



**YÜKSEK TRANSLÜSENT MONOLİTİK ZİRKONYANIN YAPAY
YAŞLANDIRMA SONRASI BİYOMEKANİK ÖZELLİKLERİNİN
DEĞERLENDİRİLMESİ**

Gözdenur Melike GÖRGÜLÜ ALİN

**UZMANLIK TEZİ
PROTETİK DİŞ TEDAVİSİ ANABİLİM DALI**

**GAZİ ÜNİVERSİTESİ
DİŞ HEKİMLİĞİ FAKÜLTESİ**

KASIM 2025

ETİK BEYAN

Gazi Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü Tez Yazım Kurallarına uygun olarak hazırladığım bu tez çalışmada;

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

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

Gözenur Melike GÖRGÜLÜ ALİN

05/11/2025

YÜKSEK TRANSLÜSENT MONOLİTİK ZİRKONYANIN YAPAY YAŞLANDIRMA SONRASI BİYOMEKANİK ÖZELLİKLERİNİN DEĞERLENDİRİLMESİ

(Uzmanlık Tezi)

Gözdenur Melike GÖRGÜLÜ ALİN

GAZİ ÜNİVERSİTESİ
DİŞ HEKİMLİĞİ FAKÜLTESİ

Kasım 2025

ÖZET

Bu çalışmanın amacı 3, 4 ve 5 mol yttria içeren zirkonya seramiklerin, asetik asit maruziyeti ve hidrotermal yaşlandırma işlemleri sonrasında bükülme direnci ve yüzey pürüzlülüğünde meydana gelen değişimleri değerlendirmektir. Her zirkonya türünden 45 adet olmak üzere, $25 \times 4 \times 1,2 \text{ mm}^3$ boyutlarında toplam 135 adet bar formunda örnek hazırlanmıştır. Her zirkonya türünden hazırlanan 45 örnek, yaşlandırma uygulanmayan kontrol grubu, asetik asitle yaşlandırılan grup (%4'lük çözelti, 80°C, 16 saat) ve hidrotermal yaşlandırılan grup (otoklav, 134°C, 2 bar, 5 saat) olmak üzere üç deney grubuna ($n = 15$) ayrılmıştır. Yaşlandırma işlemlerinin ardından tüm örnekler üç nokta bükülme testine tabi tutulmuş ve elde edilen veriler Weibull dağılımıyla analiz edilmiştir. Örneklerin yüzey pürüzlülüğü atomik kuvvet mikroskobu ile ölçülmüş, her gruptan bir örneğin yüzey morfolojisi taramalı elektron mikroskobu ile incelenmiştir. İstatistiksel analizler iki yönlü ANOVA, Friedman, Tukey ve Conover testleri ile yapılmıştır. Elde edilen bulgulara göre, hidrotermal yaşlandırma sonrası 3Y-TZP grubunun bükülme direncinde istatistiksel olarak anlamlı bir azalma gözlemlenmiştir ($p < 0,05$), ancak 4Y-PSZ ve 5Y-PSZ gruplarında anlamlı bir değişiklik tespit edilmemiştir. Ayrıca otoklav ile yaşlandırılan tüm örneklerin yüzey pürüzlülüğü, kontrol gruplarına kıyasla istatistiksel olarak anlamlı düzeyde azalmıştır ($p < 0,05$). Buna karşın, asetik asitle yaşlandırma işleminin ne bükülme direnci ne de yüzey pürüzlülüğü üzerinde anlamlı bir etkisi bulunmamıştır. Bu bulgular, zirkonya seramiklerinin yaşlanmaya karşı gösterdiği direncin yapısal özellikleri ve yttria içeriği ile yakından ilişkili olduğunu ortaya koymaktadır. Özellikle 4Y-PSZ ve 5Y-PSZ materyallerinin asidik ve termal stres koşulları altında yüzeysel ve mekanik stabilitelerini koruyabilmeleri, bu seramiklerin uzun dönem klinik kullanım açısından uygun materyaller olduklarını göstermektedir.

Bilim Kodu : 1050

Anahtar Kelimeler : Y-TZP zirkonya, hidrotermal yaşlandırma, kimyasal yaşlandırma, bükülme direnci, yüzey pürüzlülüğü

Sayfa Adedi : 93

Danışman : Prof. Dr. Ferhan EĞİLMEZ

ASSESSMENT OF BIOMECHANICAL PROPERTIES OF HIGH-TRANSLUCENT MONOLITHIC ZIRCONIA AFTER ARTIFICIAL AGING

(Speciality Thesis)

Gözdenur Melike GÖRGÜLÜ ALİN

GAZI UNIVERSITY
FACULTY OF DENTISTRY

November 2025

ABSTRACT

The aim of this study is to evaluate the changes in flexural strength and surface roughness of zirconia ceramics containing 3, 4, and 5 mol% yttria after exposure to acetic acid and hydrothermal aging. A total of 135 bar-shaped specimens ($25 \times 4 \times 1.2 \text{ mm}^3$), 45 from each zirconia type, were prepared. The 45 specimens prepared from each zirconia type were divided into three experimental groups ($n = 15$): the control group without aging, the group aged with acetic acid (4% solution, 80°C , 16 hours), and the group aged hydrothermally (autoclave, 134°C , 2 bar, 5 hours). After the aging procedures, all specimens were subjected to a three-point bending test, and the data obtained were analyzed using Weibull distribution. The surface roughness of the specimens was measured with an atomic force microscope, and the surface morphology of one specimen from each group was examined with a scanning electron microscope. Statistical analyses were performed using two-way ANOVA, Friedman, Tukey, and Conover tests. According to the results, a statistically significant decrease in the flexural strength of the 3Y-TZP group was observed after hydrothermal aging ($p < 0.05$), whereas no significant changes were detected in the 4Y-PSZ and 5Y-PSZ groups. In addition, the surface roughness of all specimens aged in the autoclave was statistically significantly reduced compared to the control groups ($p < 0.05$). On the other hand, acetic acid aging had no significant effect on either flexural strength or surface roughness. These findings reveal that the resistance of zirconia ceramics to aging is closely related to their structural properties and yttria content. In particular, the ability of 4Y-PSZ and 5Y-PSZ materials to maintain their surface and mechanical stability under acidic and thermal stress conditions indicates that these ceramics are suitable materials for long-term clinical use.

Science Code : 1050
Key Words : Y-TZP zirconia, hydrothermal aging, chemical aging, flexural strength, surface roughness
Page Number : 93
Supervisor : Prof. Dr. Ferhan EĞİLMEZ

TEŞEKKÜR

Akademik yolculuğum boyunca bilimsel alanda bana rehberlik eden ve bu süreçte yardımını esirgmeden mesleki deneyimlerini benimle paylaşan saygıdeğer hocam Prof. Dr. Ferhan EĞİLMEZ'e;

Uzmanlık eğitimim süresince başta Prof. Dr. Pınar ÇEVİK ve Prof. Dr. Arzu Zeynep YILDIRIM olmak üzere bilgi birikimlerini ve tecrübelerini benimle paylaşan ve yardımlarını esirgemeyen Gazi Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı öğretim üyelerine ve Anabilim Dalı Başkanı Sayın Prof. Dr. Cemal AYDIN'a;

Hayatımın her döneminde bana sevgi, umut ve güç veren, varlıkları ve destekleri en büyük şansım ve zor zamanlarımda güvenli limanım olan kıymetli annem Yasemin GÖRGÜLÜ'ye ve kıymetli babam Mehmet GÖRGÜLÜ'ye; başarıları ve hayattaki duruşlarıyla bana mutluluk ve gurur veren sevgili kardeşlerim Melih ve Mert GÖRGÜLÜ'ye;

Bu süreçte anlayışıyla ve sevgisiyle beni destekleyen, her daim yanımda olan ve hayatıma anlam katan sevgili eşim Taylan ALİN'e, varlığı yaşam sevincim ve göz aydınlığım olan canım kızım İpek ALİN'e;

Tez çalışmamı TDH-2023-9028 proje kodlu BAP projesi ile destekleyen Gazi Üniversitesi Bilimsel Araştırma Projeleri Birimi'ne,

En içten teşekkürlerimi sunarım.

İÇİNDEKİLER

	Sayfa
ÖZET	iv
ABSTRACT.....	v
TEŞEKKÜR.....	vi
İÇİNDEKİLER	vii
ÇİZELGELERİN LİSTESİ.....	x
ŞEKİLLERİN LİSTESİ.....	xi
RESİMLERİN LİSTESİ	xii
SİMGELER VE KISALTMALAR.....	xiii
1. GİRİŞ	1
2. GENEL BİLGİLER	3
2.1. Dental Seramikler.....	3
2.1.1. Feldspat.....	3
2.1.2. Kuvars.....	4
2.1.3. Kaolin	4
2.2. Seramik ve Benzeri Materyallerin Kimyasal Bileşimlerine Göre Sınıflandırılması.....	5
2.2.1. Cam seramikler	6
2.2.2. Polikristalin seramikler	7
2.3. Zirkonya	8
2.3.1. Bilgisayar destekli tasarım/bilgisayar destekli üretim (CAD/CAM) sistemleri.....	9
2.3.2. Zirkonyanın üretim şekillerine göre sınıflandırılması	12
2.3.3. Zirkonyanın mikroyapısına göre sınıflandırılması.....	18
2.3.4. Zirkonyanın renklendirme işlemi.....	20
2.3.5. Zirkonyaya uygulanan yüzey bitim işlemleri	21

	Sayfa
2.4. Yapay Yaşlandırma İşlemleri.....	23
2.4.1. Otoklav ile hidrotermal yaşlandırma	23
2.4.2. Termal siklus ile yaşlandırma	24
2.4.3. Kimyasal Yaşlandırma.....	24
2.5. Bükülme Testleri (Flexure Tests).....	24
2.5.1. Tek eksenli (uniaksiyal) bükülme testleri	25
2.5.2. Çift eksenli (biaksiyal) bükülme testleri	26
2.6. Weibull Analizi	26
2.7. Dental Materyallerin Yüzey Topografisini Değerlendirme Yöntemleri	28
2.7.1. Profilometre	28
2.7.2. Atomik kuvvet mikroskobu (AFM)	28
2.7.3. Taramalı elektron mikroskobu (SEM)	29
3. GEREÇ VE YÖNTEM.....	31
3.1. Çalışmada Kullanılan Materyaller	31
3.2. Örneklerin Hazırlanması	32
3.3. Deney Gruplarının Oluşturulması	35
3.4. Deney Gruplarına Yapay Yaşlandırma İşlemlerinin Uygulanması.....	37
3.4.1. Otoklav ile hızlı yaşlandırma	37
3.4.2. Asetik asit ile yaşlandırma	38
3.5. İstatiksel Analiz.....	40
3.6. Atomik Kuvvet Mikroskobu (AFM) Analizi	41
3.7. Taramalı Elektron Mikroskobu (SEM) Analizi	42
4. BULGULAR.....	45
4.1. Bükülme Direnci Bulguları	45
4.2 Weibull Analizi Sonuçları	46
4.3. AFM Yüzey Pürüzlülüğü Analiz Bulguları	48

	Sayfa
4.3.1. Friedman test sonuçları	51
4.3.2. Post-hoc test sonuçları (Conover Testi)	51
4.4. SEM Görüntüleri	51
5. TARTIŞMA	55
6. SONUÇ VE ÖNERİLER	71
KAYNAKLAR	73
ÖZGEÇMİŞ	93



ÇİZELGELERİN LİSTESİ

Çizelge	Sayfa
Çizelge 3.1. Çalışmada kullanılan monolitik zirkonya bloklar ve üretici firma tarafından bildirilen özellikleri	32
Çizelge 3.2. Sinterleme parametreleri.....	35
Çizelge 3.3. Glaze programı	37
Çizelge 4.1. Çok yönlü varyans analizi sonuçları.....	45
Çizelge 4.2. Deney gruplarının ortalama bükülme dirençleri, standart sapma değerleri, karakteristik dayanımları(σ_0), Weibull modülleri(m) ve yüzey pürüzlülük (Ra) sonuçları.	47
Çizelge 4.3. Y-TZP seramiklerin ortalama yüzey pürüzlülük değerleri (nm), standart sapmaları ve standart hata verileri.....	50
Çizelge 4.4. Materyallerin yüzey pürüzlülüğü değerlerine ilişkin istatistiksel analiz sonuçları.....	51
Çizelge 4.5. Materyallerin yüzey pürüzlülük değerlerine ilişkin istatistikler.....	51

ŞEKİLLERİN LİSTESİ

Şekil	Sayfa
Şekil 2.1. Zirkonyanın farklı kristal yapıları: a) Monoklinik kristal yapı, b) Tetragonal kristal yapı, c) Kübik kristal yapı	14
Şekil 2.2. Zirkonyanın düşük ısıda bozunması sonucu taneciklerin yüzeye yükselmesinin şematik görünümü	20
Şekil 2.3. Üç Nokta Eğme Testi	25
Şekil 2.4. Dört Nokta Eğme Testi	26
Şekil 2.5. Çift Eksenli Bükülme Testi	26
Şekil 3.1. Şematik çalışma tasarımı.	36
Şekil 4.1. Bükülme direnci verilerinin ortalama değerleri ve standart sapmaları.....	46
Şekil 4.2. Tüm grupların Weibull olasılık grafiği. Gruplar arasındaki istatistiksel farklılıklar farklı harflerle gösterilmiştir.....	47
Şekil 4.3. Tüm grupların Weibull kümülatif başarısızlık grafiği.....	48

RESİMLERİN LİSTESİ

Resim	Sayfa
Resim 3.2. Hassas kesit alma cihazı ile örneklerin elde edilmesi.....	32
Resim 3.3. Zımpara cihazı ve örneklerin su altında zımparalanması	33
Resim 3.4. Örnek boyutlarının dijital kumpas ile ölçülmesi	33
Resim 3.5. FED Teknik Fstherm sinterleme fırını.....	34
Resim 3.6. Sinterizasyon sonrası soğutulan örnekler	34
Resim 3.7. Sinterleme sonrası örnek boyutlarının kontrol edilmesi.....	35
Resim 3.8. Elde edilen örnekler a) VITA YZ® HT, b) VITA YZ® ST, c) VITA YZ® XT	36
Resim 3.9. Glaze işleminde kullanılan toz, likit ve porselen fırını.....	37
Resim 3.10. Otoklav cihazı.....	38
Resim 3.11. Kuru sıcak hava fırını.	38
Resim 3.12. Üniversal test cihazı.....	39
Resim 3.13. Örneklerin cihaza yerleştirilmesi.....	40
Resim 3.14. Yüzey pürüzlülüğünün değerlendirildiği atomik kuvvet mikroskobu.....	42
Resim 3.15. Altın kaplama cihazı ve altınla kaplanan örnekler	43
Resim 3.16. Yüzey incelemesinde kullanılan taramalı elektron mikroskobu.....	43
Resim 4.1. HT grubu a) Kontrol örneği b) Otoklav örneği c) Asetik asit örneği	49
Resim 4.2. ST grubu a) Kontrol b) Otoklav c) Asetik asit	49
Resim 4.3. XT grubu a) Kontrol b) Otoklav c) Asetik asit.....	50
Resim 4.4. VITA YZ® HT a) glaze öncesi kontrol grubuna ait örnek b) glaze sonrası kontrol grubuna ait örnek c) glazeli otoklav grubuna ait örnek d) glazeli asetik asit grubuna ait örneğin ×5.000 büyütmedeki SEM görüntüsü	52
Resim 4.5. VITA YZ® ST a) glaze öncesi kontrol grubuna ait örnek b) glaze sonrası kontrol grubuna ait örnek c) glazeli otoklav grubuna ait örnek d) glazeli asetik asit grubuna ait örneğin ×5.000 büyütmedeki SEM görüntüsü	53
Resim 4.6. VITA YZ® XT a) glaze öncesi kontrol grubuna ait örnek b) glaze sonrası kontrol grubuna ait örnek c) glazeli otoklav grubuna ait örnek d) glazeli asetik asit grubuna ait örneğin ×5.000 büyütmedeki SEM görüntüsü	54

SİMGELER VE KISALTMALAR

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

Simgeler	Açıklamalar
%	Yüzde
°C	Santigrat derece
±	Artı-eksi
<	Küçüktür
>	Büyüktür
™	Ticari Marka (Trade Mark)
®	Tescilli (Registered)
Al ₂ O ₃	Alüminyum oksit
β	Weibull dağılımında Şekil parametresi
BiCl ₃	Bizmut klorür
Bi ₂ O ₃	Bizmut oksit
Ce(C ₂ H ₃ O ₂) ₃	Seryum asetat
CeCl ₃	Seryum klorür
CeO ₂	Seryum oksit
CrCl ₃	Krom klorür
Er	Erbium
FeCl ₃	Demir klorür
Fe ₂ O ₃	Demir oksit
GPa	Gigapascal
K ₂ Al ₂ Si ₆ O ₁₆	Potasyum feldspat
K ₂ O	Potasyum oksit
K ₂ O·Al ₂ O ₃ ·6SiO ₂	Potasyum alümina silikat
m	Monoklinik
MgO	Magnezyum oksit
MnCl ₂	Manganez klorür
MnSO ₄	Manganez sülfat
mm	Milimetre

mm³	Milimetreküp
MPa	Megapascal
µm	Mikrometre
Na₂O	Sodyum oksit
Na₂O·Al₂O₃·6SiO₂	Sodyum alümina silikat
Nd	Neodimyum
nm	Nanometre
SiO₂	Silisyum dioksit
TbCl₃	Terbiyum klorür
η	Weibull dağılımda Ölçek parametresi
pH	Çözeltilerin asitlik veya bazlık derecesini gösteren birim (-log [H ⁺])
Ra	Ortalama yüzey pürüzlülüğü
Rpm	Yüzeydeki ortalama tepe-çukur yüksekliği
Rz	Maksimum yüzey pürüzlülüğü
σ₀	Karakteristik dayanım
t	Tetragonal
Y₂O₃	Yttria
Zr	Zirkonyum
ZrO₂	Zirkonyum dioksit

Kısaltmalar

Açıklamalar

AFM	Atomik kuvvet mikroskobu (Atomic Force Microscope)
CAD/CAM	Bilgisayar destekli tasarım/ Bilgisayar destekli üretim (Computer-Aided Design / Computer-Aided Manufacturing)
Dk	Dakika
FSZ	Tamamen stabilize zirkonya (Fully Stabilized Zirconia)
LTD	Düşük ısıda bozunma (Low Temperature Degradation)
PSZ	Parsiyel stabilize zirkonya (Partially Stabilized Zirconia)
SEM	Taramalı elektron mikroskobu (Scanning Electron Microscope)
XRD	X-Işını difraksiyonu (X-Ray Diffraction)
Y-TZP	Yttria stabilize tetragonal zirkonya polikristali

1. GİRİŞ

Zirkonya; yüksek bükülme direnci, biyouyumluluğu ve estetik görünümü sayesinde son yıllarda protetik diş hekimliğinde giderek daha fazla tercih edilen bir materyal hâline gelmiştir [1]. İyi kimyasal ve boyutsal kararlılığının yanı sıra yüksek mekanik mukavemet ve kırılma tokluğu gibi özellikleri, zirkonyayı ideal bir biyoseramik malzeme yapmaktadır [2].

Geleneksel olarak kullanılan %3 mol yttria ile stabilize edilmiş tetragonal zirkonya polikristali (3Y-TZP)'nin mekanik dayanımı yüksek olmasına rağmen opak bir yapıya sahiptir. Bu opaklık nedeniyle 3Y-TZP genellikle altyapı materyali olarak kullanılmış ve estetik beklentileri karşılayabilmek amacıyla feldspatik porselenlerle kaplanmıştır. Ancak, bu tür çift katmanlı restorasyonlarda zamanla porselenin tutuculuğunun azalması ve çatlak oluşumu gibi sorunlara sıkça karşılaşılmaktadır. Bu sorunları ortadan kaldırmak amacıyla, seramik kaplama gerektirmeyen ve tamamen tek bir malzemedен üretilen monolitik zirkonya restorasyonlar geliştirilmiştir [3-5].

Günümüzde estetik beklentilerin artmasıyla birlikte, daha translüsent restorasyon materyallerine ihtiyaç duyulmuştur. Bu doğrultuda, geleneksel zirkonyadan daha yüksek oranda kübik faz içeren ve %4 ile %5 mol yttria ile stabilize edilmiş zirkonya materyalleri (4Y-PSZ ve 5Y-PSZ) “yüksek translüsent monolitik zirkonya” adıyla klinik kullanıma sunulmuştur [6, 7]. Ancak bu yeni nesil zirkonya materyallerinin yaşlanma dayanımları hakkında hâlen sınırlı sayıda bilgi bulunmaktadır.

Literatürdeki araştırmalara göre, zirkonya içerisindeki yttria oranı arttıkça tetragonal faz oranı azalmaktadır. Bu durum, özellikle 5Y-PSZ materyalinde belirgin olmakta ve mekanik özelliklerde düşüşe neden olmaktadır. Nitekim 5Y-PSZ, 3Y-TZP'ye kıyasla yaklaşık yarı yarıya azalan bir mekanik dayanıklılığa sahiptir [8, 9]. Bu nedenle, 5Y-PSZ'nin kullanımı genellikle sadece ön bölge restorasyonları ile sınırlı kalmaktadır [10]. Öte yandan, seramikle veneerlenmiş zirkonya restorasyonların bükülme dirençleri, monolitik olarak üretilmiş zirkonya restorasyonlara kıyasla daha düşüktür [11-14].

Zirkonya materyali ağız ortamında lokal stres ve su varlığına bağlı olarak yapısal değişimlere uğrayabilmekte ve bu da mekanik özellikleri olumsuz yönde

etkileyebilmektedir. Bu durum, düşük ısıda bozunma (*low temperature degradation* - LTD) ya da hidrotermal bozunma olarak tanımlanmaktadır [15]. Ağız boşluğundaki sıvılarla doğrudan temas halinde olduklarından translüsent monolitik zirkonyalarda düşük ısıda bozunma dikkate alınması gereken bir konudur.

Yüksek oranda kübik faz ve artmış yttria içeriğine sahip bu yeni nesil zirkonya materyallerinin, geleneksel zirkonyalara kıyasla düşük ısıda bozunmaya karşı farklı dirençler göstermesi, klinik başarı açısından önem taşımaktadır. Ayrıca, oral kavitede gıdalar aracılığıyla alınan asetik asit gibi kimyasalların bu materyaller üzerindeki etkisinin belirlenmesi, uzun dönemli restoratif başarının değerlendirilmesi açısından önem arz etmektedir.

Bu çalışmanın amacı; hidrotermal yaşlandırma ve asetik asit uygulamalarının, yüksek translüsent monolitik zirkonya polikristalin seramiklerin bükülme direnci ve yüzey pürüzlülüğü üzerindeki etkilerini değerlendirmektir.

Çalışmanın sıfır hipotezleri şunlardır:

1. Sıfır hipotezi (H_{01} hipotezi); farklı yttria konsantrasyonlarına sahip zirkonya seramiklerin kimyasal ve hidrotermal olarak yaşlandırılmasının uniaksiyal bükülme direncine etkisi yoktur.
2. Sıfır hipotezi (H_{02} hipotezi); farklı yttria konsantrasyonlarına sahip zirkonya seramiklerin kimyasal ve hidrotermal olarak yaşlandırılmasının yüzey pürüzlülüğüne etkisi yoktur.

Bu doğrultuda, çalışmamızda yttria içerikleri farklı zirkonya materyaller kullanılarak, iki farklı yaşlandırma yöntemi sonrasında bu materyallerin mekanik ve topografik özelliklerindeki değişimler karşılaştırmalı olarak değerlendirilmiştir.

2. GENEL BİLGİLER

2.1. Dental Seramikler

Seramik, inorganik bir yapıya sahip, cam fazı içeren kristal bir malzemedir. İsmi Yunanca “keramikos” kelimesinden türemiş olup, “topraktan yapılan” anlamına gelmektedir [16]. Seramikler, bir veya birden fazla metalin, ametal elementlerden biri olan oksijenle birleşmesi sonucunda meydana gelir ve çoğunlukla silikat temelli bir yapıya sahiptir. Oksijen atomları, yapı içerisinde metal ve silikon atomlarını çevreleyip sıkıştırarak matris görevi görmektedir. Seramik kristallerini oluşturan kimyasal bağlar hem iyonik hem de kovalent özellikler taşımaktadır [17].

Dental seramikler, belirli oranlardaki kaolin, feldspat ve kuvars (silika) ham maddelerinin birleştirilip yüksek sıcaklıklarda ısıtılmasıyla elde edilmektedir. Temel olarak silika, yani silisyum dioksit (SiO_2) kimyasal bileşiğinden oluşmaktadır. Bu bileşik inorganik ve metal olmayan bir yapıdır. Ayrıca, seramik malzemelere renk vermek için pigmentler, işlenebilirliği artırmak için akışkanlar, yapısal özellikleri değiştirmek için ara oksitler, cam özelliklerini düzenleyen modifiye ediciler, opaklık sağlayan katkı maddeleri ve floresans etkisini güçlendiren çeşitli kimyasal ajanlar ilave edilmektedir [18].

2.1.1. Feldspat

Feldspat, dental porselenin camsı yapısını oluşturan ve porselene translüsentlik özelliği veren bir maddedir. Bu madde, potasyum alümina silikat ($\text{K}_2\text{O} \cdot \text{Al}_2\text{O}_3 \cdot 6\text{SiO}_2$) ve sodyum alümina silikat ($\text{Na}_2\text{O} \cdot \text{Al}_2\text{O}_3 \cdot 6\text{SiO}_2$) olmak üzere iki ana bileşenden oluşmaktadır. Dental porselenin yaklaşık %75-85'ini feldspat oluşturur. Ayrıca feldspatın yapısında değişen oranlarda potasyum oksit (K_2O) ve sodyum oksit (Na_2O) bulunmaktadır [17, 19]. Potasyum oksit camın viskozitesini artırarak fırınlama esnasında dişin şeklinin detaylarının korunmasını sağlarken, sodyum oksit feldspatın erime derecesini düşürür [20, 21]. Feldspat, fırınlama esnasında eriyerek kuvars ve kaoline matris görevi görür ve yapısal bütünlüğü sağlar [22].

2.1.2. Kuvars

Kuvars erime derecesi yüksek bir materyal olduğundan pişirme esnasında oluşabilecek büzölmeleri önler. Seramik içeriğinde yaklaşık %15 oranında bulunur. Tamamen silisyum dioksitten (SiO_2) oluşmaktadır. Seramiklerde doldurucu ve fiziksel dayanımı güçlendirici ajan olarak kullanılmaktadır [23]. Porselenin translösent görünümünü artırır [24].

2.1.3. Kaolin

Kaolin, dehidrate yapıda bir alüminyum silikat olup, seramik hamuruna elastikiyet kazandırarak şekillendirme işlemlerini kolaylaştırır. Isıya oldukça dayanıklı olan bu bileşen, opak bir madde olması nedeniyle porselen bileşiminde genellikle %1 ila %5 oranında kullanılmaktadır [25, 26].

Seramiklerin kırılğan yapısı, bu materyallerin çiğneme kuvvetlerine karşı dayanıksız olmasına neden olmaktadır. Bu sorunu aşmak amacıyla geliştirilen metal altyapılı seramik sistemler, seramiğin estetik avantajlarını metallerin yüksek mekanik dayanımı ile birleştirmektedir. Ancak bu sistemlerde kullanılan bazı metallerin alerjik reaksiyonlara yol açması ve diş eti renginde değışikliklere neden olması gibi dezavantajları, daha estetik ve biyoyumlu materyallerin geliştirilmesine olan ilgiyi artırmıştır. Bu bağlamda, tam seramiklerin kullanımı son yıllarda yaygınlaşmıştır [18].

Metal altyapılı seramik restorasyonlar, ışığı yeterince geçirmediğinden doğal dişin optik özelliklerini tam anlamıyla taklit edemez. Buna karşılık, tam seramik materyallerin ışık geçirme ve yansıtma özellikleri doğal diş yapısına daha yakındır ve bu özellikleri sayesinde estetik restorasyonlar için uygun bir alternatif oluşturmaktadır. Tam seramiklerin bir diğer avantajı düşük ısı ve elektrik iletkenlikleri nedeniyle destek dişi dış etkenlerden korumasıdır [27].

Tam seramik restorasyonlar sundukları avantajlara rağmen laboratuvar ve klinik süreçlerinde metal destekli seramik restorasyonlara kıyasla daha fazla detay ve özen gerektirmektedir. Tam seramiklerin üretimi için çoğu zaman özel ekipman gereklidir ve bu materyaller metal destekli seramiklere göre daha maliyetlidir [28].

