials*, 36(1), 60–67.
- Kang SJL (2004). *Sintering: densification, grain growth and microstructure*. Elsevier.
- Kao HC, Ho FY, Yang CC, Wei WJ (2000). Surface machining of fine-grain Y-TZP. *Journal of the European Ceramic Society*, 20(14–15), 2447–2455.
- Karakoca S, Yılmaz H (2009). Influence of surface treatments on surface roughness, phase transformation, and biaxial flexural strength of Y- TZP ceramics. *Journal of Biomedical Materials Research Part B: Applied Biomaterials: An Official Journal of The Society for Biomaterials, The Japanese Society for Biomaterials, and The Australian Society for Biomaterials and the Korean Society for Biomaterials*, 91(2), 930–937.
- Karataşlı B, Alpkılıç DŞ (2017). *Zirkonyanın Diş Hekimliğinde Kullanım Alanları*, 3(2), 94-103.
- Katana Zirconia Product Information. Erişim: 01 Eylül 2021. <https://katanazirconia.com/katana-zirconia-overview/>
- Kauling AE, Güth JF, Erdelt K, Edelhoff D, Keul C (2020). Influence of speed sintering on the fit and fracture strength of 3-unit monolithic zirconia fixed partial dentures. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 124(3), 380–386.

- Kelly JR (1995). Perspectives on strength. *Dental Materials*, 11(2), 103–110.
- Kelly JR (2004). Dental ceramics: current thinking and trends. *Dental Clinics*, 48(2), 513–530.
- Kelly JR, Denry I (2008). Stabilized zirconia as a structural ceramic: an overview. *Dental Materials*, 24(3), 289–298.
- Kelly PM, Rose LRF (2002). The martensitic transformation in ceramics—its role in transformation toughening. *Progress in Materials Science*, 47(5), 463–557.
- Kern M, Wegner SM (1998). Bonding to zirconia ceramic: adhesion methods and their durability. *Dental Materials*, 14(1), 64–71.
- Khaledi AAR, Vojdani M, Farzin M, Pirouzi S, Orandi S (2019). The effect of sintering time on the marginal fit of zirconia copings. *Journal of Prosthodontics*, 28(1), e285–e289.
- Khan AA, Al Kheraif AA, Jamaluddin S, Elsharawy M, Divakar DD (2017). Recent trends in surface treatment methods for bonding composite cement to zirconia: a review. *J Adhes Dent*, 19(1), 7–19.
- Kim HK, Kim SH (2016). Optical properties of pre-colored dental monolithic zirconia ceramics. *Journal of Dentistry*, 55, 75–81.
- Kim MJ, Ahn JS, Kim JH, Kim HY, Kim WC (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.
- Kitaoka A, Akatsuka R, Kato H, Yoda N, Sasaki K, Kitaoka A ve ark (2018). Clinical Evaluation of Monolithic Zirconia Crowns: A Short-Term Pilot Report. *International Journal of Prosthodontics*, 31(2).
- Kırmalı Ö, Özdemir AK (2012). *Zirkonya esaslı seramikler*.
- Klimke J, Trunec M, Krell A (2011). Transparent tetragonal yttria- stabilized zirconia ceramics: influence of scattering caused by birefringence. *Journal of the American Ceramic Society*, 94(6), 1850–1858.
- Kontonasaki E, Giasimakopoulos P, Rigos AE (2020). Strength and aging resistance of monolithic zirconia: an update to current knowledge. *Japanese Dental Science*

Review, 56(1), 1–23.

- Kontonasaki E, Rigos AE, Ilia C, Istantos T (2019). Monolithic zirconia: an update to current knowledge. optical properties, wear, and clinical performance. *Dentistry Journal*, 7(3), 90.
- Kosmač T, Oblak C, Jevnikar P, Funduk N, Marion L (1999). The effect of surface grinding and sandblasting on flexural strength and reliability of Y-TZP zirconia ceramic. *Dental Materials*, 15(6), 426–433.
- Kou W, Molin M, Sjögren G (2006). Surface roughness of five different dental ceramic core materials after grinding and polishing. *Journal of Oral Rehabilitation*, 33(2), 117–124.
- Kunt GE, Çetiner RB (2017). Mekanik Testler: Bükülme Dayanıklılığı ve Ölçümü, Sıkıştırma, Germe, Eğilme, Bağlanma, Çekme, İtme, Makaslama. *Türkiye Klinikleri Journal of Prosthodontics-Special Topics*, 3(3), 210–215.
- Kwon SJ, Lawson NC, McLaren EE, Nejat AH, Burgess JO (2018). Comparison of the mechanical properties of translucent zirconia and lithium disilicate. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 120(1), 132–137.
- Lal K (2012). *Synthesis, crystal growth and characterization*. Elsevier.11, 243-261.
- Lange FF (1982). Transformation toughening. *Journal of Materials Science*, 17(1), 225–234.
- Lawn BR, Deng Y, Thompson VP (2001). Use of contact testing in the characterization and design of all-ceramic crownlike layer structures: a review. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 86(5), 495–510.
- Lawson NC, Maharishi A (2020). Strength and translucency of zirconia after high-speed sintering. *Journal of Esthetic and Restorative Dentistry*, 32(2), 219–225.
- Li J, Watanabe R (1998). Phase transformation in Y₂O₃- partially- stabilized ZrO₂ polycrystals of various grain sizes during low- temperature aging in water. *Journal of the American Ceramic Society*, 81(10), 2687–2691.
- Lin W, Ercoli C, Feng C, Morton D (2012). The effect of core material, veneering porcelain, and fabrication technique on the biaxial flexural strength and weibull

- analysis of selected dental ceramics. *Journal of Prosthodontics: Implant, Esthetic and Reconstructive Dentistry*, 21(5), 353–362.
- Liu D, Matinlinna JP, Pow EHN (2012). Insights into porcelain to zirconia bonding. *Journal of Adhesion Science and Technology*, 26(8–9), 1249–1265.
- Liu Y, Feng H, Bao Y, Qiu Y, Xing N, Shen Z (2010). Fracture and interfacial delamination origins of bilayer ceramic composites for dental restorations. *Journal of the European Ceramic Society*, 30(6), 1297–1305.
- López-Suárez C, Castillo-Oyagüe R, Rodríguez-Alonso V, Lynch CD, Suárez-García MJ (2018). Fracture load of metal-ceramic, monolithic, and bi-layered zirconia-based posterior fixed dental prostheses after thermo-mechanical cycling. *Journal of Dentistry*, 73, 97–104.
- Lucas TJ, Lawson NC, Janowski GM, Burgess JO (2015). Effect of grain size on the monoclinic transformation, hardness, roughness, and modulus of aged partially stabilized zirconia. *Dental Materials*, 31(12), 1487–1492.
- Lughi V, Sergo V (2010). Low temperature degradation-aging-of zirconia: A critical review of the relevant aspects in dentistry. *Dental Materials*, 26(8), 807–820.
- Lümkemann N, Stawarczyk B (2021). 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*, 125(3), 518–526.
- Lund JR, Byrne J (2001). Leonardo Da Vinci's tensile strength tests: Implications for the discovery of engineering mechanics. *Civil Engineering Systems*, 18(3), 243–250.
- Luthardt RG, Holzhüter MS, Rudolph H, Herold V, Walter MH (2004). CAD/CAM-machining effects on Y-TZP zirconia. *Dental Materials*, 20(7), 655–662.
- Lüthy H, Loeffel O, Hammerle CHF (2006). Effect of thermocycling on bond strength of luting cements to zirconia ceramic. *Dental Materials*, 22(2), 195–200.
- Maerten A, Zaslansky P, Mochales C, Traykova T, Mueller WD, Fratzl P ve ark (2013). Characterizing the transformation near indents and cracks in clinically used dental yttria-stabilized zirconium oxide constructs. *Dental Materials*, 29(2),

241–251.