Tam seramik restorasyonlar, estetik özellikleri artırmak amacıyla altyapının daha translüsent seramiklerle kaplandığı çift katmanlı restorasyonlar şeklinde uygulanabileceği gibi gerekli durumlarda renklendirme işlemleriyle uyumlandırılabilen monolitik restorasyonlar olarak da kullanılabilmektedir [29].

2.2. Seramik ve Benzeri Materyallerin Kimyasal Bileşimlerine Göre Sınıflandırılması

Dental seramikler geçmişte üretim teknikleri, kullanım alanları veya kristal faz içeriklerine göre sınıflandırılmıştır. Ancak günümüzde yeni geliştirilen yüksek dolduruculu rezin matriks materyalleri bu sınıflamalarda yer almamaktadır. Bu materyaller, 2013 yılında Amerikan Diş Hekimliği Birliği (ADA) tarafından seramik benzeri özelliklere sahip olmaları nedeniyle seramik olarak tanımlanmıştır [30]. Bu doğrultuda, Gracis ve ark. [30] seramik materyalleri içeriklerine göre cam matriks seramikler, polikristalin seramikler ve rezin matriks seramikler olmak üzere üç ana grupta sınıflandırmıştır.

1. Cam matriks seramikler:

- Feldspatik seramikler
- Sentetik seramikler (Lösit, lityumdisilikat ve floroapatit içerikli seramik)
- Cam infiltre seramikler

2. Polikristalin seramikler:

- Alümina
- Stabilize zirkonya
- Zirkonya ile güçlendirilmiş alümina
- Alümina ile güçlendirilmiş zirkonya

3. Rezin matriks seramikler:

- Rezin nanoseramik
- Rezin matriks içinde infiltre edilmiş cam seramik
- Rezin matriks içinde zirkonya-silika seramik [30].

2.2.1. Cam seramikler

Feldspatik seramikler

Feldspat esaslı seramikler; kaolin (hidrate alüminasilikat), feldspat (potasyum ve sodyum alüminasilikat karışımı) ve kuvars (silika) içeren materyallerdir. İçeriğindeki potasyum feldspat ($K_2Al_2Si_6O_{16}$), lösit kristalleri oluşturarak materyalin dayanıklılığını artırır ve metal altyapılar için uygun hale getirir [30]. Feldspatik seramikler yüksek estetik özelliğe sahiptir. Bükülme direnci 50 ila 120 MPa arasında değişmektedir [21]. Bu seramikler, metal destekli restorasyonlarda veneerleme materyali olarak kullanılmakla birlikte laminate veneer, inley, onley restorasyonlar ve anterior bölgede bölümlü veya tam kron restorasyonlarında monolitik olarak kullanılabilir [31]. VITA™ Mark II (VITA Zahnfabrik, Bad Säckingen, Almanya) ve Cerec™ Blocs PC/C (Sirona Dental Systems, Bensheim, Almanya) bu gruptaki seramiklere örnek olarak verilebilir [30].

Sentetik seramikler

Sentetik seramikler; dayanıklılığı artırmak amacıyla doğal ham madde kaynaklarına erişim zorluğu nedeniyle geliştirilmiş ve yaygın olarak kullanılmaya başlanmıştır. Bileşimleri üreticiye bağlı olarak değişmekle birlikte, genellikle silisyum dioksit (SiO_2), potasyum oksit (K_2O), sodyum oksit (Na_2O) ve alüminyum oksit (Al_2O_3) içerir. Bu seramiklerin cam fazlarına, dayanıklılığı artırmak ve metalle termal genleşme uyumunu sağlamak için apatit kristalleri ve lösit eklenmiştir [30]. Bu grupta, Ivoclar Vivadent (Schaan, Lihtenştayn) tarafından üretilen IPS Empress®, IPS Empress® II ve IPS e.max® CAD ürünleri yer almaktadır [32].

Cam infiltre seramikler

Slip-cast adı verilen bir sistemle sinterlenerek oluşturulan pörözlü altyapıya camın infiltre edilmesiyle üretilen materyallerdir. Opak görünimleri nedeniyle veneer tabaka eklenerek kullanılmaktadır. Bu seramikler, alümina esaslı cam infiltre seramikler (In-Ceram® Alumina, Vita, Bad Säckingen, Almanya), alümina ve magnezyum oksit (MgO) bileşimli cam infiltre seramikler (In-Ceram® Spinell, Vita, Bad Säckingen, Almanya) ve alümina ile zirkonya bileşimli cam infiltre seramikler (In-Ceram® Zirconia, Vita, Bad Säckingen,

Almanya) olmak üzere üç ana alt gruba ayrılmaktadır. Ancak, CAD/CAM teknolojisi ile üretilen lityum disilikat ve zirkonya seramiklerin klinik uygulamalarda yaygınlaşması, bu seramiklerin kullanımını azaltmıştır [30].

2.2.2. Polikristalin seramikler

Polikristalin yapıdaki seramikler, bileşimlerine göre dört ana kategoriye ayrılır: alümina esaslı seramikler, stabilize edilmiş zirkonya seramikler, zirkonya ile güçlendirilmiş alümina seramikler ve alümina ile güçlendirilmiş zirkonya seramikler. Polikristalin grubundaki seramikler, cam faz içermeyen, kırılma dayanımı sağlayan ancak düşük translüsentlik özelliğine sahip yoğunlaştırılmış ince taneli kristal yapıdan oluşmaktadır [30, 33]. Cam faz içermemeleri nedeniyle, bu seramiklerin hidroflorik asitle aşındırılması için daha uzun süre veya daha yüksek sıcaklıkta asitleme işlemi uygulanması gerekmektedir [34]. Alümina seramiklere örnek olarak Procera™ AllCeram (Nobel Biocare, Goteborg, İsveç), Vita™ InCeram AL (Vita Zahnfabrik, Bad Sackingen, Almanya); stabilize zirkonya seramiklere örnek olarak Wieland Zenostar® Translucent (Ivoclar Vivadent, Schaan, Lihtenştayn), Prettau® Anterior (Zirkonzahn, South Tyrol, İtalya), BruxZir® Zirconia (Glidewell Laboratories, California, ABD); zirkonya ile güçlendirilmiş alümina seramiklere örnek olarak In-Ceram® Zirconia (Vita Zahnfabrik, Bad Sackingen, Almanya) verilebilir [35-38].

2.2.3. Rezin matriks seramikler

Bu tip seramikler, seramik partiküllerinin organik bir matriks içinde yüksek yoğunlukta yerleştirilmesiyle elde edilmiştir [30]. Rezin matriks seramikler, kompozitlerin düşük aşındırma özelliği ve yüksek bükülme direnci ile seramiğin renk stabilitesi ve dayanıklılık avantajlarını bir arada bulundurmaktadır [39]. Aynı zamanda bu materyallerin elastisite modüllerinin dentine yakın olması, daha kolay frezelenip uyumlanabilmesi ve tamir ve modifikasyonunun daha kolay olması gibi olumlu özellikleri bulunmaktadır. Bu grup seramikler içeriklerine göre; rezin nanoseramik (Lava™ Ultimate, 3M ESPE, Seefeld, Almanya), rezin matriks içinde infiltre edilmiş cam seramik (Vita Enamic®, VITA Zahnfabrik, Bad Sackingen, Almanya) ve rezin matriks içinde zirkonya-silika seramik (Paradigm™ MZ100, 3M ESPE, Minnesota, ABD) olarak üç alt gruba ayrılmıştır [30].

2.3. Zirkonya

Zirkonyum, periyodik tablonun 4b grubunda bulunan ve atom numarası 40 olan bir geçiş metalidir. Atom kütlesi 91,22 birim olan bu element, “Zr” sembolü ile temsil edilir. İsmi, Arapça “altın rengi” anlamına gelen “zargon” kelimesinden türemiştir. Kimyasal olarak reaktif bir metal olduğu için doğada serbest halde bulunmaz ve genellikle bileşikler halinde mevcuttur [40]. Zirkonyum silikat (zirkon) ve zirkonya (zirkonyum dioksit) olarak farklı bileşikler halinde görülür. Zirkonyum dioksit, zirkonyum elementinin oksijen ile reaksiyona geçmesi ile oluşmaktadır. Bu bileşik su veya hava ile temas ettiğinde, yüzeyi oksit tabakasıyla kaplanarak korozyona dirençli hale gelmektedir [40, 41]. Zirkonyum terimi metali ifade ederken, zirkonyum dioksit (ZrO_2) zirkonya seramiği anlamına gelmektedir [42]. Zirkonyum dioksit, mekanik özellikleri açısından paslanmaz çelik ile benzerlik gösterir. Bükülme direnci 900-1200 MPa, Vickers sertliği 11-13 GPa ve kırılma tokluğu 9-10 MPa.m^{1/2} değerlerindedir [43].

Zirkonya restorasyonlar geleneksel yöntemlerle üretilemediğinden 1990’lı yıllardan itibaren bilgisayar destekli tasarım ve bilgisayar destekli üretim (CAD/CAM) teknolojisi kullanılarak üretilmeye başlanmıştır [44]. Ortodontik braketlerde, endodontik postlarda, implantlar ve implant dayanaklarında, kron ve köprü restorasyonlarında kullanılmaktadır [45].

Zirkonya seramiklerin avantajları [38, 46-48]:

- Yüksek bükülme direnci ve kırılma sertliği gibi üstün mekanik özelliklere sahiptir.
- Dişetinde reaksiyon oluşturmeyen biyouyumlu bir materyaldir.
- Aşınmaya ve korozyona dirençlidir.
- Diş preparasyonu, diş eti hizasında ya da daha yukarıda sonlandırılabilir.
- Isı iletkenliği düşük olduğundan pulpal irritasyon ve termal hassasiyet oluşumu engellenmektedir.
- Bakteri birikimi titanyuma kıyasla daha az görülmektedir.
- Radyopak yapısı sayesinde restorasyon çevresindeki artık simanlar ve restorasyonun marjinal bütünlüğü radyografa kolayca değerlendirilebilmektedir.
- Hem adeziv hem konvansiyonel yöntemlerle simante edilebilmektedir

Zirkonya seramiklerin dezavantajları [49-51]:

- Oldukça opak bir görünüme sahiptirler.
- Aşındırma ve kumlama gibi yüzey işlemleri, materyalin mekanik özelliklerini zayıflatabilir veya bozabilir.
- Üzerine uygulanan veneer kaplamada kopma ve kırılmalar sıklıkla görülmektedir.

2.3.1. Bilgisayar destekli tasarım/bilgisayar destekli üretim (CAD/CAM) sistemleri

CAD/CAM (Computer Aided Design ve Computer Aided Manufacturing) bilgisayar destekli tasarım ve bilgisayar destekli üretim anlamına gelen İngilizce kısaltma bir terimdir. 1970'lerde Duret ve Preston CAD/CAM teknolojisini diş hekimliği alanına kazandırmıştır [52]. 1988 yılında Dr. Moermann CEREC (CEramic REConstruction) sistemini geliştirerek, hasta başında (chairside) seramik bloktan inley üretimini gerçekleştirmiştir. Seramik restorasyonların üretiminin hasta başında yapılabilmesi CAD/CAM sistemlerinin diş hekimliği alanında kullanımını yaygınlaştırmıştır [53].

CAD/CAM sistemi, üç temel aşamadan oluşur: yüzey taraması yoluyla veri toplama, restorasyon tasarımı (CAD) ve restorasyon üretimi (CAM). Dişlerin preparasyonu tamamlandıktan sonra, optik tarayıcılar aracılığıyla prepare edilen dişlerin, komşu ve karşıt dişlerin, oklüzyon ilişkisinin ve çevre yumuşak dokuların dijital ölçümleri gerçekleştirilir [52]. Dijital ölçümler, doğrudan ağız içinden optik tarayıcılar kullanılarak yapılabileceği gibi, dolaylı yöntemle alçı modeller üzerinden de gerçekleştirilebilmektedir. Bilgisayar ortamında elde edilen model üzerinde özel yazılımı sayesinde üç boyutlu olarak restorasyon tasarımı yapılmaktadır. Restorasyonu tasarlamak için öncelikle bitim kenarı belirlenmekte, daha sonra restorasyona uygun giriş yolu seçilerek istenilen boyutta ve tasarımda restorasyon üretilmektedir [54, 55]. Tasarımın tamamlanmasının ardından, restorasyon özel blok veya disklerden frezelenerek elde edilmektedir.

CAD/CAM sisteminin sağladığı avantajlar arasında, geleneksel yöntemlerle yapılan restorasyonlar için gereken laboratuvar işlemlerinin ortadan kaldırılması, ölçü maddesi ve alçı kullanımının gerekmemesi, teknik hataların en aza indirilmesi ve restorasyonun tek seansta klinik ortamında tamamlanabilmesi yer alır [56]. Restorasyonlar tek seansta tamamlanabildiği için genellikle geçici restorasyon uygulamasına ihtiyaç duyulmaz. Dijital

ölçümler sayesinde daha hassas modeller elde edilir ve bu da tekrarlanan fırınlama ile cilalama işlemlerinden kaynaklanan sorunları ortadan kaldırır [57, 58]. Bu üretim şekli sayesinde hastaya kısa sürede daha hassas internal ve marjinal uyuma sahip restorasyonlar teslim edilebilmektedir [59]. Elde edilen veriler sisteme kaydedilerek tekrar kullanılabilir [60].

Üretim aşamalarına göre eksiltme (frezeleme veya aşındırma), çoğaltma (hızlı prototipleme veya 3D yazıcı) veya her iki yöntemin birlikte kullanıldığı bilgisayar destekli üretim sistemleri mevcuttur. Frezeleme yönteminde, hazır bloklar küçültülerek restorasyonlar üretilir. Bloklar, tasarlanan restorasyonun tipine ve boyutuna uygun olarak seçilir. Tasarım ünitesinden gelen verilere dayanarak, farklı boyut ve şekillerdeki frezler kullanılarak kazıma ünitesine yerleştirilen bloklardan restorasyonlar oluşturulur [61].

Dental porselenlerin içerisindeki partiküllerin yüksek sıcaklıklarda birleştirilmesi işlemi “sinterleme” olarak adlandırılır. Materyalin sinterlenmesi yoğunluğunu artırarak mekanik ve fiziksel özelliklerinin gelişmesini sağlamaktadır [62]. Zirkonya restorasyonlar, eksiltme yöntemine göre iki şekilde üretilebilir. Yarı sinterlenmiş bloklar için kullanılan yumuşak frezeleme tekniğinde, presinterize bloklar belirlenen boyutlarda aşındırılır ve ardından yüksek sıcaklıkta sinterlenerek üretim tamamlanır. Sinterizasyon sonrası yaklaşık %25 büzülme meydana gelir. Sinterleme işlemi, frezeleme sonrasında gerçekleştirildiğinden, gerilim kaynaklı streslerin yol açtığı faz dönüşümleri en aza indirilir. Bu yöntem, hızlı ve uygulaması kolay olduğu için üreticiler tarafından sıklıkla tercih edilmektedir [63]. Procera™ Zirconia (Nobel Biocare, Kloten, İsviçre), IPS e.max® ZirCAD (Ivoclar Vivadent, Schaan, Lihtenştayn), Lava™ (3M ESPE, Seefeld, Almanya) ve Cercon® (Dentsply Sirona, Pennsylvania, ABD), yumuşak işleme sistemlerine örnektir [29, 31].

Sert frezeleme tekniği ise sinterizasyon işlemi tamamlanmış sert zirkonya blokların aşındırılmasını içerir. CAD/CAM sistemlerinde tam sinterlenmiş bloklar üzerinde gerçekleştirilen sert frezeleme işlemi, tetragonal fazın monoklinik faza dönüşmesine neden olabilir. Bunun yanı sıra, bu yöntem restorasyonlarda kırık oluşumuna yol açabilir ve yumuşak sinterleme yöntemine kıyasla daha uzun süre gerektirir. Sinterlenmiş zirkonyanın aşırı sert olması nedeniyle frezler yumuşak frezelemeye göre daha çabuk aşınır. Ancak, restorasyon final boyutunda hazırlandığı için marjinal uyumları yumuşak frezelemeye göre

daha iyidir [63]. Denzir® (Cadesthetics AB, Skellefteå, İsviçre) sert işleme sistemiyle üretilmektedir [31].

Eksiltme yönteminde hazır blokların %90'ının uzaklaştırılması, materyal israfına ve artık materyal sorununa yol açmaktadır. Bu sorunu gidermek amacıyla, günümüzde ekleme yöntemini kullanan üretim sistemleri ve hızlı prototip üretimi gibi teknikler, alternatif olarak geliştirilmiştir. Bu üretim yöntemi, seramik veya metal toz havuzundaki materyalin tasarlanan restorasyon tamamlanana kadar sürekli olarak eklenip birleştirilmesiyle gerçekleştirilir. Hint ELs® (Bego Medical AG, Bremen, Almanya) sistemi, bu yöntemi kullanan sistemlere örnektir. Bu sistemlerin dışında Procera™ (Nobel Biocare, Kloten, İsviçre) ve Wol-ceram® (VITA Zahnfabrik, Bad Säckingen, Almanya) gibi ekleme ve eksiltme yöntemlerini birlikte kullanan bazı CAD/CAM sistemleri de bulunmaktadır [64].

Üretim yöntemlerine göre CAD/CAM sistemleri üç farklı şekilde sınıflandırılır: hasta başında üretim (in-office sistem, chairside), laboratuvarında üretim (in-lab system), ve merkezi üretim (centralized production) [60]. Bu sistemlere örnek olarak, klinikte kullanılan Cerec™ (Sirona Dental, Bensheim, Almanya) ve E4D® (E4D Technologies, Texas, ABD) sistemleri; laboratuvarında kullanılan Cerec™ Inlab (Sirona Dental, Bensheim, Almanya), DCS Precident® (Popp Dental Laboratory, Greendale, ABD) ve Cercon® sistemleri; ve merkezi üretim için kullanılan Lava™ ve Procera™ sistemleri verilebilir [65].

CAD/CAM restorasyonların üretim maliyeti kullanımını kısıtlamaktadır. CAD/CAM sistemlerinde kullanılan monokromatik bloklar, hastaların estetik beklentilerini tam olarak karşılamada yetersiz kalabilmektedir. Bu durumu aşmak için son yıllarda, çeşitli renk seçeneklerine sahip polikromatik bloklar geliştirilmiş ve kullanıma sunulmuştur [56].

CAD/CAM sistemleri, inley, onley, bölümlü kron, kron ve köprü protezlerinin alt yapıları, monolitik kronlar, teleskop kronlar gibi restorasyonların tasarım ve üretiminde kullanılabilir. Ayrıca, maksillofasiyal protezler, hareketli bölümlü protezlerin iskelet yapıları ve implant cerrahisinde kullanılan stentlerin tasarımı ile üretimi de bu sistemler aracılığıyla gerçekleştirilebilmektedir [66, 67].

2.3.2. Zirkonyanın üretim şekillerine göre sınıflandırılması

Zirkonya bloklar üretim şekline göre farklı mekanik özellikler göstermektedir. Zirkonya bloklar üretim şekillerine göre sinterlenmemiş, yarı sinterlenmiş ve tam sinterlenmiş olarak üçe ayrılmaktadır [68].

Sinterlenmemiş zirkonya bloklar (green stage)

Y-TZP tozlarının ısı uygulanmadan preslenmesiyle edilen bloklardır. Aynı zamanda “green stage zirkonya” olarak da adlandırılır. Tebeşirimsi yumuşak bir yapıda bulunduğu için kolay aşındırılırlar. Sinterlenmemiş zirkonyanın pörözlü yapısı, sinterleme işlemi sonrasında yaklaşık %20-30 oranında volumetrik küçülme göstererek daha yoğun ve mekanik olarak dayanıklı bir yapıya dönüşür. Bu büzülme telafi etmek amacıyla, CAD/CAM sistemleriyle yapılan aşındırma (frezeleme) işlemi sırasında restorasyon, nihai boyutlarından daha büyük olacak şekilde tasarlanır [69].

Yarı sinterlenmiş zirkonya bloklar

Zirkonyum dioksit tozu, belirli bağlayıcı maddeler ile birleştirilerek preslenmiş bloklar halinde şekillendirilir ve ardından 1350–1550°C sıcaklık aralığında, 2 ila 5 saat boyunca ön sinterleme işlemine tabi tutulur. Bu işlemden sonra bağlayıcı maddeler elimine olur [70]. Bu bloklar ön sinterlemeden sonra %40 yoğunluk oranına sahiptir. Tam yoğunluğuna ulaşmadıkları için mekanik özellikleri zayıf ve yapıları pörözlüdür. Seramiğin final sinterlenmesi sırasında oluşacak olan ortalama %25 oranındaki büzülme, materyalin CAD/CAM cihazında şekillendirilirken esas boyutlarından daha büyük oranda hazırlanmasıyla telafi edilir [71, 72]. Bu blokların frezeleme işlemi tam sinterize bloklara göre daha kolaydır [47]. Öncesinde daha büyük boyutlarda hazırlanan zirkonya restorasyonlar, son şekil ve mekanik özelliklerini kazanabilmesi için sıcaklık aralığında, basınçsız ortamda final sinterleme işlemine tabi tutulur [40]. Kısmen sinterlenmiş zirkonya bloklar, tam sinterize olanlara göre çeşitli klinik avantajlar sunmaktadır. Bu avantajların başında, malzemenin renk adaptasyon kabiliyeti gelir. Yarı sinterize bloklar, pöröz yapıları sayesinde boya solüsyonlarını kolayca emebilir ve böylece doğal diş rengine yakın sonuçlar elde edilebilir [73].

Tam sinterlenmiş zirkonya bloklar

Tam sinterize bloklar üretilirken 1500°C’de ilk sinterlemede %95 yoğunluk oranına ulaştırılır. Daha sonra izostatik ortamda yüksek basınç altında 1400–1500°C arasında sinterlenmesiyle materyalin yoğunluğu %99’a ulaşır. Bu blokların sinterizasyon işlemi aşındırma öncesi tamamlandığından restorasyonlar esas boyutlarında hazırlanmaktadır [74]. Bu bloklar su soğutması altında elmas uçlu frezlerle aşındırılır. Tam sinterize zirkonya blokların frezeleme işlemi diğer dental bloklara kıyasla daha uzun işlem süresi ve yüksek maliyet gerektirmektedir. Yüksek sertliğe sahip olan bu materyalde şekillendirme işlemi sırasında mikro ölçekte çatlak oluşumu gözlemlenebilmektedir [47].

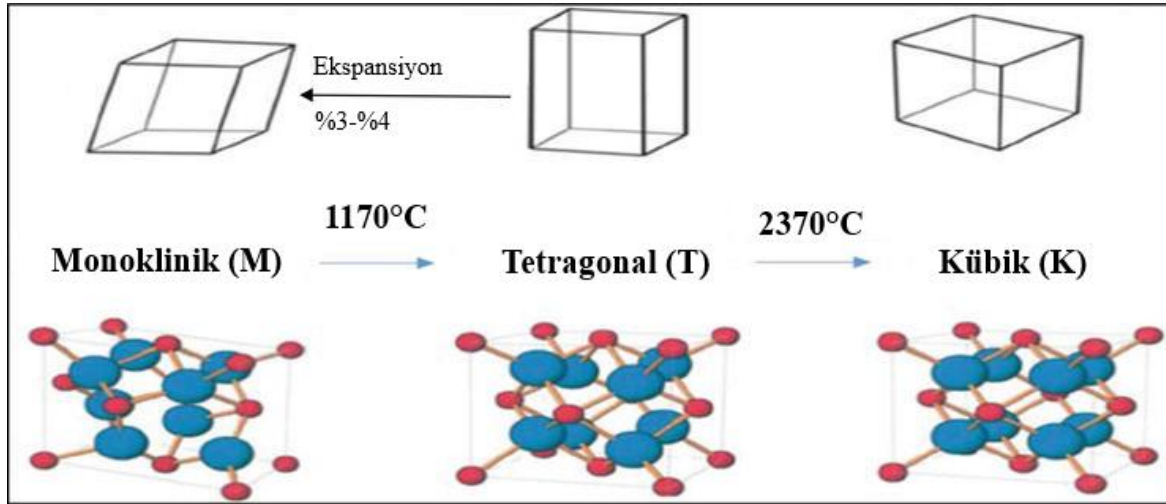
2.3.3. Zirkonyanın yapısı ve gelişimi

Zirkonya, çapı 0,5–0,6 µm’den daha küçük olan ince taneli partiküllerden oluşan bir materyaldir [75]. Dental porselenlerde, yüksek sıcaklıklarda partiküllerin bir araya gelerek bütünleşmesi “sinterleme” olarak adlandırılır. Bu işlem, materyalin yoğunluğunu artırarak mekanik ve fiziksel özelliklerinin iyileşmesini sağlar. Zirkonya sinterlenmesi için genellikle 2-5 saat süreyle 1350–1550°C’de fırınlanır [62].

Sinterleme sıcaklığı zirkonyanın partikül boyutunu etkilemektedir. Sinterlenme derecesinin ve süresinin uzatılması partikül boyutlarının artmasına sebep olur [38]. Partikül boyutunun 1 µm’den büyük olması, materyalin stabilitesini olumsuz etkileyerek spontan tetragonal-monoklinik faz dönüşümlerine yol açar ve tetragonal faz oranının azalmasına neden olur. Ancak, partikül boyutunun aşırı küçültülmesi de faz değişimini engelleyerek mekanik özelliklerin zayıflamasına sebep olur [76]. Deneysel çalışmalar, zirkonya seramiklerde uygulanan sinterleme parametrelerinin malzeme özellikleri üzerinde olumsuz etkiler yarattığını göstermektedir. Sinterleme sıcaklığının yükseltilmesi ve işlem süresinin azaltılması, malzemenin ışık geçirgenliğinde iyileşme sağlarken, mekanik direnç parametrelerinde düşüşe neden olmaktadır [77]. Bilimsel çalışmalar, zirkonyanın optimal mekanik performansını koruyabilmesi için ideal sinterleme sıcaklığının 1450-1600°C aralığında olması gerektiğini belirtmektedir [78, 79].

Oksit esaslı seramikler, kristalin fazın dominant olduğu ve cam matriks içermeyen polikristalin yapıda seramiklerdir [80]. Zirkonyanın kristal yapısı sıcaklık değişimlerine

bağlı olarak karakteristik faz geçişleri gösterir. Malzeme, oda sıcaklığı koşullarında monoklinik kristal yapıda bulunur ve bu yapısal düzen 1170°C sıcaklık derecesine kadar kararlılığını korur. Sıcaklık 1170°C'yi aştığında, kristal yapı tetragonal faza geçiş yapar ve bu yapısal form 2370°C'ye kadar süreklilik gösterir. Kritik sıcaklık eşiği olan 2370°C'nin üzerinde ise malzeme kübik kristal yapıya dönüşür [81].



Şekil 2.1. Zirkonyanın farklı kristal yapıları: a) Monoklinik kristal yapı, b) Tetragonal kristal yapı, c) Kübik kristal yapı [82]

Zirkonyanın transformasyon sertleşmesi mekanizması

Zirkonya seramikler, sinterizasyon sonrası oda sıcaklığına soğutulduğunda tetragonal fazdan monoklinik faza (t→m) geçiş yaparak yaklaşık %3-5 oranında hacimsel genleşme gösterir. Bu faz dönüşümü, aynı zamanda restorasyonlara uygulanan mekanik baskılar sırasında da tetiklenebilir. Hacim artışı sayesinde, oluşan çatlakların uçlarında baskı gerilmeleri meydana gelir ve bu da çatlak ilerlemesinin önüne geçer. Bu mekanizma, transformasyon sertleşmesi (dönüşüm tokluğu) olarak adlandırılır ve zirkonyanın kırılma direncini önemli ölçüde artıran kritik bir özelliktir. Özellikle dental restorasyonlarda, yüksek okluzal kuvvetler altında bile malzemenin dayanıklılığını korumasını sağlayarak klinik başarıyı destekler. Zirkonyanın bu benzersiz davranışı, diş hekimliğinde tam seramik restorasyonların uzun ömürlü olmasında önemli bir rol oynar [83]. Zirkonyada görülen transformasyon sertleşmesi olumlu etkiler sağlamakla birlikte, kontrolsüz gerçekleşen faz dönüşümleri malzeme içinde gerilmelere neden olabilmektedir. Bu durum, restorasyonlarda mikro çatlak oluşumuna veya kırık gelişimine yol açabileceğinden, faz dönüşümlerinin kontrollü bir şekilde yönetilmesi büyük önem taşımaktadır [40, 84]. Aynı zamanda

tetragonal fazda bulunan zirkonya, monoklinik faza kıyasla daha üstün mekanik özelliklere sahiptir [85]. Zirkonyanın tetragonal fazının oda sıcaklığında kararlı kalabilmesi için çeşitli oksit katkıları kullanılmaktadır. Günümüzde bu amaçla en yaygın olarak yttria (Y_2O_3) tercih edilmektedir. Malzemeye %3 mol oranında yttria eklenmesiyle üretilen 3Y-TZP, diş hekimliği alanında bükülme direnci bakımından en dayanıklı seramiklerden biridir [62].