- Malkondu Ö, Tinastepe N, Akan E, Kazazoğlu E (2016). An overview of monolithic zirconia in dentistry. *Biotechnology & Biotechnological Equipment*, 30(4), 644–652.
- Mamivand M, Zaeem MA, El Kadiri H (2014). Phase field modeling of stress-induced tetragonal-to-monoclinic transformation in zirconia and its effect on transformation toughening. *Acta Materialia*, 64, 208–219.
- Matsui K, Yoshida H, Ikuhara Y (2009). Isothermal Sintering Effects on Phase Separation and Grain Growth in Yttria- Stabilized Tetragonal Zirconia Polycrystal. *Journal of the American Ceramic Society*, 92(2), 467–475.
- Mayinger F, Pfefferle R, Reichert A, Stawarczyk B (2021). Impact of high-speed sintering of three-unit 3Y-TZP and 4Y-TZP fixed dental prostheses on fracture load with and without artificial aging. *Int. J. Prosthodont*, 47–53.
- McCabe JF, Walls AWG (2013). *Applied dental materials*. John Wiley & Sons. 2, 4-6.
- McInnes PM, Dickinson GL (1992). The effect of thermocycling in microleakage analysis. *Dental Materials*, 8(3), 181–184.
- Meyenberg H., Lüthy H, Scharer P (1995). Zirconia posts: a new all- ceramic concept for nonvital abutment teeth. *Journal of Esthetic and Restorative Dentistry*, 7(2), 73–80.
- Michailova M, Elsayed A, Fabel G, Edelhoff D, Zylla IM, Stawarczyk B (2020). Comparison between novel strength-gradient and color-gradient multilayered zirconia using conventional and high-speed sintering. *Journal of the Mechanical Behavior of Biomedical Materials*, 111, 103977.
- Miyazaki T, Nakamura T, Matsumura H, Ban S, Kobayashi T (2013). Current status of zirconia restoration. *Journal of Prosthodontic Research*, 57(4), 236–261.
- Mochales C, Maerten A, Rack A, Cloetens P, Mueller W, Zaslansky P ve ark (2011). Monoclinic phase transformations of zirconia-based dental prostheses, induced by clinically practised surface manipulations. *Acta Biomaterialia*, 7(7), 2994–

3002.

- Monaco C, Tucci A, Esposito L, Scotti R (2013). Microstructural changes produced by abrading Y-TZP in presintered and sintered conditions. *Journal of Dentistry*, 41(2), 121–126.
- Moon J, Kim S, Lee J, Ha S, Choi Y (2011). The effect of preparation order on the crystal structure of yttria-stabilized tetragonal zirconia polycrystal and the shear bond strength of dental resin cements. *Dental Materials*, 27(7), 651–663.
- Munoz-Saldana J, Balmori-Ramirez H, Jaramillo-Vigueras D, Iga T, Schneider GA (2003). Mechanical properties and low-temperature aging of tetragonal zirconia polycrystals processed by hot isostatic pressing. *Journal of Materials Research*, 18(10), 2415–2426.
- Muñoz EM, Longhini D, Antonio SG, Adabo GL (2017). The effects of mechanical and hydrothermal aging on microstructure and biaxial flexural strength of an anterior and a posterior monolithic zirconia. *Journal of Dentistry*, 63, 94–102.
- Nakamura K, Harada A, Kanno T, Inagaki R, Niwano Y, Milleding P ve ark (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.
- Nakamura K, Harada A, Ono M, Shibasaki H, Kanno T, Niwano Y ve ark (2016). Effect of low-temperature degradation on the mechanical and microstructural properties of tooth-colored 3Y-TZP ceramics. *Journal of the Mechanical Behavior of Biomedical Materials*, 53, 301–311.
- Nakamura K, Harada A, Inagaki R, Kanno T, Niwano Y, Milleding P ve ark (2015). Fracture resistance of monolithic zirconia molar crowns with reduced thickness. *Acta Odontologica Scandinavica*, 73(8), 602–608.
- Nakamura T, Nakano Y, Usami H, Okamura S, Wakabayashi K, Yatani H (2020). In vitro investigation of fracture load and aging resistance of high-speed sintered monolithic tooth-borne zirconia crowns. *Journal of Prosthodontic Research*, 64(2), 182–187.
- Nguyen JNT, Harbison AM (2017). Scanning electron microscopy sample preparation

- and imaging. Springer. In *Molecular Profiling* (pp. 71–84).
- Ohno H, Arakı Y, Endo K, Yamane Y, Kawashima I (1996). Evaluation of water durability at adhesion interfaces by peeling test of resin film. *Dental Materials Journal*, 15(2), 183–192.
- Øilo M, Kvam K, Gjerdet NR (2016). Load at fracture of monolithic and bilayered zirconia crowns with and without a cervical zirconia collar. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 115(5), 630–636.
- Ozer F, Naden A, Turp V, Mante F, Sen D, Blatz MB (2018). Effect of thickness and surface modifications on flexural strength of monolithic zirconia. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 119(6), 987–993.
- Öztürk C, 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.
- Palla ES, Kontonasaki E, Kantiranis N, Papadopoulou L, Zorba T, Paraskevopoulos KM ve ark (2018). Color stability of lithium disilicate ceramics after aging and immersion in common beverages. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 119(4), 632–642.
- Palmer DS, Barco MT, Billy EJ (1992). Temperature extremes produced orally by hot and cold liquids. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 67(3), 325–327.
- Papacchini F, Toledano M, Monticelli F, Osorio R, Radovic I, Polimeni A ve ark (2007). Hydrolytic stability of composite repair bond. *European Journal of Oral Sciences*, 115(5), 417–424.
- Paradella TC, Bottino MA (2012). Scanning Electron Microscopy in modern dentistry research. *Brazilian Dental Science*, 15(2), 43–48.
- Paul A, Vaidhyanathan B, Binner JGP (2011). Hydrothermal aging behavior of nanocrystalline Y- TZP ceramics. *Journal of the American Ceramic Society*, 94(7), 2146-52.
- Perdigão J, Fernandes SD, Pinto AM, Oliveira FA (2013). Effect of artificial aging and surface treatment on bond strengths to dental zirconia. *Operative Dentistry*,

38(2), 168–176.

- Pereira GKR, Amaral M, Cesar PF, Bottino MC, Kleverlaan CJ, Valandro LF (2015). Effect of low-temperature aging on the mechanical behavior of ground Y-TZP. *Journal of the Mechanical Behavior of Biomedical Materials*, 45, 183–192.
- Pereira GKR, Guilardi LF, Dapieve KS, Kleverlaan CJ, Rippe MP, Valandro LF (2018). Mechanical reliability, fatigue strength and survival analysis of new polycrystalline translucent zirconia ceramics for monolithic restorations. *Journal of the Mechanical Behavior of Biomedical Materials*, 85, 57–65.
- Piconi C, Maccauro G (1999). Zirconia as a ceramic biomaterial. *Biomaterials*, 20(1), 1–25.
- Pittayachawan P (2009). *Comparative study of physical properties of zirconia based dental ceramics*. UCL (University College London), London.
- Preis V, Schmalzbauer M, Bougeard D, Schneider-Feyrer S, Rosentritt M (2015). Surface properties of monolithic zirconia after dental adjustment treatments and in vitro wear simulation. *Journal of Dentistry*, 43(1), 133–139.
- Rada S, Culea E, Rada M (2018). Novel ZrO₂ based ceramics stabilized by Fe₂O₃, SiO₂ and Y₂O₃. *Chemical Physics Letters*, 696, 92–99.
- Raigrodski AJ (2003). Clinical and laboratory considerations for the use of CAD/CAM Y-TZP-based restorations. *Practical Procedures & Aesthetic Dentistry: PPAD*, 15(6), 469–476.
- Raigrodski AJ (2004). Contemporary materials and technologies for all-ceramic fixed partial dentures: a review of the literature. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 92(6), 557–562.
- Raigrodski AJ, Hillstead MB, Meng GK, Chung KH (2012). Survival and complications of zirconia-based fixed dental prostheses: a systematic review. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 107(3), 170–77.
- Ramesh S, Lee KYS, Tan CY (2018). A review on the hydrothermal ageing behaviour of Y-TZP ceramics. *Ceramics International*, 44(17), 20620–34.
- Rosentritt M, Behr M, van der Zel JM, Feilzer AJ (2009). Approach for valuating the