Geleneksel zirkonya yaklaşık %85-90 tetragonal fazda polikristalin içermektedir. Zirkonya yapısında bulunan tetragonal polikristaller, ışığı çift yönlü kırma özelliği sergiler. Bu optik davranış, malzemenin opak bir görünüm kazanmasına yol açar [1]. Yüksek mekanik özelliklere sahip olmasının yanı sıra oldukça opak bir materyal olduğu için, geçmişte restorasyonların alt yapılarında kullanılmışlardır. Zirkonyanın ışık geçirgenliğinin düşük olması, klinisyenleri uzun yıllar bu malzemeyi porselenle kaplama yoluna yöneltmiştir. Ancak porselen-zirkonya ara yüzeyinde oluşan gerilmeler, zamanla kaplama malzemesinde kırılmalara yol açmaktadır. Bu soruna çözüm olarak, son yıllarda tamamen zirkonyadan üretilen ve ek kaplama gerektirmeyen monolitik restorasyonlar geliştirilmiştir [3-5, 86].

Monolitik Zirkonya Restorasyonların Avantajları:

- Monolitik zirkonya, yüksek biyouyumluluğa sahip olup tatmin edici estetik özellikler sunmaktadır [87].
- Okluzal yüzeylerde, doğal mineye kıyasla daha fazla aşınmaya neden olduğu, ancak diğer seramik materyallerle karşılaştırıldığında daha az aşındırıcı etkiye sahip olduğu gösterilmiştir [1].
- Monolitik zirkonya kronların kırılma direnci veneerlenmiş çift katmanlı zirkonya restorasyonlarla ve lityum disilikat kronlarla kıyaslandığında monolitik zirkonya restorasyonlar sahip oldukları üstün mekanik dayanım nedeniyle özellikle posterior bölgelerde yüksek çiğneme kuvvetlerine karşı direnç gösterebilmektedir [87, 88].
- Porselen veneer gerektirmeyen yapısından dolayı diş preparasyonu daha minimal düzeyde tutulabilmekte ve maksimum diş dokusu korunabilmektedir [80]. Kaplama seramiği bulunmadığından veneerdeki kırılma ve kopmalar gözlemlenmez [1].
- Yüksek mekanik dayanıklılıkları sayesinde, monolitik zirkonya restorasyonları sınırlı interokluzal aralık bulunan vakalarda 0,5 mm gibi ince bir kalınlıkta uygulanabilmektedir. Bu özelliğiyle diş dokusunun etkili bir şekilde korunması sağlanmaktadır [89].

- Zirkonya esaslı restorasyonlar, metal destekli seramik sistemlerin karakteristik dezavantajı olan marjinal gri renklenme sorununu ortadan kaldırmaktadır [80].
- Daha kısa laboratuvar süresi ve daha az klinik seans gerektirmektedir [1, 90].

Monolitik Zirkonya Restorasyonların Dezavantajları:

- Geleneksel restorasyonlara göre üretim maliyetleri daha pahalıdır [91].
- Ağızda uyumlanması için aşındırılması, veneer porselenlere göre daha zordur [91].
- Boyanabilme özelliği olmasına rağmen, veneer porselene göre doğal diş benzer görünüm elde etmek daha zordur [91, 92].
- Zirkonyanın yapısında zamanla meydana gelen düşük ısıdan bozunma, monoklinik faz oluşumuna yol açarak restorasyonun bükülme direncini azaltır [91].
- Restorasyon yapısında kırık meydana geldiğinde tamiri mümkün olmadığı için restorasyonun yenilenmesi gerekmektedir [91].
- Estetik görünüm elde etmek veneerlenmiş zirkonya restorasyonlara göre daha zordur. Translüsant özelliği lityum disilikattan daha azdır [29, 91].

Geçmişte monolitik zirkonyaların en büyük dezavantajı, istenilen düzeyde translüsentlik sağlayamamalarıydı. Bu durumu iyileştirmek için kompozisyon, yapı ve üretim tekniklerinde çeşitli değişiklikler yapılmış ve doğal diş estetiğine daha uyumlu monolitik zirkonya seramikler üretilmiştir [1].

Zirkonya materyali, günümüzde klinik kullanımda optik ve mekanik özelliklerine göre dört jenerasyona ayrılmıştır [93].

Birinci jenerasyon zirkonya (3Y-TZP)

Geleneksel 3Y-TZP, içeriğinde %3 mol yttria ve ağırlıkça %0,25 alümina (Al_2O_3) içermektedir. İçeriğinde yaklaşık %80 tetragonal faz ve %20 kübik faz bulundurmaktadır [94]. Zirkonya içerisindeki tetragonal polikristalinler çift kırılma özelliği gösterdiğinden yapısı oldukça opaktır [1]. 3Y-TZP'nin kırılma tokluğu 9-10 MPa, bükülme direnci ise 900-1200 MPa'dır [95]. Bükülme direncinin 1 GPa'nın üzerinde olması nedeniyle, anterior ve posterior bölgedeki kron ve köprü restorasyonlarda altyapı materyali olarak tercih

edilmektedir [10, 96]. Yüksek opasitesi nedeniyle özellikle anterior bölgede monolitik olarak kullanımı kontrendikedir [93, 97].

İkinci jenerasyon zirkonya (3Y-TZP)

%3 mol yttria ve ağırlıkça %0,05 (Al_2O_3) alümina içermektedir [49]. Zirkonyanın yapısındaki alümina taneciklerinin sayısı ve boyutu azaltılarak zirkonya taneciklerinin sınırlarına yerleştirilmesi materyalin translüsentliğini artırmıştır. İkinci jenerasyon zirkonya materyali monolitik olarak anterior bölge için yeterli estetiğe sahip olmamasına karşın posterior restorasyonlarda kullanılabilmektedir [98]. Genellikle kısmi veya tam veneerlenmiş tek ve çok üyeli restorasyonlarda altyapı materyali olarak kullanılmaktadır [99].

Üçüncü jenerasyon zirkonya (5Y-PSZ)

Translüsentliği iyileştirmek için yttria oranının artırılmasıyla 5Y-PSZ piyasaya sunulmuştur. İçeriğinde %5 mol yttria ve ağırlıkça %0,05 alümina bulunmaktadır [49]. Yaklaşık %50 oranında kübik faz içeren 5Y-PSZ, yüksek translüsentlik sunmaktadır. Ancak, içerisindeki tetragonal zirkonya taneciklerinin oranının azalması, mekanik dayanımını düşürmekte ve 3Y-TZP'nin mekanik dayanımının yaklaşık yarısı kadar olmasına neden olmaktadır [8, 9]. Mikroyapıdaki değişim, bükülme direncinin 500-900 MPa aralığına düşmesiyle sonuçlanmıştır [100]. Bu nedenle, yüksek translüsentliğe sahip 5Y-PSZ, özellikle anterior bölgedeki kron restorasyonlarda tercih edilmektedir [10].

Dördüncü jenerasyon zirkonya (4Y-PSZ)

Yapısında %4 mol yttria ve ağırlıkça %0,05 alümina bulunmaktadır. Yaklaşık %75 tetragonal faz, %25 kübik faz içermektedir [101]. Üçüncü jenerasyon zirkonya ile karşılaştırıldığında, yttria içeriğinin %4 mol'e düşürülmesi, bükülme direncinde artışa neden olurken translüsentlikte azalmaya yol açmıştır. Kısa sabit bölümlü restorasyonlarda kullanılabilmektedir [93].

Kübik zirkonya, 600-800 MPa bükülme direncine sahip olup, 1000-1200 MPa bükülme direncine sahip tetragonal zirkonyaya kıyasla daha düşük dayanıklılık göstermektedir. Ayrıca zirkonyanın tokluğunu ve kırılmaya karşı direncini sağlayan transformasyon

sertleşmesi mekanizması kübik zirkonyada mevcut değildir. Bu nedenle, yüksek kübik faz içeren zirkonyalarda mekanik dayanım ve tokluk azalmıştır. Bu da posterior bölgedeki kullanımını sınırlandırmaktadır. Daha düşük mekanik özellikleri nedeniyle posterior bölgede kullanımları tercih edilmez [80]. Buna karşın translüsent monolitik zirkonyalar, veneerle kaplanmış zirkonya seramiklerden daha yüksek bükülme direncine sahiptir [11-14, 102].

2.3.3. Zirkonyanın mikroyapısına göre sınıflandırılması

Tetragonal zirkonya polikristalleri

Tetragonal zirkonya polikristalinin dış hekimliğinde en sık kullanılan formu, %3 mol yttrium oksit (Y_2O_3) katkılı tetragonal zirkonya polikristali (Y-TZP)'dir [40, 45]. Y-TZP, ZrO_2 ile Y_2O_3 'ün birlikte sinterlenmesiyle veya ZrO_2 tanelerinin Y_2O_3 ile kaplanması yoluyla elde edilir [45]. Bu yapı tetragonal fazdan oluşmaktadır [103]. Y-TZP esaslı altyapı sistemleri, yüksek mekanik dayanımları ile öne çıkmaktadır. Bükülme direnci, alümina esaslı sistemlere göre yaklaşık iki kat, lityum disilikat içeren sistemlere göre ise yaklaşık üç kat daha fazladır. Ayrıca, yüksek elastik modülü sayesinde Y-TZP'nin kullanım alanları, güçlendirilmiş seramiklere göre daha geniştir [41, 104]. Cam içerikli tam seramik sistemlerde, yapıda bulunan cam fazı tükürükteki su ile reaksiyona girerek camsı yapının bozulmasına ve zamanla çatlak oluşumuna neden olabilmektedir. Bu durum, restorasyonun uzun dönem stabilitesini olumsuz etkiler. Ancak Y-TZP, polikristalin yapısı ve camsı faz içermemesi sayesinde bu tür bozulmalardan etkilenmez. Çatlak ilerlemesine karşı gösterdiği yüksek direnç, materyalin uzun dönem klinik dayanıklılığını önemli ölçüde artırmaktadır [105]. Bu üstün mekanik özellikleri sayesinde Y-TZP, anterior ve posterior bölgelerdeki tek kron restorasyonlarının yanı sıra üç veya dört üyeli köprü protezlerinde yaygın olarak tercih edilmektedir [106].

Parsiyel stabilize zirkonya (PSZ)

Parsiyel stabilize zirkonya (PSZ), kübik bir matriks içerisinde nano boyuttaki tetragonal veya monoklinik taneciklerden oluşmaktadır. PSZ'ler, stres altında transformasyon sertleşmesine uğrayarak oluşmuş çatlakların yayılmasını zorlaştıran yarı kararlı bir yapıya

sahiptir [103]. Yapısındaki bu mekanizma sayesinde üstün mekanik davranış gösterirler [49]. 4Y- PSZ, 5Y- PSZ ve 6Y- PSZ parsiyel stabilize zirkonya gurubuna dahildir [10, 107].

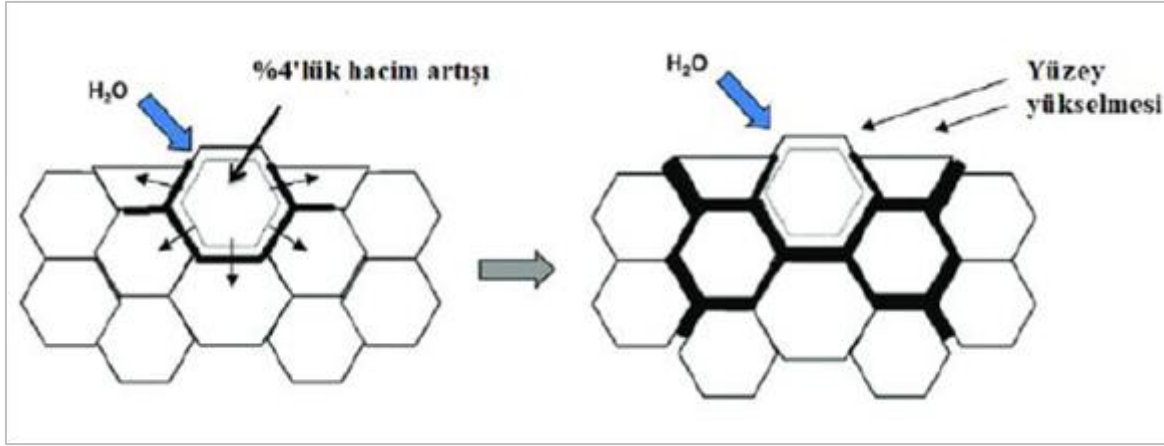
Tamamen stabilize zirkonya (FSZ)

Tamamen stabilize zirkonya (FSZ) içeriğindeki zirkonya kübik formdadır ve %8 mol'den fazla yttria içermektedir [103]. FSZ PSZ'ye kıyasla daha fazla yttria stabilizörü içerdiğinden mikroyapılarındaki kübik faz kristal oranı daha fazladır. Bu nedenle daha translüsent optik özellik göstermektedirler [49]. Translülentlikteki iyileşmeye karşın kübik fazın transformasyon sertleşmesine uğramaması sebebiyle materyalin dayanımı azalmıştır. Bu tür zirkonyalar anterior bölgede de monolitik olarak kullanılabilecek estetik özelliklere sahiptir [9].

Düşük ısıda bozunma

Zirkonya materyalinin önemli bir karakteristiği olan hidrotermal bozunma diğer adıyla düşük ısıda bozunma (*Low temperature degradation* - LTD), zaman içinde materyalin yapısında meydana gelen bir değişim sürecidir. Bu olgu, zirkonya yüzeyinde mekanik gerilimler ve nem etkisiyle tetragonal (t) fazdan monoklinik (m) faza geçiş şeklinde ortaya çıkar. Özellikle ağız ortamına direkt temas eden translüsent monolitik zirkonya restorasyonlar için bu durum klinik açıdan önem taşımaktadır. Hidrotermal bozunma mekanizması, zirkonya yüzeyindeki taneciklerin oksijen boşluklarına su moleküllerinin difüzyonu ile başlar. Bu süreç ilerledikçe yüzey pürüzlülüğünde artış gözlemlenir. Araştırmalar, bu bozunmanın zamanla malzemenin tüm hacmine yayılarak mekanik özellikleri olumsuz etkilediğini göstermektedir. Özellikle bükülme direnci ve kırılma tokluğu değerlerinde belirgin azalmalar kaydedilmiştir [8, 15].

Monoklinik fazdaki zirkonya tanecikleri tetragonal fazdaki taneciklerden hacimce daha büyüktür. Yaşlanmayla tetragonal den monoklinik faza dönüşüm nedeniyle hacim yaklaşık %3 ila %4 oranında artar ve içeriğindeki tanecikler serbest yüzeye itilir. Bu durum seramiğin yüzey pürüzlülüğünü artırmaktadır [108, 109].



Şekil 2.2. Zirkonyanın düşük ısıda bozunması sonucu taneciklerin yüzeye yükselmesinin şematik görünümü [110].

Yaşlanmanın tane kopması, pürüzlülük ve mikro çatlama gibi yüzey bozulmasına neden olan etkileri hakkında çok sayıda çalışma yayınlanmıştır. Bu yüzey bozulmaları mekanik özelliklerde düşüşe yol açmaktadır [111-114]. Bükülme direnci, yüzey sertliği ve yüzey bitimi, Y-TZP restorasyonların klinik performansını etkileyen önemli fiziksel özelliklerdir. Bükülme direnci materyalin kırılma direncine, yüzey sertliği materyalin aşınma direncine ve mükemmel bir yüzey bitimi bakteriyel adezyonun ve antagonist dişlerin aşınmasının önlenmesine yönelik katkıda bulunur [115]. Yaşlanmayla birlikte zirkonyanın yüzey pürüzlülüğünün ve karşıt diş aşındırma özelliğinin arttığı bildirilmiştir [116].

2.3.4. Zirkonyanın renklendirme işlemi

Monolitik zirkonyalar ilk kullanıma sunulduklarında renklendirme işlemi yapılmamış, beyaz yarı sinterize bloklar olarak üretilmiştir. Bu restorasyonlarda doğal dişin katmanlı yapısını, estetiğini ve bölgesel renk geçişini taklit etmek amacıyla renklendirme işlemi uygulanabilmektedir [117]. Zirkonya restorasyonları renklendirmek için üç farklı yöntem bulunmaktadır. Bunlar; üretim aşamasında zirkonya tozu içerisine renk pigmentlerinin eklenmesiyle önceden renklendirilmiş blokların üretilmesi, yarı sinterize blokların sinterizasyon öncesi renklendirilmesi ve sinterlenmiş zirkonya restorasyonların fırça yardımıyla boyanarak veya renkli sıvılara daldırılarak renklendirilmesidir [118, 119].

Ön renklendirme işleminde, Fe_2O_3 , Bi_2O_3 , CeO_2 gibi metal oksitlerin zirkonya tozuna eklenerek preslenmesiyle renklendirilmiş bloklar elde edilmektedir [120-123]. Kao ve ark. [124] yaptıkları çalışmada %3 mol yttria içeren zirkonya tozuna renklendirme işlemi için

çok yaygın kullanılan Fe_2O_3 'ü eklemişlerdir. Bunun sonucunda Fe içeriği ile birlikte zirkonya taneciklerinin boyutunun ve monoklinik faz içeriğinin arttığı tespit edilmiştir. Bu nedenle uygulanan toplam oksit miktarının azaltılmasını gerektiği bildirilmiştir.

Sulaiman ve ark. [125] yaptıkları çalışmada kısmen ve tamamen stabilize zirkonya bloklara sinterleme öncesinde renklendirme işlemi uygulanmıştır. Yapılan araştırmanın sonuçlarına göre, kısmen stabilize edilmiş translüsent zirkonyalarda renk uygulamasının bükülme direncini azalttığı, buna karşılık tam stabilize edilmiş translüsent zirkonyalarda ise bükülme direncini artırdığı tespit edilmiştir.

Sinterlenmiş beyaz zirkonya restorasyonların renklendirme işleminde kullanılan renklendirici sıvılar, FeCl_3 , MnCl_2 , $\text{Ce}(\text{C}_2\text{H}_3\text{O}_2)_3$, CeCl_3 , BiCl_3 , TbCl_3 , CrCl_3 , MnSO_4 vb. gibi metal oksitlerin çözeltileridir. Sıvı renklendirmenin zirkonyanın özellikleri üzerindeki etkilerinin incelendiği birkaç çalışmada sıvı renklendirme, faz dönüşümü ile ilişkilendirilmemiştir ancak renklendirilmemiş kontrol numuneleriyle karşılaştırıldığında renklendirilmiş numunelerin LTD'ye karşı daha yüksek direnç gösterdiği rapor edilmiştir [120, 126]. Ancak renklendirici sıvılar uygulanmış zirkonya seramiklerinin mekanik özelliklerinin süreçten etkilendiği bildirilmiştir. Zirkonyayı renklendirici sıvıya daldırmanın materyalin bükülme direncinde, sertliğinde ve yoğunluğunda olumsuz etkiler oluşturabileceğine dair çalışmalar mevcuttur [119, 120]. Ban ve ark. [127], erbiyum (Er) ve neodimyum (Nd) içeren sıvıların, materyalde kristal değişikliklerine ve mekanik özelliklerde azalma meydana gelebileceğini bildirmiştir. Sinterleme sonrasında uygulanan bazı renklendirici oksitler nedeniyle tane boyutunda ve pörözite meydana gelen artış, materyalin hem optik hem de mekanik özellikleri olumsuz yönde etkileyebilmektedir [120]. Günümüzde farklı renk seçeneklerinde üretilen monolitik zirkonya blokların yanı sıra çok katmanlı veya renk geçişli zirkonya bloklar da mevcuttur [117].

2.3.5. Zirkonyaya uygulanan yüzey bitim işlemleri

Zirkonya restorasyonlar üretim sürecinde frezeleme cihazlarıyla şekillendirilir ve ardından laboratuvar ortamında veya hasta başında döner aletlerle uyumlama işlemleri yapılır. Restorasyonun üretiminden sonra gerçekleştirilen uyumlama işlemleri, restorasyon yüzeylerini pürüzlü hale getirir [128]. Pürüzsüz restorasyon yüzeyleri, antagonist doğal dişin aşınmasının önlenmesinde ve bakteriyel adezyonun azaltılmasında oldukça önemlidir [115].

Bu pürüzlü yüzeyi daha az pürüzlü bir forma dönüştürmek için simantasyon öncesinde materyale glaze veya polisaj gibi çeşitli yüzey bitim işlemleri uygulanır. Bu yüzey bitim işlemlerinin tamamı, monolitik zirkonya seramiklerin yüzey özelliklerini, mekanik ve optik özelliklerini etkiler [128, 129].

Polisaj işlemi

Polisaj, genellikle küçük boyutlu aşındırıcı partiküller kullanarak yüzeyin pürüzsüz, parlak ve düzgün hale getirilmesi işlemidir [130]. Polisaj sistemlerinde çeşitli elmas uçlar, lastik diskler ve aşındırıcı polisaj patları kullanılarak sıralı olarak yapılan cilalama prosedürleri ile yüzeye parlaklık verebilir [131]. Sinterlenmemiş aşamada yapılan polisajın zirkonyanın özelliklerini iyileştirdiği gösterilmiştir. Sinterlenmiş aşamada ise özellikle polisaj patı ile birlikte uygulandığında iki basamaklı polisaj işleminin yüzey pürüzlülüğünü azalttığı, translüsentliği ve bükülme dayanımını artırdığı bildirilmiştir [132].

Glaze işlemi

Glaze işleminin amacı, sinterlenmiş porselenin yüzeyinde bulunan açık gözenekleri kapatmaktır. Dental glaze materyalleri, sinterlenmiş kron yüzeyine uygulanan renksiz cam tozlarından oluşur. Bu uygulama sayesinde restorasyonda parlak ve pürüzsüz bir yüzey elde edilir [133]. CAD/CAM ile üretilen restorasyonların doğruluğuna rağmen hasta başında okluzal ve interproksimal temas uyumu ve kontur ayarlamaları için elmas frezler ile düzeltmeler gerekebilmektedir [134]. Bu düzeltmeler materyal yüzeyinde pürüzlü alanların ve mikro çatlakların oluşumuna neden olarak glaze tabakasını ortadan kaldırır. Bu değişiklikler seramik yüzeyinde strese yol açar ve materyalin mekanik dayanıklılığını, estetiğini ve ömrünü azaltır [135, 136]. Aynı zamanda glaze tabakasının ortadan kalkması nedeniyle zirkonyanın yüzeyi doğrudan ağız ortamına açılır. Bu durum materyalin düşük ısı bozunmasını hızlandırarak, taneciklerin tetragonal fazdan monoklinik faza olan dönüşümünü tetiklemektedir. Bu faz dönüşümü sebebiyle tanecikler etrafında oluşan stres, yüzey ayrılmalarına neden olarak materyalin mekanik özelliklerini zayıflatmaktadır [129].

Glaze işlemi, restorasyonun yüzeyindeki poröziteleri ve mikro çatlakları doldurarak materyalin yapısını güçlendirmektedir. Bu katman aynı zamanda restorasyon yüzeyinde doğal diş yapısına benzer parlaklık sağlayarak yüzeydeki plak birikimini azaltmaktadır.

Glaze uygulaması en az plak birikimine neden olan yüzey bitim işlemidir [129, 135]. Ağız sıvıları, glaze işlemi yapılmamış seramik yüzeylerindeki mikro çatlaklara nüfuz ederek materyalin iç yapısında bozulmalara yol açabilir ve bu durum mekanik dayanıklılıkta olumsuz etkilere neden olabilir. Seramiğin yüzeyine uygulanan glaze katmanı, dış ortamdan sıvı geçişini engelleyerek bu olumsuz durumu önlemektedir [137] .

Yapılan çalışmalarda restorasyonda optimum pürüzsüz yüzeyler elde etmek için en iyi yöntemin glaze uygulaması olduğu bildirilmiştir [103, 138, 139]. Hamad ve ark. [140], monolitik zirkonya materyaline uygulanan farklı yüzey işlemleri içerisinde en az yüzey pürüzlülüğünün glaze uygulaması ile sağlandığını göstermişlerdir.

2.4. Yapay Yaşlandırma İşlemleri

Dental materyallerin uzun süreli klinik performanslarını değerlendirmek için *in-vivo* ve *in-vitro* çalışmalar kullanılmaktadır. *In-vivo* çalışmalar, gerçek hasta koşullarını yansıtarak materyallerin ağız ortamındaki performansını değerlendirme avantajına sahiptir, ancak standardizasyon zorlukları, yüksek maliyetler ve uzun süreli takip gibi kısıtlamaları bulunmaktadır. *In-vitro* çalışmalar ise laboratuvar koşullarında gerçekleştirildiğinden parametrelerin kontrolünü sağlayarak daha hızlı ve düşük maliyetli sonuçlar elde etmeyi mümkün kılmaktadır [141, 142].

Monolitik zirkonya restorasyonlar nem, pH değişimleri, harici stres kaynağı olarak mekanik yükleme ve tetragonal fazın stabilitesi için kritik öneme sahip olan düşük sıcaklık gibi ağız ortamı zorluklarıyla doğrudan temas halinde olduğundan bu malzemelerin t→m faz dönüşümünü tahmin etmek için farklı yapay yaşlandırma yöntemleriyle araştırmalar yapılmıştır [143]. Laboratuvar ortamında zirkonyaya buharlı otoklav, termal siklus ve kimyasal yaşlandırma gibi yöntemler kullanılarak hızlandırılmış yapay yaşlandırma işlemleri uygulanmaktadır [85, 144].

2.4.1. Otoklav ile hidrotermal yaşlandırma

Buharlı otoklav işlemleri ile zirkonya kristallerinin faz dönüşümü termal olarak etkinleştirildiği ve suyun varlığıyla bu dönüşüm hızlandığı için 120–140°C arası sıcaklıklarda otoklav ile hidrotermal yaşlandırma yöntemi yapay yaşlandırma amacıyla en

sık kullanılan yöntemdir [113, 145-148]. Yapılan çalışmalar, 1 saatlik otoklavda yaşlandırma işleminin ağız ortamındaki 3–4 yıllık yaşlanmaya, 5 saatlik yaşlandırmanın ise 15–20 yıla tekabül ettiği kabul edilmiştir [149, 150]. İdeal yaşlandırma Uluslararası Standartlar Organizasyonu 13356 no.lu standardizasyona (ISO 13356) göre 134°C’de, 2 bar basınç altında ve 5 saat yapılmalıdır. Yine ISO 13356’ya göre 134°C’de, 2 bar basınç altında, otoklavda 5 saat yaşlandırma işleminden sonra zirkonyanın monoklinik faz yüzdesi %25’ten fazla olmamalıdır [114, 151].

2.4.2. Termal siklus ile yaşlandırma

Termal siklus, *in-vitro* koşullarda ağız içinde gerçekleşen ısı değişimlerini taklit etmek için kullanılan bir yaşlandırma yöntemidir. Bu yöntem, materyalin belirli döngülerle 5–55°C sıcaklıklardaki su banyolarına sırasıyla daldırılarak belirli süreler boyunca bekletilmesiyle uygulanır. Bu sayede ağızdaki termal değişimlere maruz kaldığında materyalin dayanıklılığı ve performansı daha iyi anlaşılabilir. Yapılan araştırmalar sonucu 10.000 siklusun yaklaşık 1 yıllık yaşlanmayı simüle ettiği bildirilmiştir [152].

2.4.3. Kimyasal Yaşlandırma

Ağız ortamında düşük pH’taki yiyecek ve içeceklerin Y-TZP üzerinde oluşturacağı kimyasal bozunmanın mekanik özelliklere etkileri de araştırılmıştır. Yapılan çalışmalar asit çözeltilerinin Y-TZP’nin kristal yapısı ve mekanik özellikleri üzerindeki potansiyel olumsuz etkilerini ortaya koymaktadır [153-155]. Asidik gıdalara maruz kalan seramik materyallerde zamanla çözünme görülebilmekte ve bu da materyalin mekanik özelliklerinin zayıflamasına, yüzey parlaklığının kaybına ve yüzeyde plak tutulmasında artışa neden olabilmektedir [156, 157]. ISO 6872 standartlarına göre seramikler, 80°C’de hacimce %4’lük asetik asit içerisinde bekletilerek kimyasal yapay yaşlandırma işlemine tabi tutulmaktadır [158].