- influence of laboratory simulation. *Dental Materials*, 25(3), 348–352.
- Rosentritt M, Preis V, Behr M, Strasser T (2020). Fatigue and wear behaviour of zirconia materials. *Journal of the Mechanical Behavior of Biomedical Materials*, 110, 103970.
- Ruiz L, Readey MJ (1996). Effect of heat treatment on grain size, phase assemblage, and mechanical properties of 3 mol% Y- TZP. *Journal of the American Ceramic Society*, 79(9), 2331-40.
- Sadid-Zadeh R, Liu PR, Aponte-Wesson R, O’neal SJ (2013). Maxillary cement retained implant supported monolithic zirconia prosthesis in a full mouth rehabilitation: a clinical report. *The Journal of Advanced Prosthodontics*, 5(2), 209-17.
- Sadighpour L, Geramipanah F, Raeisi B (2006). *In vitro mechanical tests for modern dental ceramics*. Journal of Dentistry of Tehran University of Medical Sciences, 143-152.
- Saghiri MA, Asgar K, Lotfi M, Karamifar K, Saghiri AM, Neelakantan P ve ark (2012). Back-scattered and secondary electron images of scanning electron microscopy in dentistry: a new method for surface analysis. *Acta Odontologica Scandinavica*, 70(6), 603-9.
- Sakaguchi RL, Powers JM (2012). *Craig’s restorative dental materials-e-book*. Philadelphia: Mosby, Elsevier Health Sciences. S:83-107.
- Samuel R, Chandrasekar S, Farris TN, Licht RH (1989). Effect of residual stresses on the fracture of ground ceramics. *Journal of the American Ceramic Society*, 72(10), 1960-66.
- Sannino G, Germano F, Arcuri L, Bigelli E, Arcuri C, Barlattani A (2014). Cerec CAD/CAM chairside system. *Oral & Implantology*, 7(3), 57.
- Sarikaya I, Hayran Y (2018). Effects of dynamic aging on the wear and fracture strength of monolithic zirconia restorations. *BMC Oral Health*, 18(1), 1–7.
- Sato T, Shimada M (1985). Control of the tetragonal-to-monoclinic phase transformation of yttria partially stabilized zirconia in hot water. *Journal of Materials Science*, 20(11), 3988-92.

- Schatz C, Strickstroock M, Roos M, Edelhoff D, Eichberger M, Zylla IM ve ark (2016). Influence of specimen preparation and test methods on the flexural strength results of monolithic zirconia materials. *Materials*, 9(3), 180.
- Scherrer SS, Cesar PF, Swain MV (2010). Direct comparison of the bond strength results of the different test methods: a critical literature review. *Dental Materials*, 26(2), 78-93.
- Seghi RR, Sorensen JA (1995). Relative flexural strength of six new ceramic materials. *International Journal of Prosthodontics*, 8, 239.
- Sen N, Sermet IB, Cinar S (2018). Effect of coloring and sintering on the translucency and biaxial strength of monolithic zirconia. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 119(2), 308-e1.
- Shahabi S, Ebrahimpour L, Walsh LJ (2008). Microleakage of composite resin restorations in cervical cavities prepared by Er, Cr: YSGG laser radiation. *Australian Dental Journal*, 53(2), 172-5.
- Shahmiri R, Standard OC, Hart JN, Sorrell CC (2018). Optical properties of zirconia ceramics for esthetic dental restorations: A systematic review. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 119(1), 36–46.
- Shen J, Xie H, Wu X, Yang J, Liao M, Chen C (2020). Evaluation of the effect of low-temperature degradation on the translucency and mechanical properties of ultra-transparent 5Y-TZP ceramics. *Ceramics International*, 46(1), 553-59.
- Siarampi E, Kontonasaki E, Andrikopoulos KS, Kantiranis N, Voyiatzis GA, Zorba T ve ark (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), 306-16.
- Spitznagel FA, Boldt J, Gierthmuehlen PC (2018). CAD/CAM ceramic restorative materials for natural teeth. *Journal of Dental Research*, 97(10), 1082-91.
- Stawarczyk B, Emslander A, Roos M, Sener B, Noack F, Keul C (2014). Zirconia ceramics, their contrast ratio and grain size depending on sintering parameters. *Dental Materials Journal*, 33(5), 591-98.

- 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, 128-38.
- Stawarczyk B, Keul C, Eichberger M, Figge D, Edelhoff D, Lümke N (2017). Three generations of zirconia: From veneered to monolithic. Part I. *Quintessence International*, 48(5).
- Stawarczyk B, Özcan M, Hallmann L, Ender A, Mehl A, Hammerle CHF (2013). The effect of zirconia sintering temperature on flexural strength, grain size, and contrast ratio. *Clinical Oral Investigations*, 17(1), 269-74.
- Stawarczyk B, Özcan M, Trottmann A, Hammerle CHF, Roos M (2012). Evaluation of flexural strength of hiped and presintered zirconia using different estimation methods of Weibull statistics. *Journal of the Mechanical Behavior of Biomedical Materials*, 10, 227-234.
- Suese K (2020). Progress in digital dentistry: The practical use of intraoral scanners. *Dental Materials Journal*, 2019-2224.
- Sulaiman TA, Abdulmajeed AA, Donovan TE, Vallittu PK, Närhi TO, Lassila LV (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.
- Sundh A, Molin M, Sjögren G (2005). Fracture resistance of yttrium oxide partially-stabilized zirconia all-ceramic bridges after veneering and mechanical fatigue testing. *Dental Materials*, 21(5), 476-482.
- Sundh A, Sjögren G (2006). Fracture resistance of all-ceramic zirconia bridges with differing phase stabilizers and quality of sintering. *Dental Materials*, 22(8), 778-784.
- Suttor D, Bunke K, Hoescheler S, Hauptmann H, Hertlein G (2001). LAVA--the system for all-ceramic ZrO₂ crown and bridge frameworks. *International Journal of Computerized Dentistry*, 4(3), 195-206.
- Swab JJ (1991). Low temperature degradation of Y-TZP materials. *Journal of*

Materials Science, 26(24), 6706–6714.

Tholey MJ, Swain MV, Thiel N (2009). SEM observations of porcelain Y-TZP interface. *Dental Materials*, 25(7), 857–862.

Tholey MJ, Swain MV, Thiel N (2011). Thermal gradients and residual stresses in veneered Y-TZP frameworks. *Dental Materials*, 27(11), 1102–1110.

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), C–119.

Traini T, Sorrentino R, Gherlone E, Perfetti F, Bollero P, Zarone F (2015). Fracture strength of zirconia and alumina ceramic crowns supported by implants. *Journal of Oral Implantology*, 41(S1), 352–359.

Turgut S (2020). Optical properties of currently used zirconia- based esthetic restorations fabricated with different techniques. *Journal of Esthetic and Restorative Dentistry*, 32(1), 26–33.