2.5. Bükülme Testleri (Flexure Tests)

Diş hekimliğinde kullanılan dental materyallerin klinik kullanıma uygunluğu belirlenirken mekanik özelliklerinin değerlendirilmesi önemlidir. Protetik malzemelerin üretim süreci ve çiğneme işlevi sırasındaki kuvvetlere dayanması beklenmektedir. Bir malzemenin bükülme direnci, onun stres altında bükülmeye veya kırılmaya karşı direnç gösterme yeteneğini ölçen

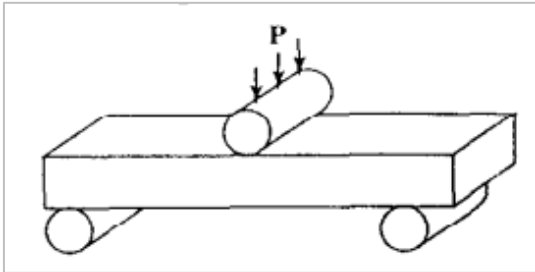
kritik bir unsurdur [159]. Dental materyallerin bükülme dirençlerini ölçüp sınıflandırmak ve kıyaslamak için standart yöntemlerle (ISO 6872, 2015) testler uygulanmaktadır. Bu testler tek eksenli ve çift eksenli testler olmak üzere iki ana grupta incelenmektedir [160].

2.5.1. Tek eksenli (uniaksiyal) bükülme testleri

- Üç nokta eğme testi
- Dört nokta eğme testi

Üç nokta eğme testi

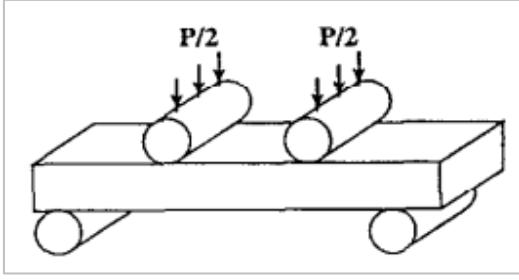
Kırılgan dikdörtgen şeklindeki materyallerin bükülme direncinin ölçülmesinde üç nokta eğme testi sıklıkla kullanılmaktadır [161, 162]. Üç nokta eğme testinde, dikdörtgen şeklindeki materyal iki adet desteğin üzerine yerleştirilir ve örneğin merkezinden kuvvet uygulanarak bükülme direnci ölçülür [163]. Test edilen materyalin kalınlığı, homojenitesi, içerdiği porözite, yükleme hızı ve yükleme kontak alanı göz önünde bulundurulan önemli parametrelerdir [164].



Şekil 2.3. Üç Nokta Eğme Testi [165].

Dört nokta eğme testi

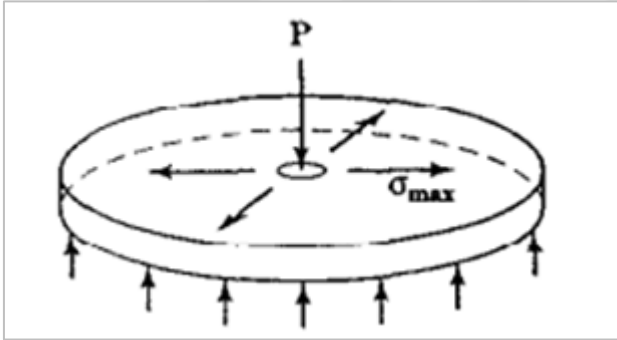
Dört nokta eğme testi, iki destek noktası ve yük uygulanan iki nokta olmak üzere toplam dört temas noktası sağlar. Yükün iki nokta üzerinden uygulanması, yükleme bölgesini örnek boyunca yayar ve böylece malzemenin daha geniş bir kısmı bükülme direnci açısından test edilmiş olur [166].



Şekil 2.4. Dört Nokta Eğme Testi [165].

2.5.2. Çift eksenli (biaksiyal) bükülme testleri

Dairesel örnekler, merkezi yükleme yöntemiyle test edilir. Bu yöntemde, disk şeklindeki örneklere merkezi noktadan kuvvet uygulanırken, çevresel bölgelerde zıt yönde gerilmeler oluşur. En yüksek gerilme değerleri, yükün doğrudan temas ettiği merkezi alanda gözlemlenir [160]. Seramiklerin bükülme dirençlerini ölçmek için üç top üzerinde piston, çember üzerinde çember ve çember üzerinde top gibi çeşitli çift eksenli test yöntemleri mevcuttur [167].



Şekil 2.5. Çift Eksenli Bükülme Testi [165].

ISO 6872 standardı seramiklerin bükülme direncini belirlemek için üç nokta eğme testini ve iki eksenli bükülme testlerinden üç top üzerinde piston testini önermektedir [168].

2.6. Weibull Analizi

Dental seramikler, estetik ve biyoyumluluk açısından mükemmel özelliklere sahip olmakla birlikte kırılgan bir yapıya sahiptir. Bu tür başarısızlıkları öngörmek için çeşitli analiz yöntemleri kullanılmaktadır. Genel olarak seramikler, malzeme içindeki kusurlara veya hatalara duyarlıdır, bu da olasılık kavramlarının ve özellikle en zayıf halka (veya en büyük kusur) modelinin uygulanmasını gerektirir. Bir malzemenin eğilme dayanımı ölçüldüğünde,

gerçek değer, kusursuz bir örnek olarak düşünülebilir ve bu gerçek değerden sapmalar hazırlık sırasındaki kusurlardan kaynaklanır. Her örnek belirli bir kusur popülasyonu içerir ve her bir test örneğindeki en büyük kusur, düzgün bir gerilim uygulandığında başarısızlığa yol açar. Bir test örneği grubundaki en büyük kusurların dağılımı (ve dolayısıyla başarısızlık dayanımı), Gumbel, Fréchet veya Weibull gibi aşırı değer dağılımlarını takip eder. Bunlar arasında Weibull dağılımı en çok kullanılanıdır; çünkü en düşük olası eğilme dayanımı sıfır olan sınırlı bir dağılımdır, esnek bir şekil parametresine sahiptir, az sayıda test örneğiyle bile doğru arıza tahminleri sağlayabilir ve basit bir doğrusal regresyon modeli olarak yorumlanabilir [169].

Weibull analizi seramiklerin bükülme dirençlerini istatistiksel olarak değerlendiren çalışmalarda yaygın olarak kullanılmaktadır [170-173]. Zhang ve ark. (2004) ile Özcan ve ark. (2013)'nin çalışmalarına göre, bükülme direnci değerleri Weibull analizi kullanılarak değerlendirilmelidir [174, 175]. Weibull analizi, uygulanan stresin bir fonksiyonu olarak hesaplanabilen başarısızlık olasılığını belirlemek için kullanılan istatistiksel yöntemlere dayanır [176]. Her bir seramik örneğinde kırılma şekli, boyutu ve dağılımı farklılık gösterebilir. Seramik malzemelerin bükülme dayanım testlerinden elde edilen verilerle gerçekleştirilen Weibull analizi, malzemenin güvenilirliğini ve dayanıklılığını belirlemek için kullanılmaktadır [177, 178]. Weibull olasılık dağılımı, hesaplamalarında logaritmik dönüşüm kullanılan ve biri ölçek (η), diğeri şekil (β) olmak üzere iki parametreye dayanan bir modeldir. Literatürde, Weibull dağılımında yer alan iki temel parametre farklı şekillerde de adlandırılmaktadır. Şekil parametresi (β), aynı zamanda “Weibull modülü (m)” olarak da bilinirken; ölçek parametresi (η), %63,2 başarısızlık olasılığına karşılık gelen “karakteristik dayanım” olarak ifade edilmektedir. Şekil parametresi, dağılımın zamanla nasıl değiştiğini ve başarısızlık oranının eğilimini yansıtır. β değerinin yüksek olması, ölçüm sonuçlarının birbirine daha yakın ve güvenilir olduğunu, yani dağılımın dar ve standart sapmanın düşük olduğunu gösterir. Ölçek parametresi ise, ürün ömrünü temsil eden karakteristik dayanım değerini ifade eder. Bu değer, test edilen örneklerin yaklaşık %63,2'sinin kırıldığı ya da başarısız olduğu stres seviyesini tanımlar. η değerinin yüksek olması, arızaların daha geç meydana geleceğini ve dolayısıyla malzemenin daha uzun süre dayanacağını gösterir. Buna karşılık, düşük η değeri, erken başarısızlık riskinin yüksek olduğunu ifade eder [179]. Weibull modülünün yüksek olması kırılmaların genellikle yüksek gerilme yoğunluklarının bulunduğu belirli bölgelerde toplandığını gösterir. Buna karşılık, düşük Weibull modülü

kırılmaların örnek üzerinde daha geniş alanlara yayıldığını ve daha rastlantısal bir dağılım gösterdiğini ifade eder [177].

2.7. Dental Materyallerin Yüzey Topografisini Değerlendirme Yöntemleri

Protetik materyallerin yüzey topografisini incelerken profilometre, atomik kuvvet mikroskobu (AFM), taramalı elektron mikroskobu (SEM) en sık tercih edilen yüzey analiz yöntemleridir [180].

2.7.1. Profilometre

Profilometre yüzey pürüzlülüğünü kantitatif olarak değerlendiren bir cihazdır. Tarayıcı elmas uç, örnek yüzeyinde gezinerek yüzey pürüzlülüğü sonuçlarını dijital olarak hesaplar ve kaydeder [181]. Yüzeylerin bu cihazla incelenmesinde; R_a , R_z , R_{pm} ve R_{pm}/R_z oranı gibi çeşitli parametreler kullanılır. R_a parametresi, yüzeyin ortalama pürüzlülüğünü; R_z parametresi, yüzeyde peş peşe gelen beş parçada en yüksek sivri uçların (pik) ortalamalarını; R_{pm} parametresi, yüzeydeki en derin noktaların ortalamalarını ifade eder [182]. Bir yüzeyin genel pürüzlülüğünü tanımlayan R_a parametresi, pürüzlülük profilinin ölçüm uzunluğu dahilinde merkez çizgisinden tüm mutlak mesafelerin aritmetik ortalama değeri ile bulunmaktadır [140]. Bu değer mikrometre (μm) olarak ölçülmektedir [183]. R_{pm}/R_z oranı yüzey profili hakkında önemli bilgiler verir. Bu oran 0,5'in üzerindeyse yüzey keskin kenarlı bir profil, 0,5'in altında ise yuvarlak bir profil içeriyor anlamına gelmektedir [184].

2.7.2. Atomik kuvvet mikroskobu (AFM)

Atomik Kuvvet Mikroskobu (AFM), sıvı veya katı maddelerin nanometre seviyesinde üç boyutlu yüzey görüntüsü elde edilmesinde kullanılan bir yüzey analiz yöntemidir. Görüntüleme elde etmek için boyama, dehidrasyon, film kaplama ve vakum ortamına ihtiyaç yoktur [185]. Yüzey pürüzlülük parametreleri rakamsal olarak elde edilir [186, 187]. Bu cihazda araştırılan örneğin iletken olmasına ihtiyaç yoktur [188]. AFM cihazında, tarayıcı uç yerçekimi etkisiyle obje yüzeyine kuvvet uygular. Bu kuvvet, ucu taşıyan desteğin eğilmesine neden olur. Obje yüzeyiyle tarayıcı uç arasındaki kuvvet etkileşimi destekteki eğim ölçülerek hesaplanır [189]. Yüksek çözünürlükte üç boyutlu görüntü elde edilebilmesi,

cihazın en büyük avantajlarından. Bu sayede profilometreye oranla daha fazla detay göstermektedir [190, 191].

2.7.3. Taramalı elektron mikroskobu (SEM)

Taramalı elektron mikroskobu (SEM), elektron demetleri kullanarak nanometre–mikrometre ölçeğinde organik ve inorganik materyallerin yüksek büyütme oranlarında topografik görüntülerini elde etmeye yarayan bir mikroskopi tekniğidir [192]. İncelenecek örnekler vakum altında ince bir altın palladyum katmanı ile kaplanır ve alüminyum kalıplara oturtularak ölçüm yapılır [193]. Analiz yapılacak örneğin yüzeyi, yüksek enerjili bir elektron demetiyle taranır. Bu tarama sonucunda örneğin yüzeyinden yayılan sekonder elektronlar özel dedektörler tarafından saptanır. Böylece yüzeyin yapısı ve topografisi hakkında bilgi elde edilir. Algılayıcıya fazla miktarda elektron giderse o bölge parlak, az miktarda elektron giderse o bölge karanlık görünür [192]. Materyal yüzeylerinde meydana gelen değişiklikler, bozulmalar ve tane ayrılmaları SEM ile incelenebilir [194].

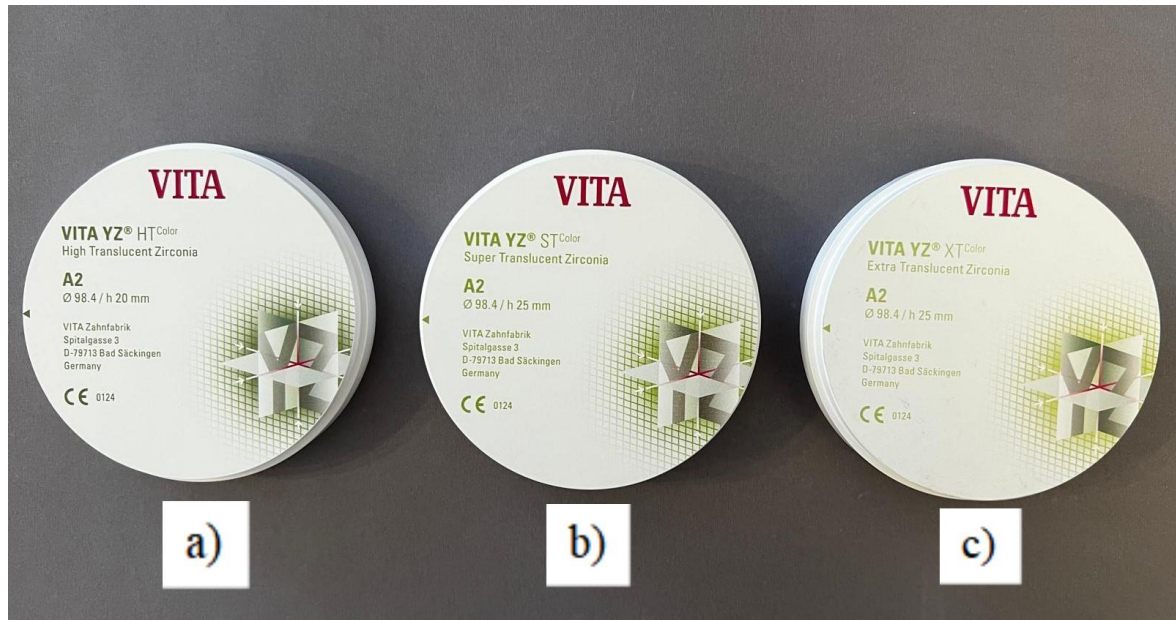


3. GEREÇ VE YÖNTEM

Kimyasal ve hidrotermal yaşlandırma işlemleri sonrası farklı oranlarda yttria içeriğine sahip üç çeşit zirkonyanın mekanik ve fiziksel değişikliklerinin değerlendirildiği bu tez çalışması, Gazi Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı'nda, Gazi Üniversitesi Uygulamalı Bilimler Fakültesi Fotonik Bölümü'nde, Gazi Üniversitesi Fen Fakültesi Biyoloji Bölümü'nde ve Ankara Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Bilimsel Araştırmalar Laboratuvarı'nda gerçekleştirilmiştir. Çalışma Gazi Üniversitesi Bilimsel Araştırma Projeleri Birimi tarafından TDH-2023-9028 numaralı proje ile desteklenmiştir.

3.1. Çalışmada Kullanılan Materyaller

Bu çalışmada %3 mol yttria içeren VITA YZ® HT (Vita Zahnfabrik, Germany) yüksek translüsent monolitik zirkonya disk, %4 mol yttria içeren VITA YZ® ST (Vita Zahnfabrik, Germany) süper translüsent monolitik zirkonya disk ve %5 mol yttria içeren VITA YZ® XT (Vita Zahnfabrik, Germany) ekstra translüsent monolitik zirkonya disk kullanılmıştır (Resim 3.1).



Resim 3. 1. Tez çalışmasında kullanılan zirkonya diskler: a) VITA YZ® HT, b) VITA YZ® ST ve c) VITA YZ® XT.

Çalışmada kullanılan monolitik zirkonya disklerle ait özellikler ve kimyasal içerikler Çizelge 3.1'de gösterilmektedir.

Çizelge 3.1. Çalışmada kullanılan monolitik zirkonya bloklar ve üretici firma tarafından bildirilen özellikleri

Materyal	Üretici Adı	Lot Numarası	Zirkonyum oksit (ZrO_2) içeriği (ağırlıkça)	İttriyum oksit (Y_2O_3) içeriği (ağırlıkça)	Aluminyum oksit (Al_2O_3) içeriği (ağırlıkça)	3 nokta bükülme direnci [MPa]
VITA YZ [®] HT	Vita zahnfabrik	97860	90 - 95 %	4 - 6 %	≤ 1.0 %	1200
VITA YZ [®] ST	Vita zahnfabrik	95570	88 - 93 %	6 - 8 %	≤ 1.0 %	> 850
VITA YZ [®] XT	Vita zahnfabrik	56440	86 - 91 %	8 - 10 %	≤ 1.0 %	> 600

3.2. Örneklerin Hazırlanması

Çalışmada kullanılan örnekler, Ankara Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Araştırma Laboratuvarı'nda hassas kesit alma cihazı (Metkon Micracut 201, Bursa, Türkiye) kullanılarak hazırlanmıştır. Monolitik zirkonya disklerden su soğutması altında hassas kesit alma cihazı kullanılarak toplam 135 adet örnek elde edilmiştir (Resim 3.2).



Resim 3.2. Hassas kesit alma cihazı ile örneklerin elde edilmesi

Tüm örnekler, yüzey pürüzlülüğünü standart hale getirmek amacıyla zımparalama cihazında (Metkon GRIPO, Bursa, Türkiye) su soğutması altında işleminden geçirilmiştir. Bu işlem sırasında 4000 gridlik silikon karbid zımpara kağıtları tercih edilmiştir (Resim 3.3). Sinterizasyon işleminden sonra oluşacak %25 büzülme oranı dikkate alınarak örnekler

31,25×5×1,55 (±0,2) mm³ boyutlarında hazırlanmıştır. Örneklerin boyutları dijital kumpasla ölçülmüştür (Resim 3.4).



Resim 3.3. Zımpara cihazı ve örneklerin su altında zımparalanması



Resim 3.4. Örnek boyutlarının dijital kumpas ile ölçülmesi

Zirkonya örnekleri, FED Teknik Fstherm (Ankara, Türkiye) sinterleme fırınında (Resim 3.5) üretici firma tarafından önerilen ve Çizelge 3.3’de verilen ısı ve sürelerde sinterlenmiştir. Son sinterleme sıcaklığı YZ-ST örnekleri için 1530°C, YZ-HT ve YZ-XT örnekleri için 1450°C olmuştur. Isıtma hızları sırasıyla YZ-ST için 8°C/dk, YZ-HT için 17°C/dk ve YZ-XT için 4°C/dk olarak uygulanmıştır. Tüm örnekler son sinterleme sıcaklığında 2 saat bekletilmiştir. Sinterleme işlemi tamamlandıktan sonra monolitik zirkonya örnekleri oda sıcaklığında soğumaya bırakılmıştır (Resim 3.6). Sinterizasyon sonrasında örneklerin 25×4×1,2 mm³ boyutlarına ulaşıp ulaşmadığı dijital kumpas ile kontrol edilmiştir (Resim 3.7).



Resim 3.5. FED Teknik Fstherm sinterleme fırını



Resim 3.6. Sinterizasyon sonrası soğutulan örnekler

Çizelge 3.2. Sinterleme parametreleri

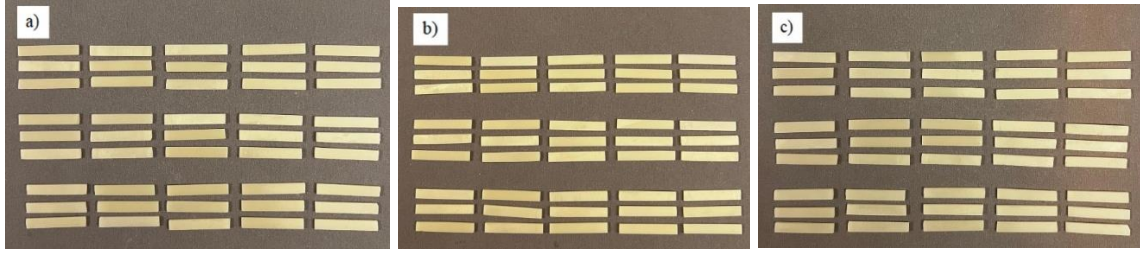
	Başlangıç Sıcaklığı (°C)	Isınma Süresi (dk)	Isınma Hızı (°C/dk)	Final Sıcaklığı (°C)	Bekleme Süresi (dk)	Soğuma (°C)
VITA YZ® HT	25	83:49	17	1450	120:00	200
VITA YZ® ST	25	188:08	8	1530	120:00	200
VITA YZ® XT	25	356:15	4	1450	120:00	200



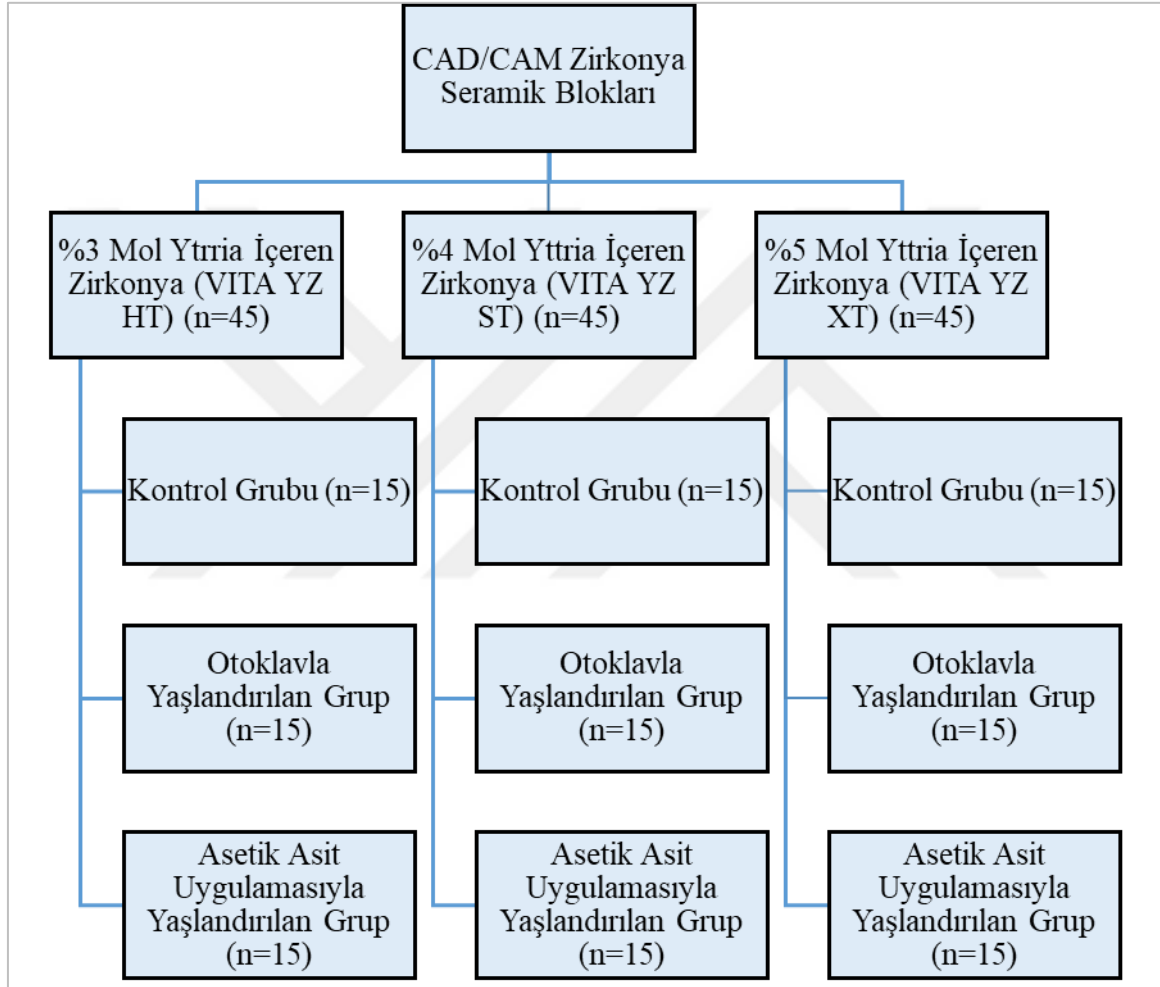
Resim 3.7. Sinterleme sonrası örnek boyutlarının kontrol edilmesi

3.3. Deney Gruplarının Oluşturulması

Bu çalışmada, üç farklı yttria içeriğine sahip yüksek translüsent monolitik zirkonya materyaline asetik asit ve otoklav ile yaşlandırma işlemleri uygulanarak, materyallerin mekanik ve fiziksel özellikleri üzerindeki etkileri araştırılmıştır. Her bir zirkonya disk türünden 45'er adet örnek hazırlanmış ve toplam 135 örnek elde edilmiştir ($N = 135$). Örnekler; kontrol grubu, asetik asit ile yaşlandırma grubu ve otoklav ile yaşlandırma grubu olarak üçe ayrılmış; her zirkonya türü için bu üç grup oluşturularak toplam 9 deney grubu elde edilmiştir ($n = 15$). Deney gruplarının şematik dağılımı Çizelge 3.4'te, elde edilen örnekler ise Resim 3.8'de gösterilmiştir. Çalışmada kullanılan tüm örnekler, ISO 6872 standardına uygun olarak $25 \times 4 \times 1,2 \text{ mm}^3$ boyutlarında dikdörtgen prizma şeklinde üretilmiştir [158].



Resim 3.8. Elde edilen örnekler **a)** VITA YZ® HT, **b)** VITA YZ® ST, **c)** VITA YZ® XT.



Şekil 3.1. Şematik çalışma tasarımı.

Glaze işlemi için universal glaze likiti (Vita Akzent Plus, VITA Zahnfabrik, Almanya), üretici firmanın önerileri doğrultusunda yalnızca ölçüm yapılacak üst yüzeye aynı kişi tarafından ince, homojen ve eşit kalınlıkta bir tabaka hâlinde uygulanmıştır. Uygulama sırasında hava kabarcığı oluşmamasına özen gösterilmiştir. Üretici firmanın önerdiği fırınlama programına göre, uygun ısı ve süre ayarlanarak glaze işlemi porselen fırınında (Bloomden PF1, Changsha, Çin) gerçekleştirilmiştir (Çizelge 3.5, Resim 3.9).



Resim 3.9. Glaze işleminde kullanılan toz, likit ve porselen fırını

Çizelge 3.3. Glaze programı

Başlangıç (°C)	sıcaklığı	Kurutma süresi (dk)	Sıcaklık (°C/dk)	artışı	Final sıcaklık (°C)	Bekleme zamanı (dk)
400		4	80		850	1

3.4. Deney Gruplarına Yapay Yaşlandırma İşlemlerinin Uygulanması

3.4.1. Otoklav ile hızlı yaşlandırma

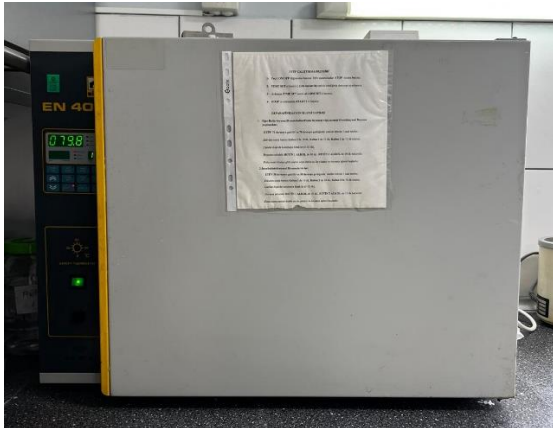
Her monolitik zirkonya çeşidinden 15 adet örnek, 134°C sıcaklıkta ve 2 bar basınç altında distile su içerisinde 5 saat boyunca otoklav cihazında bekletilerek hızlı yaşlandırma işlemine tabi tutulmuştur. Bu işlem, Gazi Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Merkezi Sterilizasyon Ünitesi'nde bulunan otoklav cihazı (Eryiğit ERS6613D, Ankara, Türkiye) kullanılarak gerçekleştirilmiştir (Resim 3.10).