Turon-Vinas M, Anglada M (2018). Strength and fracture toughness of zirconia dental ceramics. *Dental Materials*, 34(3), 365–375.

Vagkopoulou T, Koutayas SO, Koidis P, Strub JR (2009). Zirconia in dentistry: Part 1. Discovering the nature of an upcoming bioceramic. *European Journal of Esthetic Dentistry*, 4(2).

Valandro LF, Bona AD, Bottino MA, Neisser MP (2005). The effect of ceramic surface treatment on bonding to densely sintered alumina ceramic. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 93(3), 253–259.

Valandro LF, Ozcan M, Bottino MC, Bottino MA, Scotti R, Bona AD (2006). Bond strength of a resin cement to high-alumina and zirconia-reinforced ceramics: the effect of surface conditioning. *Journal of Adhesive Dentistry*, 8, 175-181.

Van Meerbeek B, Peumans M, Poitevin A, Mine A, Van Ende A, Neves A ve ark (2010). Relationship between bond-strength tests and clinical outcomes. *Dental Materials*, 26(2), 100–121.

Vichi A, Sedda M, Fabian Fonzar R, Carrabba M, 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*, 28, 32–39.
- Vitti RP, Catelan A, Amaral M, Pacheco RR (2019). Zirconium in dentistry. *Advanced Dental Biomaterials*, 317–345.
- Wang H, Aboushelib MN, Feilzer AJ (2008). Strength influencing variables on CAD/CAM zirconia frameworks. *Dental Materials*, 24(5), 633–638.
- Weigl P, Sander A, Wu Y, Felber R, Lauer HC, Rosentritt M (2018). In-vitro performance and fracture strength of thin monolithic zirconia crowns. *The Journal of Advanced Prosthodontics*, 10(2), 79–84.
- Wen N, Yi YF, Zhang WW, Deng B, Shao LQ, Dong LM et al (2010). The color of Fe₂O₃ and Bi₂O₃ pigmented dental zirconia ceramic. *Key Engineering Materials*, 434, 582-85.
- Wille S, Zumstrull P, Kaidas V, Jessen LK, Kern M (2018). Low temperature degradation of single layers of multilayered zirconia in comparison to conventional unshaded zirconia: Phase transformation and flexural strength. *Journal of the Mechanical Behavior of Biomedical Materials*, 77, 171–175.
- Xu Y, Han J, Lin H, An L (2015). Comparative study of flexural strength test methods on CAD/CAM Y-TZP dental ceramics. *Regenerative Biomaterials*, 2(4), 239–244.
- Yang CC, Ding SJ, Lin TH, Yan M (2020). Mechanical and optical properties evaluation of rapid sintered dental zirconia. *Ceramics International*, 46(17), 26668-74.
- Yang D, Raj R, Conrad H (2010). Enhanced sintering rate of zirconia (3Y- TZP) through the effect of a weak dc electric field on grain growth. *Journal of the American Ceramic Society*, 93(10), 2935-37.
- Yang HS, Lang LA, Guckes AD, Felton DA (2001). The effect of thermal change on various dowel-and-core restorative materials. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 86(1), 74–80.