Resim 3.10. Otoklav cihazı

3.4.2. Asetik asit ile yaşlandırma

Asitle yaşlandırma grubu örnekleri, ISO 6872 standardına uygun olarak %4'lük asetik asit (ISOLAB Chemicals, Eschau, Almanya, LA0124901ANW) çözeltisi içerisinde, 80°C sıcaklıkta 16 saat boyunca bekletilmiştir. Bu işlem, Gazi Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Oral Patoloji Laboratuvarı'nda bulunan kuru sıcak hava fırını (Nüve EN 400, Ankara, Türkiye) kullanılarak gerçekleştirilmiştir (Resim 3.11).



Resim 3.11. Kuru sıcak hava fırını.

Üç nokta eğme testi

Tüm mekanik testler, Ankara Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Protetik Diş Tedavisi Bölümü Araştırma Laboratuvarı'nda bulunan universal test cihazı (Lloyd-LRX, Lloyd Instruments, İngiltere) ile gerçekleştirilmiştir (Resim 3.12). Çalışmada kullanılan standart boyutlardaki (25×4×1,2 mm) çubuk şeklindeki örnekler, 20 mm açıklığa sahip destekler arasına yerleştirilmiştir. Test protokolü kapsamında, çelik yükleme çubuğu örneklerin uzun eksenine dik olacak şekilde, orta noktadan 1 mm/dakika sabit hızla kuvvet uygulamıştır (Resim 3.13). Test cihazı tarafından kaydedilen veriler doğrultusunda, örneklerin kırılma anındaki maksimum bükülme direnci değerleri MPa cinsinden hesaplanmış ve değerlendirilmiştir. Her bir örneğin tek eksenli bükülme dayanımı [kopma modülü (σ)] ISO 6872 (1995)'e göre aşağıdaki formül kullanılarak hesaplanmıştır:

$$\sigma = \frac{3Wl}{2bd^2} \quad (3.1.)$$

Denklem (3.1)'de; W kırılma yükünü (N), l destekler arası mesafeyi (mm), b örneğin genişliğini (mm) ve d örneğin kalınlığını (mm) ifade etmektedir.



Resim 3.12. Universal test cihazı



Resim 3.13. Örneklerin cihaza yerleştirilmesi

3.5. İstatiksel Analiz

Verilerin normal dağılıma uygunluğu Kolmogorov-Smirnov testi ile, varyans homojenliği ise Levene testi ile değerlendirilmiştir. Her gruptaki örneklerin ortalama uniaksiyel bükülme direnci değerleri (MPa), %5 anlamlılık düzeyi ile tek yönlü ANOVA ve Tukey'in çoklu karşılaştırma testi kullanılarak analiz edilmiştir. Yüzey pürüzlülüğü verilerinin istatistiksel analizi nonparametrik Friedman testi ve Conover post-hoc testi ile yapılmıştır. İstatistiksel analizler SPSS 16.0 (IBM Corp., Armonk, NY, ABD) yazılım programı ile gerçekleştirilmiştir.

Bükülme direnci testi sonuçları, Quinn ve Quinn'in önerdiği yöntemle göre [177] Weibull analizi ile değerlendirilmiştir. Bu yöntemde, dokuz test grubundaki gerilim değerleri artan sırayla $i = 1, 2, 3, \dots, N$ şeklinde sıralanmıştır; burada N toplam test numunesi sayısını, i ise i 'inci veriyi temsil eder. Böylece her gerilim değerine, Denklem (3.2.)'de gösterildiği gibi sıralanmış başarısızlık olasılığı ($Pf(s_i)$) atanmıştır.

$$P_f(\sigma_i) = \frac{i - 0.5}{N} \quad (3.2.)$$

Kümülatif kırılma olasılığının hesaplanması için iki parametrelili Weibull dağılım denklemi, Denklem (3.3.) kullanılarak uygulanmıştır. [177] :

$$P_f = 1 - \exp \left[- \left(\frac{\sigma}{\sigma_\theta} \right)^m \right] \quad (3.3.)$$

Burada m (Weibull modülü) dağılım fonksiyonunun eğimini belirler ve kırılma verilerinin σ 'ya (kırılma gerilimi) göre yayılmasını karakterize eder. σ_θ , örneklerin %63,21'inin kırıldığı gerilim seviyesi olan ölçek parametresi veya karakteristik mukavemet olarak adlandırılır. Verilerin Weibull ölçek ve şekil parametreleri, standart hataları ve %95 güven aralıkları Minitab 14 (Minitab Inc., State College, PA, USA) programı kullanılarak elde edilmiştir. Ölçek ve şekil parametreleri arasındaki istatistiksel farklılığı değerlendirmek amacıyla her bir deneysel prosedür için iki veri seti arasında bağımsız örneklem t-testi uygulanmıştır. $p < 0,05$ değeri istatistiksel anlamlılık düzeyi olarak kabul edilmiştir.

3.6. Atomik Kuvvet Mikroskobu (AFM) Analizi

Her gruptan seçilen 5 örneğin yüzey pürüzlülüğü, Gazi Üniversitesi Fotonik Uygulama ve Araştırma Merkezi'nde bulunan atomik kuvvet mikroskobu (NanoMagnetics Instruments hpAFM, İngiltere) ile analiz edilmiştir (Resim 3.14). Analiz, 50 nm'den daha küçük yarıçap eğriliğine sahip standart AFM probu ile temas modunda gerçekleştirilmiştir.



Resim 3.14. Yüzey pürüzlülüğünün değerlendirildiği atomik kuvvet mikroskobu

3.7. Taramalı Elektron Mikroskobu (SEM) Analizi

Yaşlandırma işlemleri sonrasında, her deney grubundan rastgele seçilen birer örneğin yüzey topografisi Gazi Üniversitesi Fen Fakültesi Biyoloji Bölümü'nde bulunan taramalı elektron mikroskopunda (JEOL-JSM-6060 LV, Japonya) incelenmiştir. SEM analizinde kullanılacak örnek yüzeyler, altın kaplama cihazı (Polaron SC502, İngiltere) ile altın kaplanmıştır (Resim 3.15). Hazırlanan yüzeyler, $\times 5.000$ büyütme oranında SEM altında değerlendirilmiştir (Resim 3.16).



Resim 3.15. Altın kaplama cihazı ve altınla kaplanan örnekler



Resim 3.16. Yüzey incelemesinde kullanılan taramalı elektron mikroskobu



4. BULGULAR

Çalışmada kullanılan 3 farklı Y-TZP seramiğe iki farklı yapay yaşlandırma işlemi uygulanmış; ardından uniaksiyal bükülme direnci değerleri, Weibull analizi, AFM ile ölçülen yüzey pürüzlülüğü değerleri ve SEM görüntüleri elde edilmiştir.

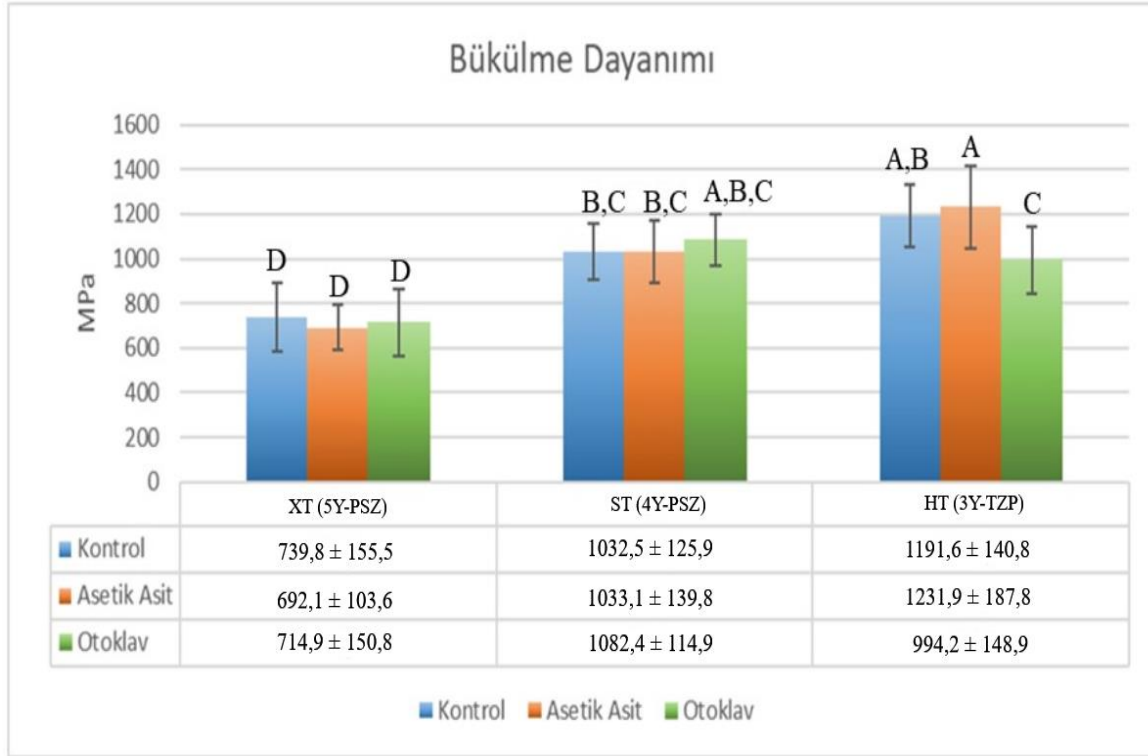
4.1. Bükülme Direnci Bulguları

Kolmogorov-Smirnov normallik testi sonuçları, verilerin normal dağılım gösterdiğini ortaya koymuştur ($p > 0,05$). Levene'nin varyans homojenliği testi ise gruplar arasındaki varyansların eşit olduğunu göstermiştir ($p > 0,05$). Analiz sonuçlarına göre, materyaller arasında bükülme direnci açısından anlamlı farklılık bulunmuştur ($F = 98,93$, $p = 0,0001$), ancak yaşlandırma işlemlerinin bükülme direnci üzerine etkisi anlamlı bulunmamıştır ($F = 2,03$, $p = 0,136$). Materyal ve yaşlandırma işlemi birlikte değerlendirildiğinde ise bükülme direnci değerleri arasında istatistiksel olarak anlamlı fark gözlemlenmiştir ($F = 4,49$, $p = 0,002$).

Çizelge 4.1. Çok yönlü varyans analizi sonuçları

Varyasyon Kaynağı	Kareler Toplamı	Serbestlik Dereceleri	Kare Ortalaması	F	p
Materyal	3963351	2	1981676	98,93	0,000
Yaşlandırma İşlemi	81315	2	81315	2,03	0,136
Materyal*Yaşlandırma İşlemi	359539	4	89885	4,49	0,002
Hata	2223492	111	20031		
Toplam	6732623	119			

Test edilen grupların ortalama bükülme dirençleri ve standart sapma değerleri Şekil 4.1'de verilmiştir. Tukey çoklu karşılaştırma testi sonuçlarına göre, bükülme dirençleri açısından istatistiksel olarak anlamlı fark bulunmayan gruplar aynı harfle gösterilmiştir.



Şekil 4.1. Bükülme direnci verilerinin ortalama değerleri ve standart sapmaları

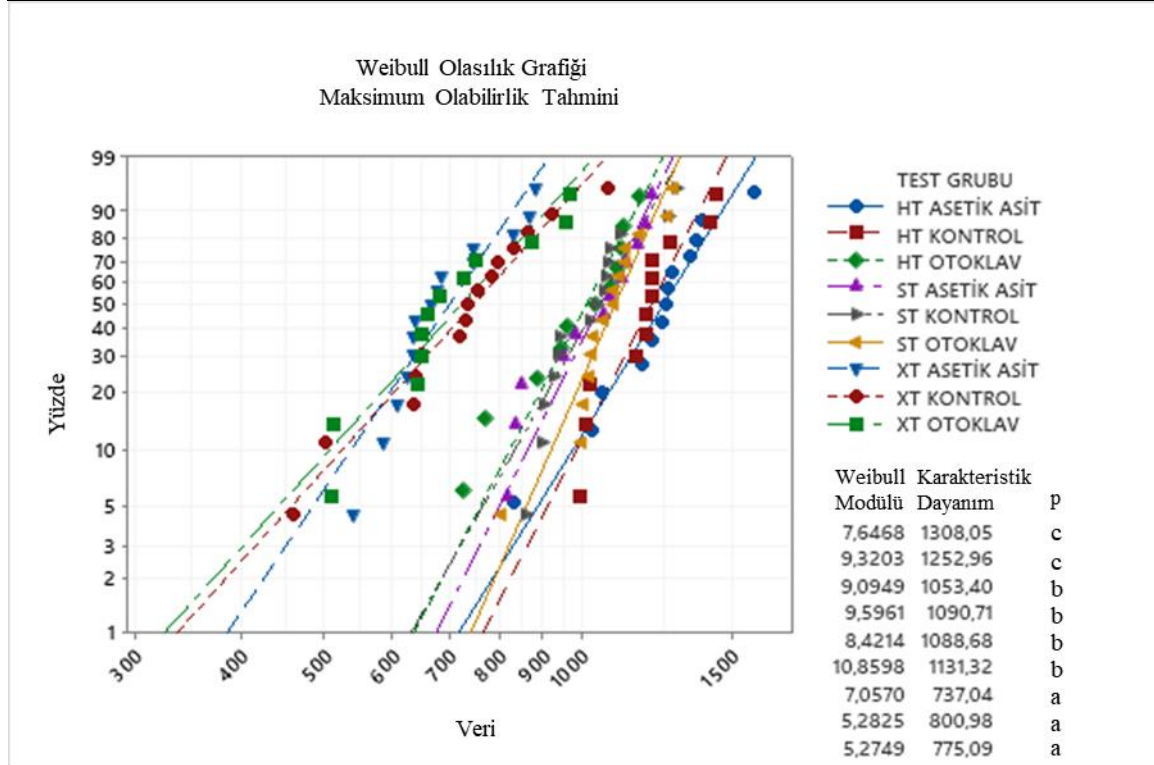
Gruplar birbirleriyle kıyaslandığında; bükülme dirençleri $HT \text{ asetik asit} \geq HT \text{ kontrol} \geq ST \text{ otoklav} \geq ST \text{ asetik asit} \geq ST \text{ kontrol} \geq HT \text{ otoklav} > XT \text{ kontrol} \geq XT \text{ otoklav} \geq XT \text{ asetik asit}$ şeklinde sıralanmaktadır. Buna göre, en yüksek bükülme direnci değerini gösteren gruplar HT kontrol, HT asetik asit ve ST otoklav grupları olmuştur. En düşük bükülme direncine sahip gruplar ise XT asetik asit, XT otoklav ve XT kontrol grupları olarak gözlemlenmiştir. ST ve XT gruplarında, yaşlanma öncesi ve sonrası bükülme direnci bakımından istatistiksel olarak anlamlı bir fark bulunmamıştır. Öte yandan, HT materyali için otoklav grubuna ait bükülme direnci değerlerinin hem asetik asit grubuna hem de kontrol grubuna kıyasla istatistiksel olarak anlamlı düzeyde daha düşük olduğu belirlenmiştir ($p < 0,05$).

4.2 Weibull Analizi Sonuçları

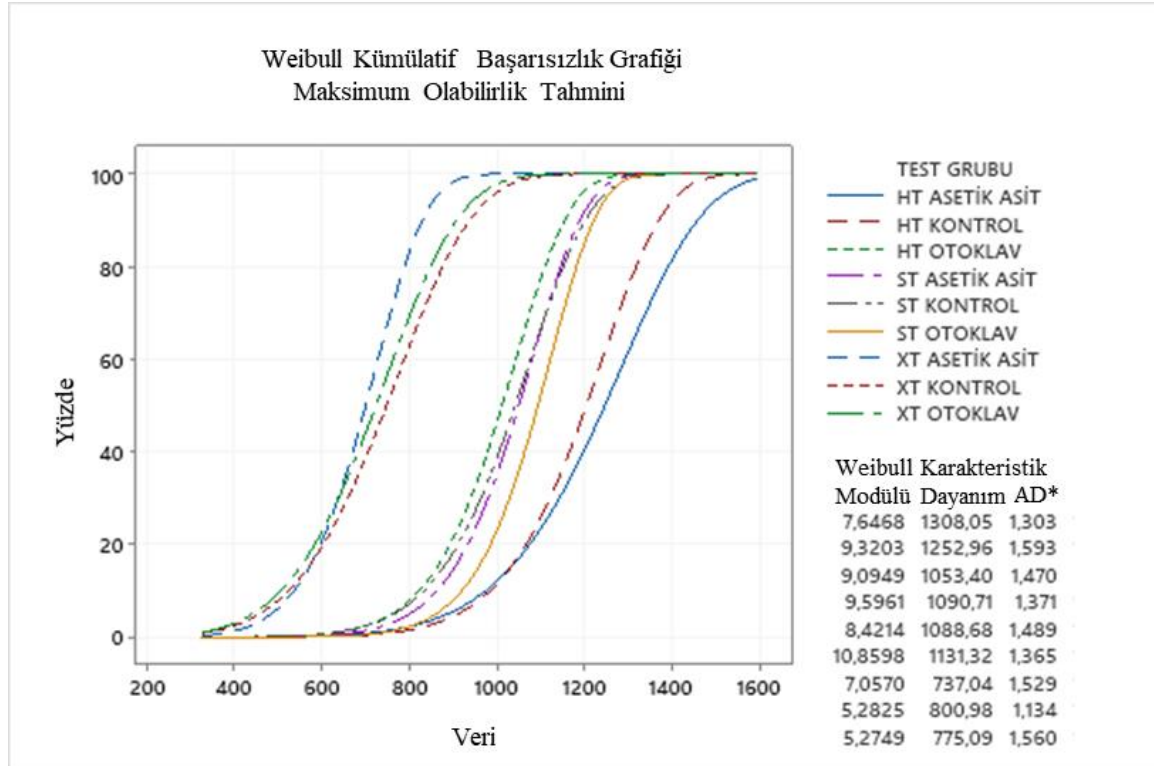
Materyallere ait Weibull modülü (m), karakteristik dayanım (σ_0), ortalama bükülme direnci ve yüzey pürüzlülüğü verileri Çizelge 4.2’de sunulmuştur.

Çizelge 4.2. Deney gruplarının ortalama bükülme dirençleri, standart sapma değerleri, karakteristik dayanımları(σ_0), Weibull modülleri(m) ve yüzey pürüzlülük (R_a) sonuçları.

Materyal	Yaşlandırma işlemi	Ortalama bükülme direnci $\pm$ Std. sapma (MPa)	Karakteristik dayanım (σ_0) (MPa) (Std. hata)	Weibull modülü (m) (Std. hata)	Yüzey pürüzlülüğü (R_a) $\pm$ Std. sapma (μm)
VITA YZ [®] HT	Kontrol	1191,6 $\pm$ 140,8	1253 (41,1)	9,3 (2,0)	42,85 $\pm$ 40,55
	Asetik Asit	1231,9 $\pm$ 187,8	1308 (50,0)	7,6 (1,5)	41,09 $\pm$ 40,46
	Otoklav	994,2 $\pm$ 148,9	1053 (36,6)	9,1 (2,3)	15,57 $\pm$ 10,87
VITA YZ [®] ST	Kontrol	1032,5 $\pm$ 125,9	1089 (35,4)	8,4 (1,5)	29,74 $\pm$ 24,22
	Asetik Asit	1033,1 $\pm$ 139,8	1091 (34,5)	9,6 (2,2)	14,60 $\pm$ 3,74
	Otoklav	1082,4 $\pm$ 114,9	1131 (28,4)	10,8 (2,0)	18,13 $\pm$ 7,21
VITA YZ [®] XT	Kontrol	739,8 $\pm$ 155,5	801 (41,4)	5,3 (1,0)	51,60 $\pm$ 36,48
	Asetik Asit	692,1 $\pm$ 103,6	737 (28,6)	7,0 (1,3)	17,72 $\pm$ 7,42
	Otoklav	714,9 $\pm$ 150,8	775 (44,9)	5,3 (1,1)	15,90 $\pm$ 7,83



Şekil 4.2. Tüm grupların Weibull olasılık grafiği. Gruplar arasındaki istatistiksel farklılıklar farklı harflerle gösterilmiştir.

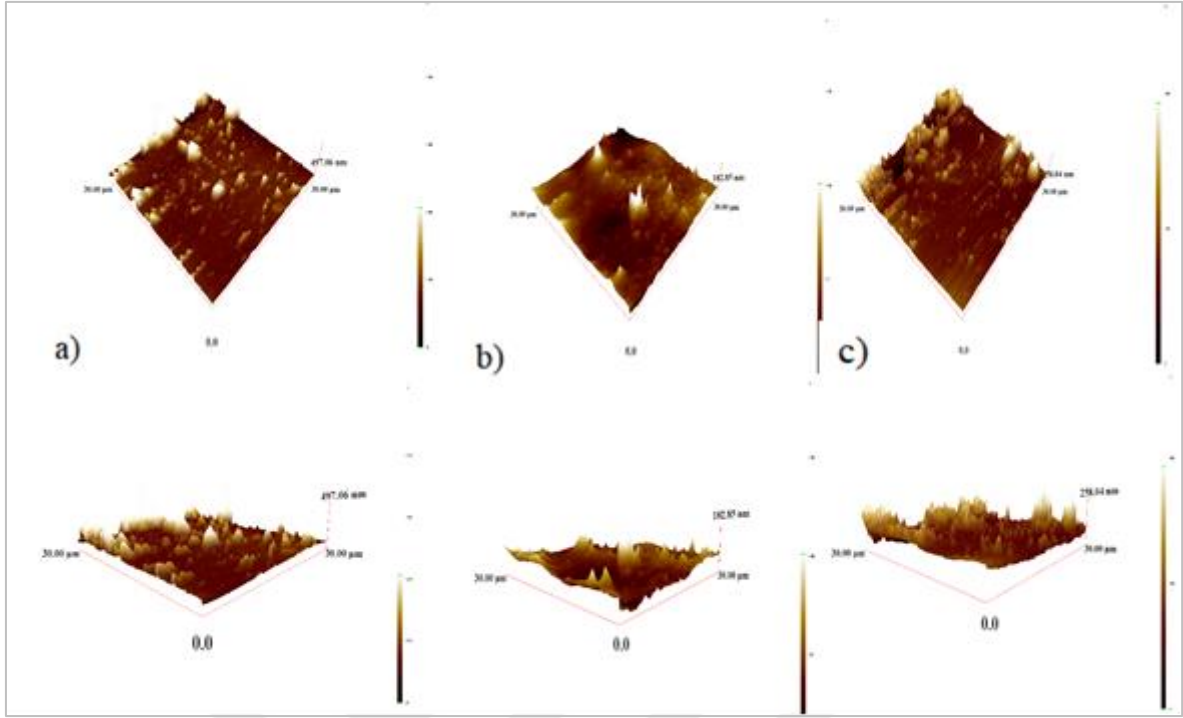


Şekil 4.3. Tüm grupların Weibull kümülatif başarısızlık grafiği

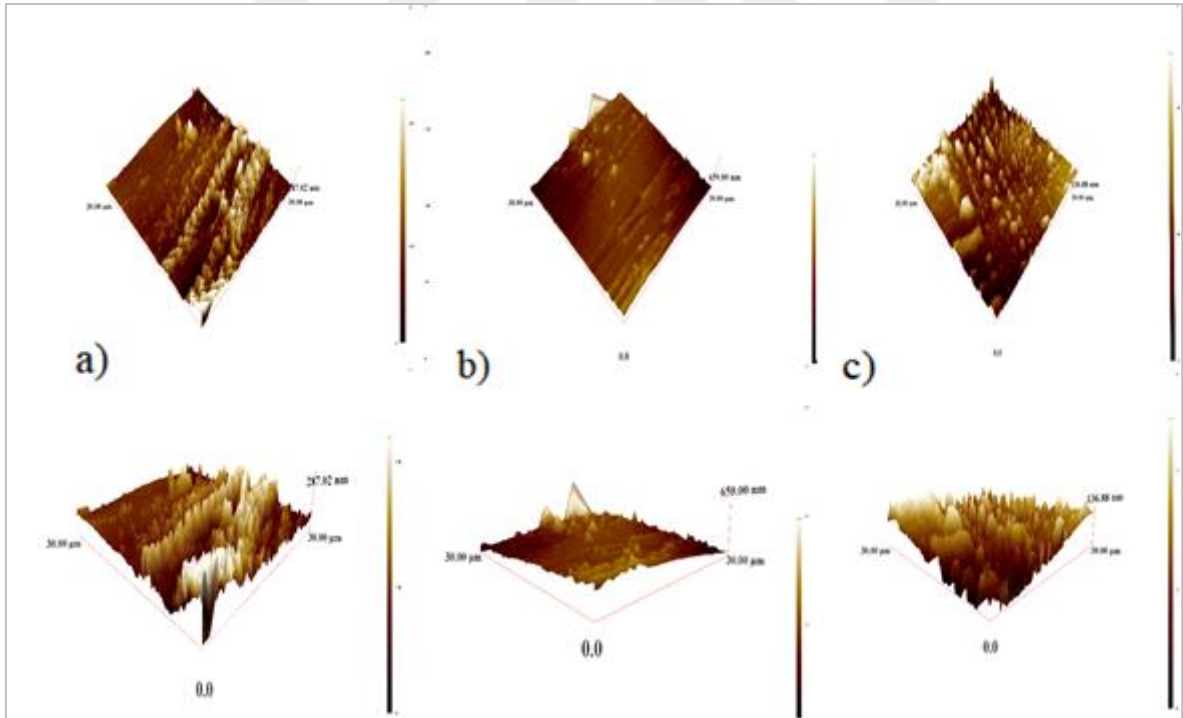
Weibull analizi sonuçlarına göre, test edilen tüm grupların Weibull modülleri 5,3 ile 10,8 arasında değişmekte olup, gruplar arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark tespit edilmemiştir. En düşük Weibull modülü XT otoklav ve kontrol gruplarında, en yüksek Weibull modülü ise ST otoklav grubunda gözlemlenmiştir. Örneklerin ölçek parametreleri, yani karakteristik dayanımları arasında ise istatistiksel olarak anlamlı fark bulunmuştur ($p < 0,0001$). Karakteristik dayanımlar en yüksekten en düşüğe doğru sırasıyla; HT kontrol $\geq$ HT asetik asit $>$ HT otoklav $\geq$ ST asetik asit $\geq$ ST kontrol $\geq$ ST otoklav $>$ XT asetik asit $\geq$ XT kontrol $\geq$ XT otoklav şeklindedir.

4.3. AFM Yüzey Pürüzlülüğü Analiz Bulguları

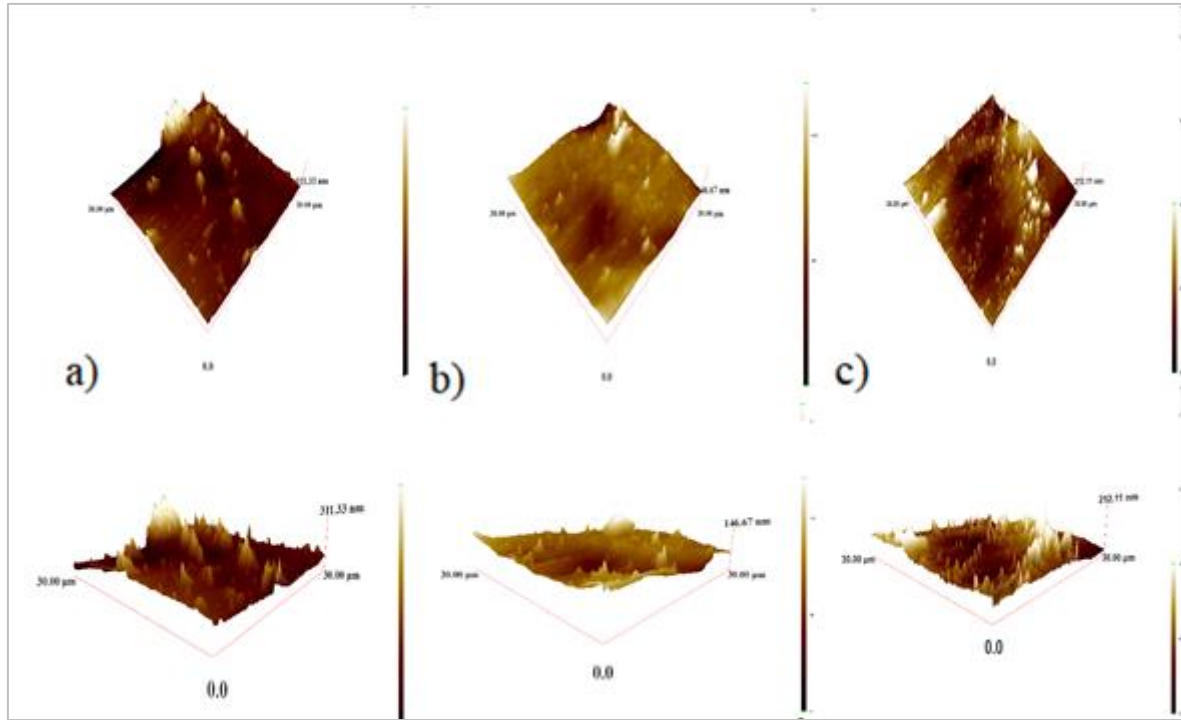
Her test grubunda elde edilen bulgulara örnek olarak birer örneğin AFM analizi sonrası elde edilen görüntüleri Resim 4.1-4.3'te verilmiştir.



Resim 4.1. HT grubu a) Kontrol örneği b) Otoklav örneği c) Asetik asit örneği



Resim 4.2. ST grubu a) Kontrol b) Otoklav c) Asetik asit



Resim 4.3. XT grubu a) Kontrol b) Otoklav c) Asetik asit

AFM cihazı kullanılarak gerçekleştirilen ölçümler sonucunda, üç farklı zirkonya seramiğine ait ortalama yüzey pürüzlülüğü (R_a) değerleri elde edilmiştir. Bu verilere ilişkin ortalama, standart sapma ve standart hata değerleri Çizelge 4.3'te sunulmuştur.

Çizelge 4.3. Y-TZP seramiklerin ortalama yüzey pürüzlülük değerleri (nm), standart sapmaları ve standart hata verileri.

Materyal	İşlem	N	Ortalama (Mean, nm)	Standart Sapma (SD, nm)	Standart Hata (SE, nm)
Kontrol	HT	5	42.85	40.55	18.14
	ST	5	29.74	24.22	10.83
	XT	5	51.60	36.48	16.32
Otoklav	HT	5	15.57	10.87	4.86
	ST	5	18.13	7.21	3.23
	XT	5	15.90	7.83	3.50
Asetik Asit	HT	5	41.09	40.46	18.10
	ST	5	14.60	3.74	1.67
	XT	5	17.72	7.42	3.32

Friedman testi sonucuna göre, yüzey pürüzlülüğü değerleri açısından materyaller arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark gözlemlenmiştir ($\chi^2=6,53$; $p<0,05$). Öte yandan, istatistiksel analiz sonuçlarına göre, yüzey pürüzlülüğü değerleri açısından zirkonya materyal türü ile yaşlandırma işlemi arasındaki etkileşim istatistiksel olarak anlamlı

bulunmamıştır ($F = 1,28$; $p = 0,31$). Ortalama yüzey pürüzlülüğü bakımından en yüksek değer XT kontrol grubunda ($0,05 \pm 0,03 \mu\text{m}$), en düşük değer ise ST asetik asit grubunda bulunmuştur ($0,01 \pm 0,003 \mu\text{m}$). Conover post-hoc testi sonuçlarına göre, otoklav gruplarının yüzey pürüzlülüğü değerleri, kontrol gruplarına kıyasla istatistiksel olarak anlamlı düzeyde daha düşük bulunmuştur ($F=6,55$, $p=0,02$). Kontrol ve asetik asit grupları ile asetik asit ve otoklav grupları arasında anlamlı bir fark bulunmamıştır ($F=1,64$, $p>0,05$).

4.3.1. Friedman test sonuçları

Çizelge 4.4. Materyallerin yüzey pürüzlülüğü değerlerine ilişkin istatistiksel analiz sonuçları

Faktör	Ki-kare (χ^2)	Serbestlik Derecesi (df)	p-değeri	Kendall's W
Yüzey Pürüzlülük Değerleri	6,53	2	0,04	0,22

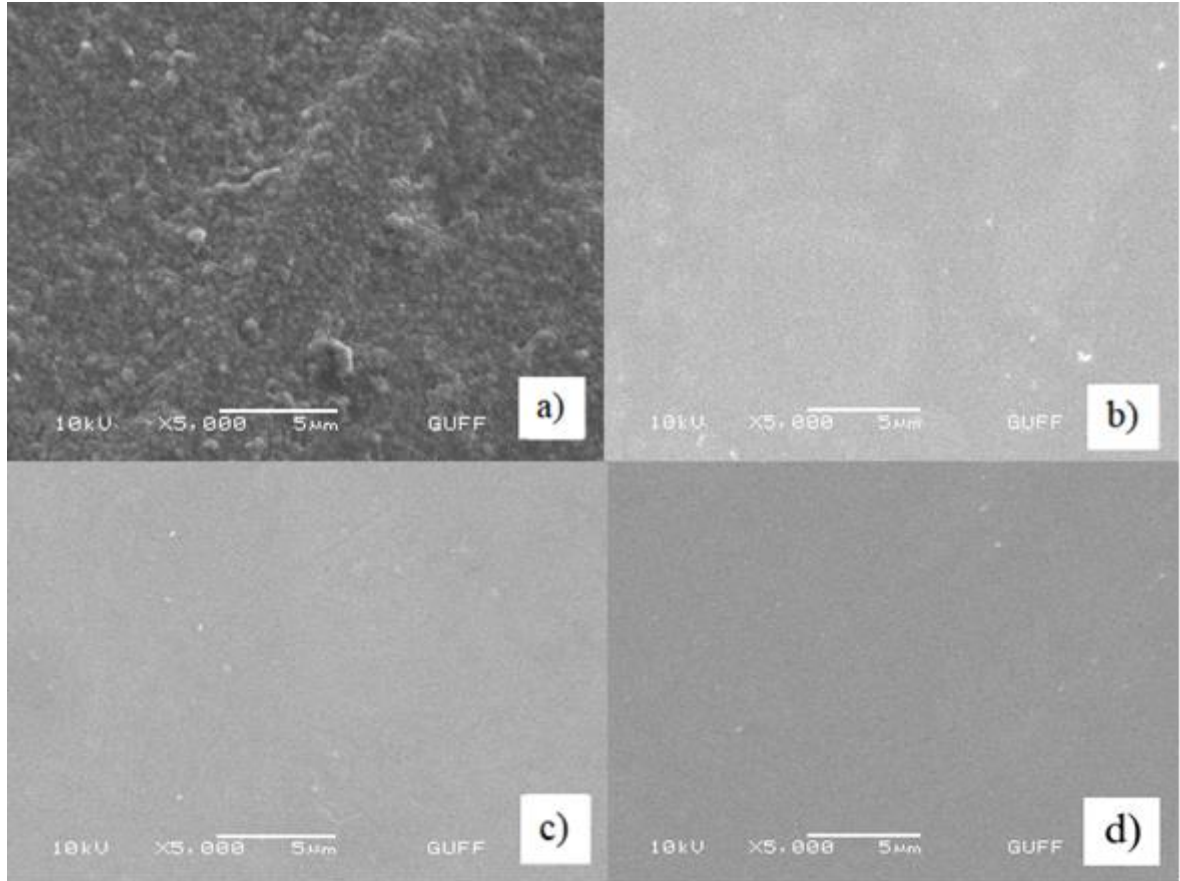
4.3.2. Post-hoc test sonuçları (Conover Testi)

Çizelge 4.5. Materyallerin yüzey pürüzlülük değerlerine ilişkin istatistikler

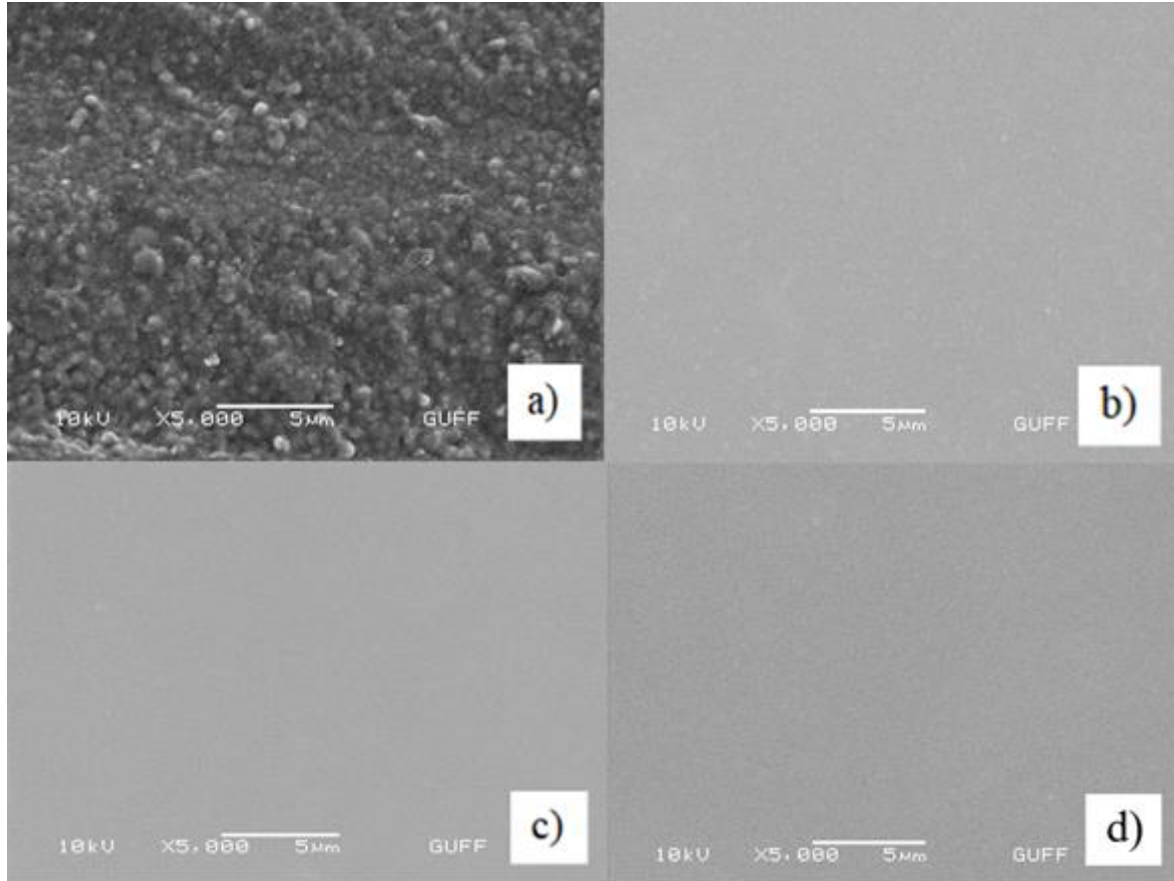
Karşılaştırma	t-istatistiği	Serbestlik Derecesi (df)	Wi	Wj	p-değeri	p (Bonferroni)	p (Holm)
Kontrol - Asetik Asit	1,28	28	37,00	30,00	0,21	0,64	0,42
Kontrol - Otoklav	2,56	28	37,00	23,00	0,02	0,05	0,05
Asetik Asit - Otoklav	1,28	28	30,00	23,00	0,21	0,64	0,42

4.4. SEM Görüntüleri

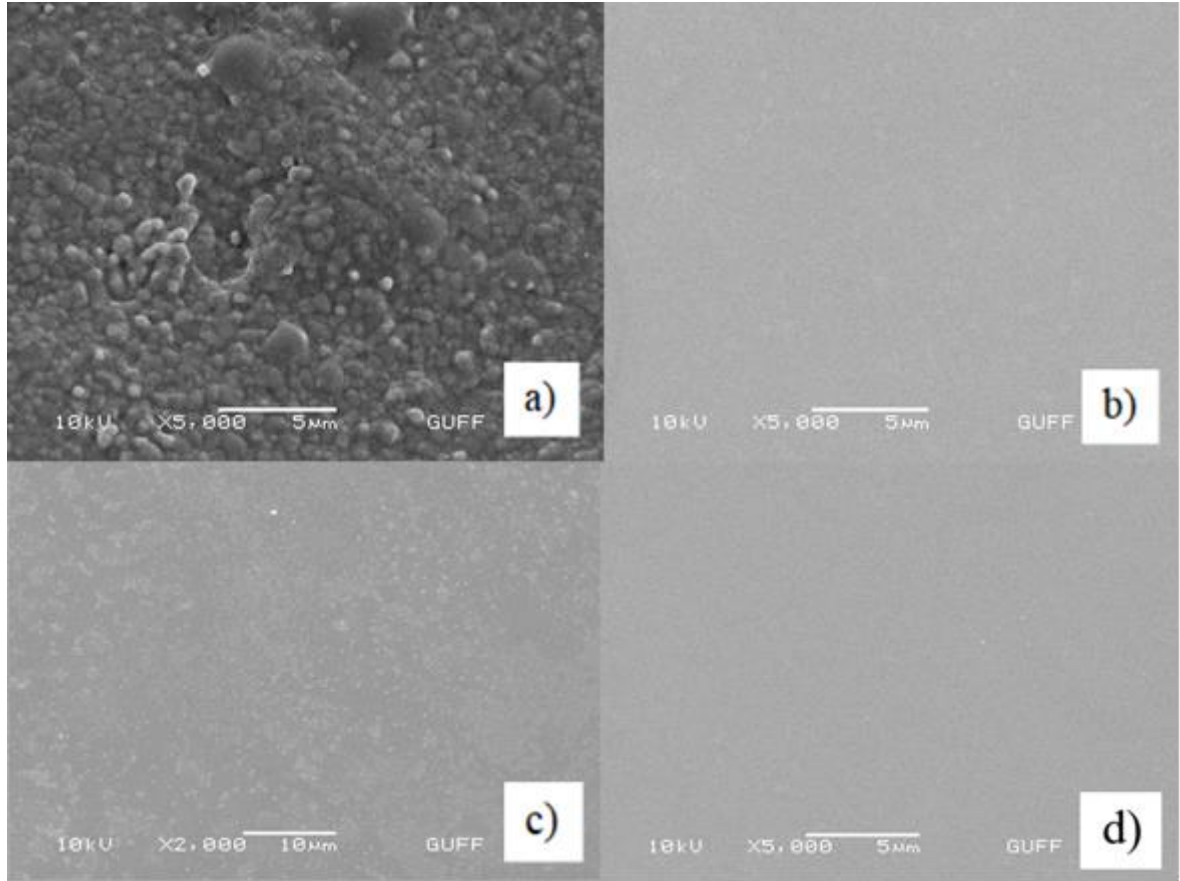
Her örnek grubundan birer örneğe ait SEM analizi sonucunda elde edilen x5.000 büyütmedeki görüntüler Resim 4.4-4.6'da sunulmuştur.



Resim 4.4. VITA YZ® HT a) glaze öncesi kontrol grubuna ait örnek b) glaze sonrası kontrol grubuna ait örnek c) glazeli otoklav grubuna ait örnek d) glazeli asetik asit grubuna ait örneğin $\times 5.000$ büyütmedeki SEM görüntüsü



Resim 4.5. VITA YZ® ST a) glaze öncesi kontrol grubuna ait örnek b) glaze sonrası kontrol grubuna ait örnek c) glazeli otoklav grubuna ait örnek d) glazeli asetik asit grubuna ait örneğin $\times 5.000$ büyütmedeki SEM görüntüsü



Resim 4.6. VITA YZ® XT a) glaze öncesi kontrol grubuna ait örnek b) glaze sonrası kontrol grubuna ait örnek c) glazeli otoklav grubuna ait örnek d) glazeli asetik asit grubuna ait örneğin $\times 5.000$ büyütmedeki SEM görüntüsü

Her bir gruptan rastgele seçilen birer örneğe ait, $\times 5.000$ büyütme altında gerçekleştirilen SEM analizi sonucunda; yüzey morfolojisi, tanecik sınırları ve devamlılığı değerlendirildiğinde, glaze işlemi öncesinde gözlemlenen tanecikli yapının, glaze işlemi sonrası kontrol, otoklav ve asetik asit gruplarında izlenmediği belirlenmiştir. Yaşlandırma işlemi uygulanmış grupların görüntülerinde mikro düzeyde yüzey düzensizlikleri, mikro gözenekler, çukurlar ve çizikler gözlemlenmiştir. Ancak kontrol, asetik asit ve otoklav grupları arasında belirgin bir fark tespit edilmemiştir.

5. TARTIŞMA

Bu çalışmada hidrotermal ve kimyasal yaşlandırma işlemlerinin 3 farklı yttria içeriğine sahip translüsent monolitik zirkonya materyalinin yüzey pürüzlülüğü ve bükülme direncine etkisi karşılaştırmalı olarak incelendi. Çalışmamızın sonuçlarına göre, farklı yaşlandırma işlemlerinin farklı yttria oranlarına sahip monolitik zirkonya materyallerinin yüzey pürüzlülüğüne etkisi incelendiğinde, asetik asitle kimyasal yaşlandırma işleminin anlamlı bir etkisinin olmadığı ancak otoklav ile yaşlandırma işleminin yüzey pürüzlülüğünü önemli ölçüde azalttığı bulunmuştur. Bu nedenle çalışmanın H_{01} hipotezi kısmen reddedilmiştir. Bununla birlikte, farklı yaşlandırma prosedürlerinin monolitik zirkonya materyallerinin uniaksiyal bükülme direnci sonuçlarına etkisi incelendiğinde %3 mol yttria içeren zirkonyada sadece otoklav işleminden sonra bükülme direncinde anlamlı bir düşüş olduğu ancak %4 ve %5 mol yttria içeren zirkonyalarda yaşlandırma işlemlerinden sonra bükülme dirençlerinde anlamlı bir değişim gözlemlenmediği tespit edilmiştir. Bu nedenle çalışmanın H_{02} hipotezi kısmen reddedilmiştir.

Protetik diş hekimliğinde hastaların estetik beklentilerini karşılamak amacıyla tam seramik materyallerin kullanımı giderek artmaktadır [195]. Dental restorasyonlar çiğneme ve yutma sırasında oluşan okluzal kuvvetlere maruz kalmaktadır. Porselen materyaller sınırlı gerilme mukavemetine sahiptir ve zamanla strese karşı dirençlerini kaybedebilirler [196]. Kırılganlık, tam seramiklerin en önemli dezavantajlarından biridir [195]. Restorasyonların dayanıklılığı, materyallerin klinik uygulama alanlarını ve sınırlamalarını etkileyen önemli bir kriterdir. Bu nedenle estetik tam seramik sistemlere olan talep artarken materyalin aynı zamanda yüksek mekanik özelliklere sahip olması önem kazanmıştır [197]. Bükülme direnci, malzemelerin ağız ortamındaki zorlu koşullara dayanabilmesi için önemli bir veri sağlamaktadır. Yttria ile stabilize edilmiş tetragonal zirkonya polikristali (Y-TZP) tam seramik diş restorasyonları arasında estetik, fonksiyon ve dayanıklılık açısından en güçlü materyallerden biridir [198]. Y-TZP'nin optimum mekanik performansı, lokal stresler altında bükülme direncini artıran faz dönüşüm sertleşmesine bağlıdır [85]. Yarı stabil Y-TZP tanelerinde gözlenen $t \rightarrow m$ faz dönüşümü çoğunlukla mikro çatlakların çevresinde oluşan yüzey gerilimiyle başlatılmaktadır [199]. Bu faz değişimi taneciklerde hacimsel genleşmeye neden olur. İlgili taneciklerin hacimsel genleşmesi, gelişen kırılmaya basınç gerilimi uygulayarak çatlak gelişimini durdurur veya yavaşlatır.

$t \rightarrow m$, faz dönüşümü aynı zamanda materyalde zamanla vücut sıcaklığına ve neme bağlı olarak oluşan düşük ısıda bozunma (*Low Temperature Degradation* - LTD) nedeniyle meydana gelmektedir [198]. Düşük ısıda bozunma, suyun varlığında 37–500°C sıcaklık aralığında etkin hale gelmektedir [85, 200]. LTD başlangıçta suyun zirkonyanın yüzeysel taneciklerindeki oksijen boşluklarını doldurarak $t \rightarrow m$ faz dönüşümüyle meydana gelir daha sonra yüzeye yayılarak yüzey pürüzlülüğünü artırır [201, 202]. Bu dönüşüme yüzeyde yükselme gelişimi ve son olarak mikro kırılma ve tanecik çekilmesi eşlik eder. Bu durum mekanik özelliklerin ileri düzeyde bozulmasını neden olabilmektedir [203]. Yaşlanma, transformasyon sertleşmesi olarak bilinen bir mekanizma yoluyla önce malzemenin mekanik özelliklerinin artmasına, daha sonra ise mekanik özelliklerinin azalmasına neden olur [204-206]. Diş restorasyonları ağız ortamında nem, sıcaklık, pH değişimi ve çiğneme kuvvetleri gibi birçok zararlı etkene maruz kalmaktadır. Yaşlanmanın monolitik zirkonyanın mekanik özellikleri üzerindeki etkisi hakkında bilgi oldukça azdır [198].

Y-TZP, CAD/CAM teknolojisini kullanarak oldukça estetik ve dayanıklı diş restorasyonları üretmek için yaygın olarak kullanılan bir materyal haline gelmiştir [207, 208]. Yapılan çalışmalarda seramikle kaplanmış geleneksel/birinci nesil 3Y-TZP zirkonya altyapılı restorasyonların ağız içerisinde 3–5 yıllık süre zarfında %6 ile %15 arasında değişen kırılma oranlarına sahip olduğu bildirilmiştir [63, 209-211]. Bu durumun fırınlama sonrasında malzemenin porselen tabakasında biriken yüksek gerilimin bir sonucu olduğu bulunmuş ve üretimin son aşamasında yavaş soğutma döngüsünün devreye sokulmasıyla sorun çözülmüştür [212]. Buna rağmen, daha zayıf porselen tabakasının neden olabileceği kopma ve kırılma problemlerini tamamen ortadan kaldırmak amacıyla monolitik restorasyonlar geliştirilmeye başlanmıştır [213, 214].

Monolitik birinci nesil 3Y-TZP, üstün mekanik özelliklere sahip olmasının yanı sıra estetik görünümü sınırlayan düşük ışık geçirgenliğine sahiptir. İkinci nesil translüsentliği artırılmış monolitik 3Y-TZP'nin (%3 mol yttria ve ağırlıkça %0,1'den az alümina) piyasaya sürülmesiyle zirkonya restorasyonlar daha estetik diş restorasyonları üretmek amacıyla popülerlik kazanmıştır [215-217]. 3Y-TZP'nin yüksek translüsentliği tanecik boyutunun küçültülmesi ve alümina içeriğinin azaltılmasıyla elde edilmektedir [218]. Daha iyi estetik sonuçlar elde etmek amacıyla, yttrianın %5 mol oranlarına çıkartılması ve alümina içeriğinin azaltılmasıyla (ağırlıkça %0,1'den az) yaklaşık %53 kübik faz içeren kısmen stabilize üçüncü nesil zirkonya (5Y-PSZ) restorasyonlar piyasaya sürülmüştür [10, 219]. Bu nesil

seramiklerin ana dezavantajı, içerdği kübik/tetragonal tanecik oranı nedeniyle bükülme direncinin daha düşük olmasıdır. Bu nedenle yüksek translüsent üçüncü nesil zirkonya materyallerinin kullanımları anterior bölge ve posterior bölgede 3 üyeli köprü ile sınırlandırılmıştır [220-222]. Daha sonra piyasaya sürülen dördüncü nesil 4Y-PSZ, üçüncü nesile göre daha yüksek translüsentlik ve geliştirilmiş mekanik özellikleri bir arada sunmaktadır [93].

Kübik faz, tetragonal faza kıyasla daha büyük hacme sahip olduğundan, tanecik sınırlarında ışığın daha az saçılmasına neden olarak artan translüsentlik sağlamaktadır. Daha yüksek kübik kristalin içeriğine sahip zirkonyalar yaşlanmaya karşı daha az duyarlıdır, çünkü faz dönüşümüne uğramazlar [9]. Stawarczyk ve ark. [49] üçüncü nesil zirkonyada hidrotermal yaşlanma meydana gelmediğini bildirmişlerdir. Bu durum materyalin mikro yapısını koruyarak aşınma direncini artırmaktadır [49, 216, 217]. Öte yandan, kübik zirkonyanın dönüşüm sertleşmesine uğramaması mekanik özelliklerde ciddi bir düşüşe neden olarak yüksek mekanik gerilimlerin oluşacağı durumlarda uygulanmaları için bir sınırlama teşkil edebilmektedir [223].

Çalışmamızda kullanılan VITA YZ® HT, yüksek translüsent 3Y-TZP zirkonyadır. Geleneksel zirkonyanın mekanik özelliklerine sahiptir. Üretici firma tarafından bükülme direnci 1200 MPa olarak belirtilmiştir. Anterior ve posterior diş bölgesinde 14 üyeye kadar olan uzun sabit restorasyonlarda ve teleskop kronlarda kullanımı önerilmiştir.

VITA YZ® ST süper translüsent 4Y-PSZ zirkonyadır. Üretici firma tarafından bükülme direnci yaklaşık 850 MPa, veneer kron, inley ve onley, anterior ve posterior tek tam kron ve 14 üyeye kadar olan köprü restorasyonlarda kullanımı firma tarafından önerilmiştir.

Çalışmada kullanılan bir diğer zirkonya olan VITA YZ® XT ise ekstra translüsent 5Y-PSZ zirkonyadır. Bükülme direnci firma tarafından yaklaşık 600 MPa olarak belirtilmiştir. Üretici firma tarafından veneer kron, inley ve onley, tek kron ve en fazla 3 üyeye kadar sabit restorasyonlarda kullanımı önerilmiştir.

Çalışmamızda kullanılan materyallerin farklı oranlarda yttria içermesi, düşük ısı bozunmasına karşı dirençlerini etkileyen önemli bir faktördür. Yüksek yttria içeriğine sahip malzemeler, daha stabil olmaları nedeniyle t→m faz dönüşümüne karşı daha dirençlidir

[224-226]. Yapılan araştırmalar, geleneksel zirkonyanın düşük ısı bozunmasına karşı daha hassas olduğunu ve bu durumun uzun vadede mekanik dayanıklılığı olumsuz yönde etkileyebileceğini ortaya koymaktadır [224, 227]. Bu nedenle, çalışmamızda farklı yttria içeriğine sahip materyallerin kullanılması, zirkonyanın stabilitesini ve dayanıklılığını incelemek açısından büyük önem taşımaktadır.

Monolitik zirkonya restorasyonları, ağız ortamındaki nem, pH değişimleri, mekanik yükleme gibi harici stres faktörleri ve tetragonal fazın stabilitesi için kritik derecede düşük sıcaklık gibi zorluklarla doğrudan temas halindedir. Bu nedenle, malzemelerin t→m faz dönüşümünü öngörmek amacıyla çeşitli yapay yaşlandırma yöntemleriyle çalışmalar yürütülmüştür [143]. Laboratuvar ortamında otoklav, suda bekletme, termal döngü, çığneme yüklerinin uygulanması ve kimyasal yaşlandırma yöntemleri gibi tekniklerle zirkonyada hızlandırılmış yapay yaşlandırma işlemleri gerçekleştirilebilmektedir [85, 144].

Zirkonya kristallerinin faz dönüşümü termal olarak etkinleştirildiğinden ve suyun varlığıyla bu dönüşüm hızlandığından dolayı 120–140°C arası sıcaklıklarda otoklav ile yapılan yapay yaşlandırma işlemi çalışmalarda en sık kullanılan yöntemdir [113, 145-148]. İdeal yapay yaşlandırma işlemi, Uluslararası Standartlar Organizasyonu (ISO 13356) standartlarına göre otoklavda 134°C, 2 bar basınç ve 5 saat süreyle gerçekleştirilmelidir [158].