- Yavuzylmaz H, Turhan B, Bavbek B, Kurt E (2005). Tam porselen sistemleri II. *Gazi Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi*, 22(1), 49–60.
- Yener ES, Özcan M, Kazazoğlu E (2011). The effect of glazing on the biaxial flexural strength of different zirconia core materials. *Acta Odontológica Latinoamericana*, 24(2), 133–140.
- Yenice N, Büyükdere AK (2020). *Dental and Medical Journal-Review*, 2(1), 1–15.
- Yilmaz H, Nemli SK, Aydın C, Bal BT, Tıraş T (2011). Effect of fatigue on biaxial flexural strength of bilayered porcelain/zirconia (Y-TZP) dental ceramics. *Dental Materials*, 27(8), 786–795.
- Yu NK, Park MG (2019). Effect of different coloring liquids on the flexural strength of multilayered zirconia. *The Journal of Advanced Prosthodontics*, 11(4), 209–214.
- Zadeh PN, Lümke mann N, Sener B, Eichberger M, Stawarczyk B (2018). Flexural strength, fracture toughness, and translucency of cubic/tetragonal zirconia materials. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 120(6), 948–954.
- Zarone F, Di Mauro MI, Ausiello P, Ruggiero G, Sorrentino R (2019). Current status on lithium disilicate and zirconia: a narrative review. *BMC Oral Health*, 19(1), 1–14.
- Zarone F, Russo S, Sorrentino R (2011). From porcelain-fused-to-metal to zirconia: clinical and experimental considerations. *Dental Materials*, 27(1), 83–96.
- Zeng K, Odén A, Rowcliffe D (1996). Flexure tests on dental ceramics. *International Journal of Prosthodontics*, 9(5).
- Zeng K, Odén A, Rowcliffe D (1998). Evaluation of mechanical properties of dental ceramic core materials in combination with porcelains. *International Journal of Prosthodontics*, 11(2).
- Zhang F, Inokoshi M, Batuk M, Hadermann J, Naert I, Van Meerbeek B ve ark (2016). Strength, toughness and aging stability of highly-translucent Y-TZP ceramics for dental restorations. *Dental Materials*, 32(12), 327–337.
- Zhang F, Vanmeensel K, Batuk M, Hadermann J, Inokoshi M, Van Meerbeek B ve

- ark (2015). Highly-translucent, strong and aging-resistant 3Y-TZP ceramics for dental restoration by grain boundary segregation. *Acta Biomaterialia*, 16, 215–222.
- Zhang F, Vanmeensel K, Inokoshi M, Batuk M, Hadermann J, Van Meerbeek B ve ark (2015). Critical influence of alumina content on the low temperature degradation of 2–3 mol% yttria-stabilized TZP for dental restorations. *Journal of the European Ceramic Society*, 35(2), 741–750.
- Zhang Y, Lawn BR (2018). Novel zirconia materials in dentistry. *Journal of Dental Research*, 97(2), 140–147.
- Zhang Y (2014). Making yttria-stabilized tetragonal zirconia translucent. *Dental Materials*, 30(10), 1195–1203.
- Zhang Y, Lawn BR (2019). Evaluating dental zirconia. *Dental Materials*, 35(1), 15–23.
- Zhang Y, Lee JJW, Srikanth R, Lawn BR (2013). Edge chipping and flexural resistance of monolithic ceramics. *Dental Materials*, 29(12), 1201–1208.
- Zimmermann M, Ender A, Mehl A (2020). Influence of CAD/CAM fabrication and sintering procedures on the fracture load of full-contour monolithic zirconia crowns as a function of material thickness. *Operative Dentistry*, 45(2), 219–226.
- Zimmermann M, Mehl A, Mörmann WH, Reich S (2015). Intraoral scanning systems-a current overview. *International Journal of Computerized Dentistry*, 18(2), 101–129.

ÖZGEÇMİŞ

Adı Soyadı : Ayşe KOÇAK

Doğum Yeri :

Doğum Tarihi :

Yabancı Dili : İngilizce

E-posta :

İletişim Bilgileri :

Derece	Bölüm/ Program	Üniversite	Yıl
Y. Lisans	Diş Hekimliği Fakültesi	Ege Üniversitesi	2005-2010
Uzmanlık	Protetik Diş Tedavisi	Ordu Üniversitesi	2018-2022

İş Deneyimi:

Görev	Görev Yeri	Yıl
Diş Hekimi	Muayenehane	2010-2013
Diş Hekimi	Özel Gen Diş Polikliniği	2013-2016
Arş. Gör.	Ordu Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı	2018-2022