Çeşitli çalışmalar, düşük sıcaklıkta bozunmanın materyalin bükülme direnci, sertlik ve yüzey pürüzlülüğü gibi kritik fiziksel ve mekanik özelliklerini olumsuz yönde etkilediğini ortaya koymaktadır [84, 112, 198]. Ancak literatürde materyalde faz dönüşümüne sebep olan etkenlerin bükülme direncini artırdığı yönünde karşıt görüşler de yer almaktadır [228, 229]. Farklı oranda yttria içeren materyallerin düşük ısıda bozunmaya yatkınlıkları farklılık göstermektedir. Geleneksel zirkonyanın (3Y-TZP) düşük ısıda bozunmaya karşı daha duyarlı olması uzun dönem mekanik başarısını etkilemektedir. Araştırmalar, yüksek yttria içeriğine sahip materyallerin daha stabil ve t→m faz dönüşümüne karşı daha dirençli olduğunu ortaya koymuştur [107, 224-226, 230]. Bu nedenle çalışmamızda farklı yttria içeriğine sahip materyallerin kullanılması önem taşımaktadır.

Chevalier ve ark. [149, 150], zirkonya materyalinin otoklavda 134°C’de, 2 bar basınç altında, 1 saatlik yaşlandırma işleminin ağız ortamında 3-4 yıllık yaşlanmaya, 5 saatlik yaşlandırma işleminin ise 15–20 yıllık yaşlanmaya denk geldiğini bildirmişlerdir. Bu

çalışmaya uygun olarak çalışmamızda yaklaşık 20 yıl klinik koşullarda yaşlanmaya eşdeğer görülen zirkonyanın hızlandırılmış yaşlandırılması için otoklavla 134°C’de ve 2 bar basınç altında 5 saat boyunca yaşlandırma işlemi uygulanmıştır.

Zhang ve ark. [231], yaptıkları bir çalışmada, 40 saate kadar 134°C’de ve 2 bar basınç altında hidrotermal yaşlandırmaya maruz bırakılan %2, %2,5 ve %3 mol yttria içeren zirkonya örneklerde yttria içeriği arttıkça Y-TZP’nin düşük ısıda bozunma direncinin de arttığını tespit etmişlerdir. Yttria oranı arttıkça yaşlanmaya karşı direncin artışı bizim çalışmamızda da benzer bulunmuştur. %3 mol yttria içeren zirkonya materyalinin 5 saat otoklav ile yaşlandırma sonrasında bükülme direnci anlamlı oranda azalırken, %4 ve %5 mol yttria içeren zirkonyalarda otoklav ile yaşlandırma sonrası bükülme dirençlerinde istatistiksel olarak anlamlı bir değişim gözlemlenmemiştir. Bununla birlikte, yttria içeriğinin artmasıyla yaşlanmaya karşı direnç elde edilmiş gibi görünse de kübik fazın yüksek olmasının daha düşük bükülme direnci ve tokluğa neden olduğu bildirilmektedir [232].

Kengtanyakich ve ark.’nın [233] yaptığı çalışmada, geleneksel zirkonya olan 3Y-TZP (%0 kübik faz içeriği) ile farklı oranlarda kübik faz içeren üç farklı translüsent zirkonya—4Y-PSZ (<%30 kübik faz), 5Y-PSZ (%30–50 kübik faz) ve 6Y-PSZ (>%50 kübik faz)—122°C sıcaklıkta, 2 bar basınç altında ve 8 saat süreyle otoklavda gerçekleştirilen hidrotermal yaşlandırma sonrası mekanik özellikleri ve bozunma davranışları karşılaştırılmıştır. Yaşlandırmadan önce materyallerin bükülme dirençleri en fazladan en aza sırasıyla 3Y-TZP, 4Y-PSZ, 5Y-PSZ ve 6Y-PSZ’dir. 3Y-TZP ve 4Y-PSZ’nin hidrotermal yaşlanmayla beraber bükülme dirençlerinde azalma görülürken, 5Y-PSZ ve 6Y-PSZ’nin yaşlandırma öncesi ve sonrası bükülme direnci değerleri arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark olmadığı bildirilmiştir. Kübik faz içeriğinin %30’dan yüksek olması materyalin bükülme direncini olumsuz yönde etkilerken aynı zamanda kübik fazın stabil olması materyalin dönüşüm sertleşmesine uğramasını engellemektedir [229]. Kübik faz içeriği %30’dan yüksek olan grupların bükülme dirençleri 500 MPa civarındadır. Bu nedenle Kengtanyakich ve ark. [233], kübik faz içeriği %30’dan fazla olan materyallerin molar bölge hariç en fazla üç üyeli sabit restorasyonlarda kullanımını önermişlerdir. Çalışmamızda kullanılan materyallerin yaşlandırma işlemleri öncesi bükülme dirençleri karşılaştırıldığında; en yüksek değer 3Y-TZP grubunda, bunu 4Y-PSZ grubu izlemiş ve en düşük bükülme direnci 5Y-PSZ grubunda saptanmıştır. Hidrotermal yaşlandırma sonrasında 3Y-TZP’nin bükülme direncinde düşüş gözlemlenirken, 4Y-PSZ ve 5Y-PSZ’nin bükülme direncinde istatistiksel anlamda bir

değişim saptanmamıştır. Çalışmamızda, yaşlanma sonrası 3Y-TZP'nin bükülme direnci değerinde azalma gözlemlenirken, 5Y-PSZ'nin bükülme direncinde herhangi bir değişiklik olmamıştır. Bu sonuç, Kengtanyakich ve ark.'nın [233] çalışmasıyla benzerlik göstermektedir. Bizim çalışmamızda %4 mol yttria içeren zirkonyanın bükülme direncinde bir değişim gözlemlenmemesinin, uygulanan yaşlandırma süresinin daha kısa olmasından kaynaklandığı düşünülmektedir.

Too ve ark. [234], farklı sıcaklıklarda sinterlenen 3Y-TZP, 4Y-PSZ ve 5Y-PSZ materyallerinden elde edilen örnekleri otoklavda 134°C sıcaklıkta ve 2 bar basınç altında, 20 saat süreyle otoklavda yapay olarak yaşlandırmışlardır. Yüksek orandaki yttria içeriğinin düşük ısıda bozunmaya karşı direnç sağlayabileceğini rapor etmişlerdir. 5Y-PSZ materyalinin 20 saate, 4Y-PSZ'nin 10 saate kadar ve 3Y-TZP'nin 5 saate kadar hidrotermal yaşlandırmaya dirençli olduğunu belirtmişlerdir. Bu sürelerin aşılması durumunda, zirkonyada mekanik özellikleri olumsuz yönde etkileyebilecek şekilde bozunmanın başladığı bildirilmiştir. Bizim çalışmamızda da bu bulgularla uyumlu olarak, 5 saat süren hidrotermal yaşlandırma sonrası 3Y-TZP'nin bükülme direncinde düşüş gözlemlenirken, 4Y-PSZ ve 5Y-PSZ materyallerinin bükülme direnci değişmemiştir. Ayrıca, 5Y-PSZ materyalinin yaşlandırma öncesi ve sonrası bükülme direncinin, 3Y-TZP ve 4Y-PSZ materyallerine kıyasla daha düşük olduğu ifade edilmiştir. Too ve ark.'nın [234] çalışmasının sonuçları, bizim çalışmamızdaki bükülme direnci değerleriyle ilişkilendirilebilir. Çalışmamızda da 5Y-PSZ materyalinin yaşlanma öncesi ve sonrası bükülme direnci, 3Y-TZP ve 4Y-PSZ materyallerine göre daha düşüktür.

Flinn ve ark. [235] iki 3Y-TZP (biri translüsent 3Y-TZP, diğeri geleneksel 3Y-TZP), bir 4Y-PSZ ve bir 5Y-PSZ olmak üzere dört farklı zirkonya seramik materyalinden elde edilen örnekleri, 134°C sıcaklık ve 2 bar basınç altında 5, 50, 100, 150 ve 200 saat süreyle otoklavda yaşlandırmışlardır. 150 saatlik yaşlandırma sonunda geleneksel 3Y-TZP grubunda, 200 saatlik yaşlandırmada ise translüsent 3Y-TZP grubunda kırılmalar meydana gelmiştir. Her iki 3Y-TZP örneğinde yaşlandırma süresiyle birlikte bükülme dirençlerinde belirgin azalma gözlenirken, 4Y-PSZ ve 5Y-PSZ gruplarının bükülme dirençleri yaşlandırmadan anlamlı düzeyde etkilenmemiştir. Flinn ve ark.'nın [235] çalışması, daha düşük yttria içeriğine sahip zirkonya gruplarının yaşlandırmaya karşı daha duyarlı olduğunu, buna karşın yüksek yttria içeriği ile stabilize edilen materyallerin mekanik dayanım açısından daha dirençli olduğunu göstermektedir. Bu bulgular, bizim çalışmamızla da örtüşmektedir. Bizim çalışmamızda,

yalnızca 5 saatlik yaşlandırma işlemi uygulanmış olmasına rağmen, en düşük yttria içeriğine sahip 3Y-TZP grubunda bükülme direncinde azalma gözlemlenmiştir. Bu durum, 3Y-TZP seramiklerin yaşlanma sırasında tetragonal fazdan monoklinik faza dönüşüm gösterme eğilimi ile ilişkilidir. Bu faz dönüşümü, dönüşüm sertleşmesi olarak bilinen bir mekanizmayı tetikleyerek başlangıçta mekanik direnci artırsa da, süreç ilerledikçe oluşan mikro çatlaklar ve yüzey bozulmaları bu olumlu etkiyi tersine çevirerek mekanik özelliklerin azalmasına neden olmaktadır [111, 113]. Flinn ve ark.'nın [235] çalışmasında, uzun süreli yaşlandırma uygulamaları sonucunda özellikle düşük yttria içeriğine sahip örneklerde oluşan çatlak ve fissürlerin dönüşüm tabakası kalınlığını aşarak materyalin yapısal bütünlüğünü bozduğu gözlemlenmiştir. Buna karşılık, bizim çalışmamızda yalnızca 5 saatlik yaşlandırma süresi uygulanmış olup, yüksek yttria içeriğine sahip gruplarda yaşlandırma sonrasında bükülme direncinde anlamlı bir değişiklik saptanmamıştır. Bu bulgu, yüksek kübik faz içeriğine sahip zirkonya seramiklerin, daha düşük kübik faz içeren türlere göre faz dönüşümüne uğramadan yapısal stabilitelerini koruduklarını ve düşük ısıda bozunmaya karşı daha dayanıklı olduklarını göstermektedir [229]. Sonuç olarak, Flinn ve ark.'nın [235] çalışmasıyla elde edilen veriler, bizim çalışmamızda kısa süreli yaşlandırma sonrasında gözlemlenen eğilimleri destekler niteliktedir. Yaşlandırma süresi ve materyalin yttria içeriği, zirkonya seramiklerin mekanik dayanımı üzerinde doğrudan etkili olan kritik değişkenlerdir.

Siarampi ve ark. [236] tarafından yapılan çalışmada, 3Y-TZP ve 4Y-PSZ zirkonya materyalleri, 121°C sıcaklık ve 2 bar basınç altında otoklavda 5 saat ve 10 saat süreyle yaşlandırmaya tabi tutulmuştur. Her iki zirkonya grubunda da 5 saatlik yaşlandırma sonrasında bükülme dayanımında hafif bir artış gözlenmiş, ancak 10 saatlik yaşlandırmanın ardından bükülme dayanımında azalma meydana gelmiştir. Ancak bu değişim yalnızca 3Y-TZP grubu için istatistiksel olarak anlamlı bulunmuştur. Araştırmacılar, 5 saatlik yaşlandırma ile elde edilen bükülme direnci artışını, yüzeyde sınırlı kalan düşük orandaki $t \rightarrow m$ faz dönüşümüne bağlamışlardır. Bu dönüşümün yüzeyde baskı gerilmeleri oluşturarak çatlak ilerlemesini engellemiş olabileceği belirtilmiştir. Söz konusu çalışmanın bulgularıyla mevcut çalışmamızın sonuçları arasındaki farklılığın, tarafımızdan uygulanan yaşlandırma prosedüründeki daha yüksek sıcaklık (134°C) koşulundan kaynaklandığı düşünülmektedir.

Weibull analizi, seramiklerin bükülme direncini değerlendiren çalışmalarda istatistiksel analiz amacıyla yaygın olarak kullanılmaktadır [170, 171]. Weibull modülü (m), mikro yapıda oluşabilecek kusurlar ve mikro çatlaklar sonucunda bükülme direnci dağılımındaki

değişimi tanımlamak için kullanılmaktadır. Çalışmamızda materyallerin yaşlandırma öncesi ve sonrası Weibull modülleri arasında istatistiksel fark tespit edilmemiştir. Elde edilen veriler, yaşlanma sürecinin materyallerin mekanik dayanıklılığı ve güvenilirliğinde herhangi bir değişikliğe yol açmadığını göstermektedir [237]. Çoğu seramik malzemenin Weibull modülünün 5–15 arasında değiştiği bildirilmiştir [238]. Bizim çalışmamızda ise tüm materyal gruplarının m değerleri 5,3 ile 10,8 arasında değişmektedir. Weibull modülü değerinin düşük olması, malzemenin yapısal olarak daha fazla hata ve kusur içerdiğini ve materyalin güvenilirliğinin az olduğunu göstermektedir. Tersine, materyalin Weibull modülünün daha yüksek değerlerde olması, düşük doğal kusur yoğunluğunu, yüksek yapısal güvenilirliği ve potansiyel olarak daha güvenilir klinik performansı göstermektedir [237, 239]. Weibull analizi kullanılırken dikkate alınması gereken bir diğer faktör de örnek sayısıdır [177]. Genel bir kural olarak, Weibull mukavemet dağılım parametrelerini sağlamak için yaklaşık 30 örnek yeterlidir. Bununla birlikte, yapılan bazı çalışmalarda daha az sayıda örnek içermesine rağmen dental materyallerin yapısal güvenilirlik düzeyi Weibull analizi ile ele alınmıştır [240, 241]. Optimum örnek sayısının; malzeme maliyeti, test prosedürleri, dağılım parametrelerinin değerleri ve amaçlanan uygulama için istenen hassasiyet gibi birçok değişkene bağlı olduğu bildirilmektedir [177]. Bununla birlikte, mevcut çalışmanın sonuçları Weibull eğrisini oldukça iyi takip ettiğinden, sonuçların yararlı bir geçerliliğe sahip olduğu düşünülmektedir [153].

Pereira ve ark. [224] 3Y-TZP, 4Y-PSZ ve 5Y-PSZ translüsent monolitik zirkonya seramiklerinin, 134°C’de 2 bar basınç altında 20 saat süreyle otoklavda yaşlandırma öncesi ve sonrası mekanik özelliklerini incelemişlerdir. %3 mol yttria içeren zirkonyanın, tüm gruplar arasında yaşlandırma öncesi ve sonrası en yüksek bükülme direncine sahip olduğunu bildirmişlerdir. Aynı zamanda, 3Y-TZP seramiğin yaşlandırma sonrası bükülme direncinin belirgin şekilde arttığı; 4Y-PSZ ve 5Y-PSZ’nin ise yaşlandırmadan etkilenmediği rapor edilmiştir. Yapılan Weibull analizine göre, yaşlandırma öncesi ve sonrası grupların Weibull modülleri arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark bulunmamıştır. Bizim çalışmamızda da benzer şekilde, %3 mol yttria içeren zirkonya seramik yaşlandırma öncesi ve sonrası diğer gruplara kıyasla en yüksek bükülme direncine sahiptir ve materyallerin yaşlandırma öncesi ve sonrası Weibull modülleri arasında anlamlı bir fark tespit edilmemiştir. Bu çalışmadan farklı olarak, bizim çalışmamızda %3 mol yttria içeren zirkonyanın 5 saatlik hidrotermal yaşlandırma sonrası bükülme direncinde azalma gözlenmiştir. Bu durumun, çalışmalarda kullanılan materyallerin kimyasal yapılarındaki farklılıktan kaynaklandığı düşünülmektedir.

Zhang ve ark. [242], iki farklı translüsent 3Y-TZP zirkonya materyali kullanarak gerçekleştirdikleri çalışmalarında, her bir marka için dört farklı renklendirme türünü (renklendirilmemiş, boyama ile renklendirilmiş, önceden renklendirilmiş ve çok katmanlı) incelemişlerdir. Hidrotermal yaşlandırma işlemi, 134°C sıcaklıkta ve 2 bar (0,2 MPa) basınç altında, 5, 10 ve 20 saat sürelerle otoklavda gerçekleştirilmiştir. Çalışma sonucunda, yaşlandırma sonrası tüm gruplarda bükülme direncinde istatistiksel olarak anlamlı bir artış gözlemlenmiştir. Buna karşın, mevcut çalışmamızda olduğu gibi, yaşlandırma öncesi ve sonrası Weibull modülü değerleri arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark tespit edilmemiştir. Yüzey pürüzlülüğü açısından değerlendirildiğinde, yaşlandırma sonrası gruplar arasında istatistiksel olarak anlamlı bir değişiklik tespit edilmemiştir. Öte yandan, mevcut çalışmamızda hidrotermal yaşlandırma sonrasında 3Y-TZP grubunun bükülme direncinde azalma gözlenmiştir; 4Y-PSZ ve 5Y-PSZ gruplarında ise istatistiksel olarak anlamlı bir değişiklik saptanmamıştır. Ayrıca, çalışmamızda tüm materyallerin yüzey pürüzlülüğü yaşlandırma sonrası istatistiksel olarak anlamlı düzeyde azalmıştır. Bu bulgular arasındaki farklılıkların, kullanılan zirkonya materyallerinin kompozisyon özellikleri, renklendirme yöntemleri ve üretim süreçlerindeki varyasyonlardan kaynaklandığı düşünülmektedir.

Doğal diş yapısına benzer, pürüzsüz ve parlak yüzeyler elde etmek amacıyla seramik restorasyonların yüzeylerine polisaj veya glaze işlemleri uygulanmaktadır. Pürüzsüz bir restorasyon yüzeyi, plak birikimini azaltarak diş eti iltihabı, periodontitis ve karşıt dişlerin aşınması gibi olası komplikasyonların önlenmesinde önemli rol oynar [243]. Pürüzlü restorasyon yüzeylerine kıyasla, pürüzsüz yüzeye sahip materyaller karşıt dişlerde daha az aşınmaya yol açar ve hastaya daha yüksek konfor sağlar [244]. Aynı zamanda Borchers ve ark. [146] daha pürüzsüz yüzeye ($R_a = 0,02 \mu m$) sahip zirkonyanın, daha pürüzlü yüzeye ($R_a = 0,9 \mu m$) sahip zirkonyaya kıyasla yaşlanmaya karşı daha dirençli olduğunu ileri sürmüştür. Çalışma sonuçları, pürüzsüz yüzeylerin su penetrasyonunu azaltarak mikro çatlak oluşumunu zorlaştırdığı ve tetragonal fazın daha stabil kalmasını sağlayarak yüzeydeki faz dönüşümünü sınırlandırdığı için zirkonyanın yaşlanmaya karşı daha dayanıklı olduğunu göstermektedir.

Glaze işlemi, seramik yüzeylerdeki mikro çatlakları doldurarak sert bir tabaka oluşturur, dış ortamla temasını azaltır ve yüzey pürüzsüzlüğünü artırır. Bu yöntem, seramik yüzeylerin pürüzsüzlüğünü sağlamada oldukça sık kullanılan bir yöntemdir [245]. Nam ve ark. [246] monolitik translüsent zirkonya yüzeyine uygulanan glaze işleminin bükülme direncinde

anlamalı bir azalmaya neden olduğunu, ancak düşük ısıda bozunma özellikleri üzerinde belirgin bir etkisi olmadığını rapor etmişlerdir. Bu çalışmanın aksine Lobo ve ark. [247] yaptıkları çalışmada glaze işleminin bükülme direncini artırdığını ve düşük ısıda bozunma üzerinde ise etkisi olmadığını bildirmişlerdir. Bizim çalışmamızda da klinik uygulamalara daha yakın sonuçlar elde etmek amacıyla, tüm örneklerle üretici firmanın talimatları doğrultusunda glaze işlemi uygulanmıştır.

Çalışmamızda, yapay yaşlandırma sonrası materyalin yüzey özelliklerindeki değişimleri incelemek amacıyla SEM ve AFM yöntemleri kullanılmıştır. SEM ile yalnızca iki boyutlu görüntüler elde edilebilirken, AFM yöntemiyle üç boyutlu ve daha detaylı yüzey görüntüleri elde edilebilmektedir [248]. AFM tekniği, materyallerin yüzey pürüzlülüğünü ölçmede en güvenilir yöntemlerden biri olarak kabul edilmektedir [249-251]. Çalışmamızda, kontrol grupları ile otoklavla yaşlandırılan grupların ortalama yüzey pürüzlülüğü değerleri karşılaştırıldığında, otoklav işleminden sonra yüzey pürüzlülüğünde istatistiksel olarak anlamlı bir azalma gözlemlenmiştir.

Peampring ve ark. [252] tarafından yürütülen çalışmada, farklı oranlarda kübik faz içeriğine sahip dört farklı zirkonya örneği, 122°C sıcaklıkta ve 2 bar basınç altında otoklavda 8 saat süreyle hidrotermal yaşlandırmaya tabi tutulmuştur. Bu işlem sonucunda, kübik faz içermeyen ve %30'dan az kübik faz içeren zirkonya örneklerinde faz dönüşümünde ve yüzey pürüzlülüğünde artış izlenmiştir. Buna karşılık, %30–50 ve %50'den fazla kübik faz içeren örneklerde yüzey pürüzlülüğü üzerinde anlamlı bir değişim gözlemlenmemiştir. Bu çalışmadan farklı olarak bizim çalışmamızda kübik faz oranından bağımsız olarak tüm zirkonya örneklerinde hidrotermal yaşlandırma sonrası yüzey pürüzlülüğünde azalma tespit edilmiştir. Bu farklılığın, kullanılan zirkonya örneklerinin kimyasal bileşimleri ile yaşlandırma koşullarındaki değişkenliklerden kaynaklandığı düşünülmektedir.

Camposilvan ve ark. [223] gerçekleştirdiği çalışmada, %3, %5,5 ve %6 mol yttria içeren zirkonya materyalleri, 134°C'de ve 2 bar basınç altında 54 saat boyunca otoklavda yapay yaşlandırmaya tabi tutulmuş; yaşlandırma sonrası yüzey özellikleri ve bükülme dirençleri değerlendirilmiştir. 3Y-TZP materyalinde hidrotermal bozunma sonucunda yüzey pürüzlülüğünde belirgin bir artış gözlemlenmiş, ancak bükülme direncinde anlamlı bir değişiklik saptanmamıştır. Çalışmada ayrıca, birkaç mikrometre kalınlığındaki glaze tabakasının, 3Y-TZP zirkonya yüzeyini 54 saatlik hidrotermal yaşlandırma koşullarında bile

etkin biçimde koruduğu bildirilmiştir. Çalışmada, yalnızca glaze uygulanmamış lokal alanlarda $t \rightarrow m$ faz dönüşümünün başladığı; buna karşılık glaze tabakası altındaki zirkonya yüzeylerinde herhangi bir yaşlanma belirtisinin gözlenmediği rapor edilmiştir. Glaze tabakasının, su penetrasyonunu engelleyerek yüzeydeki tetragonal fazın stabilitesini koruduğu belirtilmektedir. Bu durum, glaze uygulamasının tam bir koruma sağlamasa da hidrotermal yaşlanmaya karşı bariyer görevi gördüğünü göstermektedir.

Öte yandan, 5Y-PSZ ve 6Y-PSZ materyallerinin hidrotermal bozunma göstermediği ve yaşlandırma sonrasında yüzey pürüzlülüğünde herhangi bir değişiklik meydana gelmediği bildirilmiştir [223]. Bu çalışmadan farklı olarak, bizim araştırmamızda 3Y-TZP materyalinin bükülme direncinin, 5 saatlik otoklav yaşlandırması sonrasında anlamlı derecede azaldığı gözlemlenmiştir. Buna karşın, 4Y-PSZ ve 5Y-PSZ materyallerinde yaşlandırma sonrası bükülme direncinde anlamlı bir değişim tespit edilmemiştir. Hidrotermal yaşlandırma süresinin kısa olmasına rağmen, bükülme direncindeki düşüşün örneklerin kimyasal bileşimi ve sinterleme parametrelerindeki farklılıklardan kaynaklandığı düşünülmektedir. Ayrıca, çalışmamızda tüm zirkonya gruplarında otoklav ile yaşlandırma sonrası yüzey pürüzlülüğünde istatistiksel olarak anlamlı bir azalma tespit edilmiştir. Glazelenmiş örneklerde nem ve ısı etkisi altında yüzey pürüzlülüğünün azalması, Toma ve ark.'nın [253] çalışmasında da ortaya konmuştur. Söz konusu çalışmada, yarısı glazelenmiş ve yarısı polisajlanmış olmak üzere üç farklı zirkonya türü (4Y-PSZ, 4Y+5Y-PSZ ve 5Y-PSZ) üzerinde, termosiklus (5°C ve 55°C 'de saf su banyolarında 30.000 döngü) ile gerçekleştirilen yapay yaşlandırma sonrasında yüzey pürüzlülüğünde meydana gelen değişimler değerlendirilmiştir. Yaşlandırma işlemi sonrasında, tüm cilalı örneklerde ve 4Y-PSZ grubuna ait tüm örneklerde yüzey pürüzlülüğünde artış gözlenmiştir. Buna karşılık, glazelenmiş 4Y+5Y-PSZ ve 5Y-PSZ örneklerinde yüzey pürüzlülüğünün azaldığı tespit edilmiştir. Bu durumun, kısa süreli yaşlandırma esnasında uygulanan ısı ve nemin etkisiyle glaze tabakasının tamamen kalkmaması, ancak incelik yüzeyin düzgünleşmesine bağlı olarak yüzey pürüzlülüğünün azalmasıyla ilişkili olduğu düşünülmektedir [253]. Ayrıca, Camposilvan ve ark.'nın çalışmasında [223], glaze tabakasının su penetrasyonunu sınırlayarak zirkonya yüzeyini hidrotermal bozunmaya karşı kısmen koruduğu ve bu özelliğiyle koruyucu bir bariyer işlevi gördüğü vurgulanmaktadır.

Mešić ve ark.'nın [254] yaptıkları çalışmada bir grup glazelenmiş ve bir grup polisajlanmış %4 mol yttria ile stabilize zirkonya örnekler, 134°C 'de 2 bar basınçta 3 saat süre ile

otoklavda yaşlandırma ve 80°C’de 16 saat süre ile %4’lük asetik asitte bekleterek yaşlandırma olmak üzere 2 farklı yaşlandırma işlemine tabi tutulmuştur. Otoklav ile yaşlandırılan glaze kaplı örneklerde, Ra ($p = 0,03$) ve Rz ($p = 0,33$) yüzey pürüzlülüğü parametrelerinde azalma kaydedilmiştir. Buna karşılık, asetik asit ile kimyasal yaşlandırmaya maruz kalan glazeli örneklerde Ra ve Rz değerlerinde anlamlı bir artış gözlemlenmiştir ($p < 0,05$). Glaze, amorf bir yapıya sahip olduğundan, agresif kimyasal ortamlarda yüzey iyonlarını kaybederek yüzeyde düzensizliklerin ve pürüzlülüğün artmasına neden olabilmektedir. Otoklavda yaşlandırılan örneklerde yüzey pürüzlülüğünün azalması, yaşlandırma işlemi sırasında örnek yüzeyinin düzleştiği şeklinde yorumlanmıştır. Ayrıca, hidrotermal yaşlanmanın etkisi glaze uygulanmış yüzeylerde sınırlı kalmış; glaze tabakasının, su penetrasyonunu engelleyerek alt yapı materyalinin bozulmasını önlediği belirtilmiştir. Bu bulgular, glaze’in yüzey üzerinde koruyucu bir kaplama görevi üstlenerek yaşlanma koşullarına karşı yüzeyi kısmen koruduğunu göstermektedir. Polisaj uygulanmış örneklerle karşılaştırıldığında, glaze uygulaması sonrası yaşlandırmaya maruz kalan örneklerde yüzey pürüzlülüğü daha düşük ve parlaklık değişimi daha az bulunmuştur. Benzer şekilde, bizim çalışmamızda da otoklav ile yaşlandırma sonrası glaze kaplı zirkonya örneklerinin yüzey pürüzlülüğünde istatistiksel olarak anlamlı bir azalma tespit edilmiştir. Bu bulgular, Mešić ve ark. [254] tarafından bildirilen sonuçları desteklemektedir. Ancak asetik asitle yaşlandırma sonrasında, çalışmamızda yüzey pürüzlülüğü açısından anlamlı bir değişim gözlemlenmemiştir. Bu durum, materyal yapısı, sinterleme koşulları ve glaze uygulamasındaki küçük farklılıkların, kimyasal yaşlandırmanın yüzey pürüzlülüğü üzerindeki etkisini değiştirebileceğini göstermektedir.

Çalışmamızın SEM görüntülerinde, asetik asit ile yaşlandırma ve 5 saat otoklav ile yaşlandırma gruplarının yüzey özelliklerinde düzensiz alanlar ve çukurlar gibi değişimler gözlemlenmiştir. Ancak kontrol ve yaşlandırma gruplarının SEM görüntüleri arasında belirgin bir fark gözlemlenmemiştir.

Pereira ve ark. [224] yaptıkları çalışmada, translüsent monolitik zirkonya seramiklerin otoklavda yaşlandırma öncesi ve sonrasındaki yüzey topografisini SEM analizleri ile değerlendirmiştir. Yapılan analizler sonucunda; %5 mol yttria içeren örneklerin, %3 ve %4 mol yttria içeren örneklere kıyasla daha büyük tanecik boyutuna sahip olduğu ve en küçük tanecik boyutunun %3 mol yttria içeren örneklerde bulunduğu belirlenmiştir. Bununla birlikte, otoklav ile yaşlandırma işleminin incelenen zirkonya materyallerinin tanecik boyutu

ve yüzey topografisi üzerinde anlamlı bir etkisinin bulunmadığı rapor edilmiştir. Yaşlandırma sonrası materyallerin yüzey topografisinde değişimin olmaması bizim çalışmamızla benzerdir.

Kılınç ve Sanal [255] çalışmalarında, sinterleme ve yaşlandırma işlemlerinin translüsent zirkonyanın mekanik ve optik özellikleri üzerindeki etkilerini araştırmışlardır. SEM analizi sonuçlarına göre, yaşlandırma işlemi uygulanmış örneklerde tanecik boyutlarında artış gözlemlenmiştir. Ayrıca, bu örneklerin yüzeylerinde düzensiz mikroretantif alanların olduğu tespit edilmiştir. Ancak bizim çalışmamızda örnek yüzeylerine glaze işlemi uygulandığı için taneciklerin doğrudan incelenmesi mümkün olmamıştır.

Monolitik zirkonya kimyasal olarak tamamen inert olmamakla birlikte, asidik ortamlara karşı belirli bir direnç göstermektedir [256]. Ağız ortamında karşılaşılabilecek asidik gıdaların zirkonya materyaller üzerindeki etkilerini inceleyen çalışmalarda, kimyasal bozunmanın materyalin bükülme direncinde ve yüzey pürüzlülüğünde değişikliklere yol açabileceği bildirilmiştir [75, 153, 254]. ISO 6872 standardı, dental seramiklerin kimyasal çözünürlüğünü değerlendirmek amacıyla, seramik örneklerin %4'lük asetik asit çözeltisinde 80°C'de 16 saat bekletilmesini önermektedir [168]. Chai ve ark. [257], zirkonyanın %4'lük asetik asit içinde 80°C'de bir hafta boyunca bekletilmesinin, 22°C'de yapay tükürük içerisinde 22 yıl süreyle bekletilmesine eşdeğer bir etki oluşturduğunu bildirmiştir.

Ban ve ark. [145] otoklav (121°C'de 0,2 MPa basınçta 10 gün), fizyolojik salin solüsyonu (80°C'de 30 gün) ve %4'lük asetik asit (80°C'de 30 gün) olmak üzere farklı ortamlarda 3Y-TZP örnekleri üzerinde çalışma yapmışlardır. Çalışmada, zirkonya seramiklerin %4'lük asetik asit ve fizyolojik salin solüsyonunda bekletilmesi sonrasında, yaşlandırma öncesine kıyasla bükülme direnci açısından istatistiksel olarak benzer bulgular elde edilmiştir. Buna karşın, otoklavda uygulanan yaşlandırma işlemi sonrasında örneklerin bükülme direncinde 1046 MPa'dan 892 MPa'a anlamlı bir düşüş gözlemlenmiştir. Bu çalışmanın bulgularıyla paralel olarak, bizim çalışmamızda da zirkonya materyallerin %4'lük asetik asit çözeltisinde bekletilmesi, kontrol grubuna kıyasla bükülme direncinde istatistiksel olarak anlamlı bir değişikliğe yol açmamıştır. Öte yandan, 3Y-TZP materyalinde otoklavla yaşlandırma sonrasında bükülme direncinde istatistiksel olarak anlamlı bir azalma gözlemlenmiştir.

Eğilmez ve ark. [153] yaptıkları bir çalışmada, 3Y-TZP materyalinden elde edilen örnekleri yüzey işlemi, mekanik yükleme, kimyasal yaşlandırma ve hidrotermal yaşlandırmaya tabi tutarak mekanik özelliklerini incelemişlerdir. Araştırmada, Y-TZP'nin %4'lük asetik asit içerisinde 80°C'de 168 saat süreyle yaşlandırılması sonrasında bükülme direncinde istatistiksel olarak anlamlı bir azalma gözlemlenmiştir. SEM analizlerinde ise, asetik asitte bekletilen örneklerin yüzeylerinde düzenli dağılım gösteren tetragonal zirkonya kristal taneleri ve nispeten pürüzsüz yüzey yapıları gözlenmiştir. Weibull analizleri, asetik asit işleminin materyalin Weibull modülünü düşürerek yapısal güvenilirliğinde önemli bir azalmaya yol açtığını göstermiştir. Buna karşılık, bizim çalışmamızda asetik asitte bekletilen örneklerin yaşlandırma öncesi ve sonrası bükülme direnci ile Weibull modülleri arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark tespit edilmemiştir. Çalışmada kullanılan materyallerin mikroyapısal ve bileşimsel farklılıkları ile kısmen koruyucu işlev gören glaze tabakası, yaşlandırma sonrası mekanik özelliklerdeki değişimlerin sebepleri olarak değerlendirilebilir.

Kosmac ve ark. [258], %3 mol yttria ile stabilize edilmiş zirkonya örneklerini %4'lük asetik asit çözeltisinde 16 saat süreyle bekleterek seramiklerin kimyasal çözünürlüğünü değerlendirmiştir. Klinik şartları taklit etmek amacıyla, restorasyonların ağız içi uyumlandırılması sırasında yapılan taşlama ve simantasyon öncesi bağlantı yüzeyini artırmaya yönelik kumlama işlemleri örneklerle uygulanmıştır. Çalışmamızın sonuçlarının aksine, bu çalışmada asetik asitle yaşlandırma sonrasında bükülme direncinde azalma gözlemlenmiştir. Kosmac ve ark.'nın [258] çalışmasında, örneklerin asetik asit içerisinde bekletilmeden önce yüzey işlemlerine tabi tutulmuş olması yüzeyde mikro çatlaklar veya artık gerilim bölgeleri oluşmasına neden olmuş ve bu yapısal zayıflıkların asetik asidin etkisiyle ilerlemesi, mekanik dayanımda azalmaya yol açmış olabilir. Elde edilen sonuçlar arasındaki çelişkinin bu durumdan kaynaklandığı düşünülmektedir.

Ardlin'in [75] gerçekleştirdiği bir çalışmada polisajlanmış Y-TZP örneklerini %4'lük asetik asit içerisinde 80°C'de 168 saat bekletilmesinin materyalin bükülme direnci, mikro yapısı ve yüzey pürüzlülüğü üzerindeki etkilerini incelemiştir. Kimyasal yaşlandırma sonrası bükülme direncinde anlamlı bir değişim gözlemlenmemiştir; ancak, yüzey pürüzlülüğünde istatistiksel olarak anlamlı bir artış kaydedilmiştir. SEM analizlerinde materyal yüzeyinde küçük çıkıntılar tespit edilmiştir. Yüzey pürüzlülüğündeki bu farklılığın, çalışmamızdaki daha kısa yaşlandırma süresi ve örneklerin yüzeyine uygulanan glaze tabakasının kısmen bariyer görevi görmesinden kaynaklandığı düşünülmektedir.

Xie ve ark. [115] yaptıkları çalışmada, Y-TZP örneklerini oda sıcaklığında %10'luk asetik asit içerisinde 7 ve 14 gün süreyle bekletmiş ve bu işlemin ardından bükülme direnci, yüzey sertliği ve yüzey pürüzlülüğünde, çalışmamızın bulgularına benzer şekilde, istatistiksel olarak anlamlı bir değişiklik gözlemlenmediğini bildirmişlerdir.

Çalışmamızın bazı sınırlılıkları bulunmaktadır. Öncelikle, deneysel çalışmalar laboratuvar ortamında gerçekleştirilmiş olup, bu ortam ağız içi koşullarını tam olarak yansıtamamaktadır. Özellikle tükürüğün asidik ortamlardaki tamponlayıcı etkisi bu çalışmada dikkate alınmamıştır. Ayrıca, çalışmada kullanılan örneklerin düz formda olması, klinik uygulamalarda kullanılan anatomik kron restorasyonlarından farklılık göstermektedir. Bu durum, elde edilen sonuçların doğrudan klinik uygulamalara aktarılmasını güçleştirmektedir. Ayrıca, materyallerin ağız içinde maruz kaldığı çok eksenli ve dinamik çiğneme kuvvetleri yerine, bu çalışmada yalnızca tek eksenli bükülme testi uygulanmıştır. Söz konusu test, zirkonya materyallerin mekanik dayanımı hakkında önemli bilgiler sunmakla birlikte, gerçek ağız ortamındaki çok eksenli stres koşullarını tam olarak yansıtamamaktadır. Bununla birlikte, çalışmamızda XRD (X-ışını difraksiyonu) analizi, maddi olanakların kısıtlı olması nedeniyle gerçekleştirilememiştir. Bu nedenle, kristal faz dönüşümleri ve yapısal değişimlerin detaylı olarak değerlendirilmesi mümkün olmamıştır. Sonuç olarak, bu sınırlılıklar göz önünde bulundurularak, çalışmanın bulgularının klinik senaryolarla doğrudan ilişkilendirilmesi konusunda dikkatli olunmalıdır. Gelecekte yapılacak çalışmalarda, klinik koşulları daha iyi taklit eden modellerin yanı sıra çok eksenli dinamik testlerin ve ileri karakterizasyon tekniklerinin kullanılması önerilmektedir.



6. SONUÇ VE ÖNERİLER

Bu çalışmada, translüsent 3Y-TZP ile yeni geliştirilen %4 ve %5 mol yttria içeren yüksek translüsent monolitik zirkonya seramiklerin otoklav ve asetik asit ortamlarında yaşlandırılmasının uniaksiyal bükülme direnci ve yüzey pürüzlülüğü üzerindeki etkileri incelenmiş ve karşılaştırılmıştır. Çalışmanın sınırları dahilinde aşağıdaki sonuçlara ulaşılmıştır.

- 1) Otoklavla uygulanan yaşlandırma işlemi, 4Y-PSZ ve 5Y-PSZ materyallerinin bükülme direncini etkilememiş; buna karşın 3Y-TZP materyalinde bükülme direncinin azalmasına neden olmuştur.
- 2) Otoklav ile gerçekleştirilen yaşlandırma işlemi, tüm materyallerin yüzey pürüzlülüğü değerlerini anlamlı derecede azaltmıştır.
- 3) Asetik asit ile gerçekleştirilen yaşlandırma işlemi, materyallerin bükülme direncini ve yüzey pürüzlülüğünü etkilememiştir.
- 4) Weibull analizine göre, asetik asit ve otoklav ile gerçekleştirilen yaşlandırma işlemleri sonrasında Weibull modülleri değişmemiştir.
- 5) Yaşlandırma öncesi ve sonrasında elde edilen SEM görüntülerinde, örnekler arasında topografik açıdan fark görülmemiştir.
- 6) AFM analizleri, otoklav yaşlandırmasının yüzey pürüzlülüğünü azalttığını; asetik asit yaşlandırmasının ise bir değişikliğe yol açmadığını göstermiştir.



KAYNAKLAR

1. Alqutaibi, A. Y., Ghulam, O., Krsoum, M., Binmahmoud, S., Taher, H., Elmalky, W. & Zafar, M. S. (2022). Revolution of current dental zirconia: A comprehensive review. *Molecules*, 27(5), 1699.
2. Alfawaz, Y. (2016). Zirconia crown as single unit tooth restoration: a literature review. *The Journal of Contemporary Dental Practice*, 17(5), 418-422.
3. Zhang, Y., Lee, J. J. W., Srikanth, R. & Lawn, B. R. (2013). Edge chipping and flexural resistance of monolithic ceramics. *Dental Materials*, 29(12), 1201-1208.
4. Lameira, D. P. & De Souza, G. M. (2015). Fracture strength of aged monolithic and bilayer zirconia-based crowns. *Biomed Research International*, 2015, 418641.
5. Bonfante, E. A., Coelho, P. G., Guess, P. C., Thompson, V. P. & Silva, N. R. (2010). Fatigue and damage accumulation of veneer porcelain pressed on Y-TZP. *Journal of Dentistry*, 38(4), 318-324.
6. Bocam, K., Anunmana, C. & Eiampongpaiboon, T. (2022). Grain size, crystalline phase and fracture toughness of the monolithic zirconia. *The Journal of Advanced Prosthodontics*, 14(5), 285-293.
7. Ziyad, T. A., Abu-Naba'a, L. A. & Almohammed, S. N. (2021). Optical properties of CAD-CAM monolithic systems compared: three multi-layered zirconia and one lithium disilicate system. *Heliyon*, 7(10), e08151.
8. Ban, S. (2020). Chemical durability of high translucent dental zirconia. *Dental Materials Journal*, 39(1), 12-23.
9. Zhang, F., Inokoshi, M., Batuk, M., Hadermann, J., Naert, I., Van Meerbeek, B. & Vleugels, J. (2016). Strength, toughness and aging stability of highly-translucent Y-TZP ceramics for dental restorations. *Dental Materials*, 32(12), e327-e337.
10. Zhang, Y. & Lawn, B. R. (2018). Novel zirconia materials in dentistry. *Journal of Dental Research*, 97(2), 140-147.
11. Kim, H. K. (2020). Optical and mechanical properties of highly translucent dental zirconia. *Materials*, 13(15), 3395.
12. Johansson, C., Kmet, G., Rivera, J., Larsson, C. & Vult Von Steyrn, P. (2014). Fracture strength of monolithic all-ceramic crowns made of high translucent yttrium oxide-stabilized zirconium dioxide compared to porcelain-veneered crowns and lithium disilicate crowns. *Acta Odontologica Scandinavica*, 72(2), 145-153.
13. Beuer, F., Stimmelmayer, M., Gueth, J.-F., Edelhoff, D. & Naumann, M. (2012). In vitro performance of full-contour zirconia single crowns. *Dental Materials*, 28(4), 449-456.

14. Höland, W., Schweiger, M., Watzke, R., Peschke, A. & Kappert, H. (2008). Ceramics as biomaterials for dental restoration. *Expert Review of Medical Devices*, 5(6), 729-745.
15. Pereira, G., Venturini, A., Silvestri, T., Dapieve, K., Montagner, A., Soares, F. & Valandro, L. (2016). Low-temperature degradation of Y-TZP ceramics: A systematic review and meta-analysis. *Journal of The Mechanical Behavior of Biomedical Materials*, 55(1), 151-163.
16. Tatal, Z., Yamaner, İ. Ş. & Tuncer, E. (2015). Dental seramiklerin tarihsel gelişimi. *Atatürk Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi*, 25(10), 157-166.
17. Yavuzylmaz, H., Turhan, B., Bavbek, B. & Kurt, E. (2005). Tam porselen sistemleri I. *Gazi Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi*, 22(1), 41-48.
18. Shenoy, A. & Shenoy, N. (2010). Dental ceramics: An update. *Journal of Conservative Dentistry: JCD*, 13(4), 195-203.
19. Helvey, G. A. (2014). Classifying dental ceramics: numerous materials and formulations available for indirect restorations. *Compendium*, 35(1), 38-43.
20. Van Noort, R. & Barbour, M. (2007). *Introduction to dental materials* (Second edition). St. Louis: Mosby, 61-68.
21. McLean, J. W. (1991). The Science and Art of Dental Ceramics, *Operative Dentistry*, 16(4), 149-56.
22. Anusavice, K. J. & Phillips, R. (2003). *Science of dental materials*. (Eleventh edition). St Louis: WB Saunders, 482.
23. Ho, G. W. & Matinlinna, J. P. (2011). Insights on ceramics as dental materials. Part I: ceramic material types in dentistry. *Silicon*, 3(3), 109-115.
24. Rosenblum, M. A. & Schulman, A. (1997). A review of all-ceramic restorations. *The Journal of the American Dental Association*, 128(3), 297-307.
25. Kelly, J. R., Nishimura, I. & Campbell, S. D. (1996). Ceramics in dentistry: historical roots and current perspectives. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 75(1), 18-32.
26. Akın, E. (1990). *Dişhekimliğinde Porselen* (Üçüncü baskı). İstanbul: İstanbul Üniversitesi Basım Evi ve Film Merkezi, 7-10.
27. Raigrodski, A. J. (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.
28. Donovan, T. E. (2008). Factors essential for successful all-ceramic restorations. *The Journal of the American Dental Association*, 139(9), 14-18.

29. Warreth, A. & Elkareimi, Y. (2020). All-ceramic restorations: A review of the literature. *The Saudi Dental Journal*, 32(8), 365-372.
30. Gracis, S., Thompson, V. P., Ferencz, J. L., Silva, N. R. & Bonfante, E. A. (2015). A new classification system for all-ceramic and ceramic-like restorative materials. *International Journal of Prosthodontics*, 28(3), 227-235.
31. Denry, I. & Kelly, J. R. (2008). State of the art of zirconia for dental applications. *Dental Materials*, 24(3), 299-307.
32. İşisağ, Ö., Şahin, O. & Köroğlu, A. (2016). Diş Hekimliğinde Tam Seramik Sistemler. *Uluslararası Diş Hekimliği Bilimleri Dergisi*, 4(1), 19-25.
33. Ural, Ç. & Kaleli, N. (2017). Diş hekimliğinde kullanılan güncel porselenler ve farklı sınıflamaları. *Türkiye Klinikleri Protetik Diş Tedavisi - Özel Konular*, 3(3), 151-163.
34. Sriamporn, T., Thamrongananskul, N., Busabok, C., Poolthong, S., Uo, M. & Tagami, J. (2014). Dental zirconia can be etched by hydrofluoric acid. *Dental Materials Journal*, 33(1), 79-85.
35. McLaren, E. & Giordano, R. (2010). Ceramics overview: classification by microstructure and processing methods. *Compendium of Continuing Education in Dentistry*, 31(9), 682-684.
36. Borba, M., de Araújo, M. D., Fukushima, K. A., Yoshimura, H. N., Cesar, P. F., Griggs, J. A. & Della Bona, Á. (2011). Effect of the microstructure on the lifetime of dental ceramics. *Dental Materials*, 27(7), 710-721.
37. Sulaiman, T. A., Abdulmajeed, A. A., Donovan, T. E., Ritter, A. V., Lassila, L. V., Vallittu, P. K. & Närhi, T. O. (2015). Degree of conversion of dual-polymerizing cements light polymerized through monolithic zirconia of different thicknesses and types. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 114(1), 103-108.
38. 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.
39. Awada, A. & Nathanson, D. (2015). Mechanical properties of resin-ceramic CAD/CAM restorative materials. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 114(4), 587-593.
40. Piconi, C. & Maccauro, G. (1999). Zirconia as a ceramic biomaterial. *Biomaterials*, 20(1), 1-25.
41. Turp, V. & Türkoğlu, P. (2017). Structural Properties of Zirconia. *Türkiye Klinikleri Journal of Prosthodontics - Special Topics*, 3(2), 77-83.
42. Vagkopoulou, T., Koutayas, S. O., Koidis, P. & Strub, J. R. (2009). Zirconia in dentistry: Part 1. Discovering the nature of an upcoming bioceramic. *The European Journal of Esthetic Dentistry*, 4(2), 130-151.

43. Christel, P., Meunier, A., Heller, M., Torre, J. & Peille, C. (1989). Mechanical properties and short-term in vivo evaluation of yttrium-oxide-partially-stabilized zirconia. *Journal of Biomedical Materials Research*, 23(1), 45-61.
44. Mühlemann, S., Benic, G. I., Fehmer, V., Hämmerle, C. H. & Sailer, I. (2019). Randomized controlled clinical trial of digital and conventional workflows for the fabrication of zirconia-ceramic posterior fixed partial dentures. Part II: Time efficiency of CAD-CAM versus conventional laboratory procedures. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 121(2), 252-257.
45. Conrad, H. J., Seong, W. J. & Pesun, I. J. (2007). Current ceramic materials and systems with clinical recommendations: a systematic review. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 98(5), 389-404.
46. Luthardt, R. G., Holzhüter, M. S., Rudolph, H., Herold, V. & Walter, M. H. (2004). CAD/CAM-machining effects on Y-TZP zirconia. *Dental Materials*, 20(7), 655-662.
47. Raigrodski, A. J. (2004). Contemporary all-ceramic fixed partial dentures: a review. *Dental Clinics*, 48(2), 531-544.
48. Nakamura, K., Kanno, T., Milleding, P. & Örtengren, U. (2010). Zirconia as a dental implant abutment material: a systematic review. *International Journal of Prosthodontics*, 23(4), 299-309.
49. 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), 369-380.
50. Saridag, S., Tak, O. & Alniacik, G. (2013). Basic properties and types of zirconia: An overview. *World Journal of Stomatology*, 2(3), 40-47.
51. Vitti, R. P., Catelan, A., Amaral, M. & Pacheco, R. R. (2019) *Advanced Dental Biomaterials*. Amsterdam: Elsevier, 317-345.
52. Aslam, K. & Nadim, R. (2015). A review on cad cam in dentistry. *Journal of the Pakistan Dental Association*, 24(3), 112.
53. Mörmann, W. H. (2004). The origin of the Cerec method: a personal review of the first 5 years. *International Journal of Computerized Dentistry*, 7(1), 11-24.
54. Sahin, E., Aktaş, G., Özcan, N., Hasanoğlu Aydın, D. & Akça, K. (2009). Restoratif Dis Hekimliğinde CAD/CAM Laboratuvar Uygulamaları: Sirona inLab Sistemi. *Hacettepe Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi*, 33(4), 41-46.
55. Goiato, M. C., Santos, M. R., Pesqueira, A. A., Moreno, A., Dos Santos, D. M. & Haddad, M. F. (2011). Prototyping for surgical and prosthetic treatment. *Journal of Craniofacial Surgery*, 22(3), 914-917.
56. Christensen, G. J. (2001). Computerized restorative dentistry: state of the art. *The Journal of the American Dental Association*, 132(9), 1301-1303.

57. Abdullah, A. O., Muhammed, F. K., Zheng, B. & Liu, Y. (2018). An Overview of Computer Aided Design/Computer Aided Manufacturing (CAD/CAM) in Restorative Dentistry. *Journal of Dental Materials & Techniques*, 7(1), 1-10.
58. Miyazaki, T., Hotta, Y., Kunii, J., Kuriyama, S. & Tamaki, Y. (2009). A review of dental CAD/CAM: current status and future perspectives from 20 years of experience. *Dental Materials Journal*, 28(1), 44-56.
59. Spitznagel, F. A., Scholz, K. J., Vach, K. & Gierthmuehlen, P. C. (2020). Monolithic Polymer-Infiltrated Ceramic Network CAD/CAM Single Crowns: Three-Year Mid-Term Results of a Prospective Clinical Study. *The International Journal of Prosthodontics*, 33(2), 160-168.
60. Baroudi, K. & Ibraheem, S. N. (2015). Assessment of chair-side computer-aided design and computer-aided manufacturing restorations: a review of the literature. *Journal of International Oral Health: JIOH*, 7(4), 96.
61. Miyazaki, T. & Hotta, Y. (2011). CAD/CAM systems available for the fabrication of crown and bridge restorations. *Australian Dental Journal*, 56(1), 97-106.
62. Durkan, R., Deste, G. & Şimşek, H. (2018). Monolitik zirkonya seramik sistemlerinin üretim tipleri ile aşınma, optik ve estetik özellikleri. *Atatürk Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi*, 28(2), 263-270.
63. Al-amleh, B., Lyons, K. & Swain, M. (2010). Clinical trials in zirconia: a systematic review. *Journal of Oral Rehabilitation*, 37(8), 641-652.
64. Strub, J. R., Rekow, E. D. & Witkowski, S. (2006). Computer-aided design and fabrication of dental restorations: current systems and future possibilities. *The Journal of the American Dental Association*, 137(9), 1289-1296.
65. Çetindağ, M. T. & Meşe, A. (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.
66. Reiss, B. (2007). Cerec standard 3-D occlusal contouring in comparison with the new biogeneric occlusal morphing: a case report. *International Journal of Computerized Dentistry*, 10(1), 69-75.
67. Williams, R., Bibb, R. & Rafik, T. (2004). A technique for fabricating patterns for removable partial denture frameworks using digitized casts and electronic surveying. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 91(1), 85-88.
68. Witkowski, S. (2005). CAD/CAM in dental technology. *Quintessence of Dental Technology*, 28, 169-184.
69. Çelik, M., Bural, C. & Bayrakdar, G. (2014). Diş Hekimliğinde Zirkonya Uygulamaları. *Atatürk Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi*, 24(8), 106-116.
70. Filser, F., Kocher, P., Weibel, F., Luthy, H., Scharer, P. & Gauckler, L. (2001). Reliability and strength of all-ceramic dental restorations fabricated by direct ceramic machining (DCM). *International Journal of Computerized Dentistry*, 4(2), 89-106.

71. Aboushelib, M. N., Kleverlaan, C. J. & Feilzer, A. J. (2008). Effect of zirconia type on its bond strength with different veneer ceramics. *Journal of Prosthodontics*, 17(5), 401-408.
72. Cales, B. (2000). Zirconia as a sliding material: histologic, laboratory, and clinical data. *Clinical Orthopaedics and Related Research* (1976-2007), 379, 94-112.
73. Rieger, W., Kobel, S. & Weber, W. (2008). Processing and properties of zirconia ceramics for dental applications. *Spectrum Dialogue*, Reprint, March.
74. Blue, D. S., Griggs, J. A., Woody, R. D. & Miller, B. H. (2003). Effects of bur abrasive particle size and abutment composition on preparation of ceramic implant abutments. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 90(3), 247-254.
75. Ardlin, B. I. (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.
76. Scott, H. G. (1975). Phase relationships in the zirconia-yttria system. *Journal of Materials Science*, 10(9), 1527-1535.
77. Ahmed, W. M., Troczynski, T., McCullagh, A. P., Wyatt, C. C. & Carvalho, R. M. (2019). The influence of altering sintering protocols on the optical and mechanical properties of zirconia: A review. *Journal of Esthetic and Restorative Dentistry*, 31(5), 423-430.
78. Stawarczyk, B., Özcan, M., Hallmann, L., Ender, A., Mehl, A. & Hämmerlet, C. H. (2013). The effect of zirconia sintering temperature on flexural strength, grain size, and contrast ratio. *Clinical Oral Investigations*, 17(1), 269-274.
79. Sen, N., Sermet, I. B. & Cinar, S. (2018). Effect of coloring and sintering on the translucency and biaxial strength of monolithic zirconia. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 119(2), e301–e308.
80. Manziuc, M. M., Gasparik, C., Negucioiu, M., Constantiniuc, M., Burde, A., Vlas, I. & Dudea, D. (2019). Optical properties of translucent zirconia: A review of the literature. *The EuroBiotech Journal*, 3(1), 45-51.
81. Kelly, J. R. & Denry, I. (2008). Stabilized zirconia as a structural ceramic: an overview. *Dental Materials*, 24(3), 289-298.
82. Nisticò, R. (2021). Zirconium oxide and the crystallinity hallows. *Journal of the Australian Ceramic Society*, 57(1), 225-236.
83. Şen, D., Ölçer Us, Y., & Turp, V. B. (2017). Monolitik zirkonya. *Türkiye Klinikleri Journal of Prosthodontics – Special Topics*, 3(2), 127–132.
84. Kohorst, P., Borchers, L., Strempel, J., Stiesch, M., Hassel, T., Bach, F. W. & Hübsch, C. (2012). Low-temperature degradation of different zirconia ceramics for dental applications. *Acta Biomaterialia*, 8(3), 1213-1220.

85. 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.
86. 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.
87. Ulu, H. & Bayındır, F. (2015). Monolitik zirkonyum restorasyonlar. *Atatürk Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi*, 26(15), 67-72.
88. Kontonasaki, E., Giasimakopoulos, P. & Rigos, A. E. (2020). Strength and aging resistance of monolithic zirconia: an update to current knowledge. *Japanese Dental Science Review*, 56(1), 1-23.
89. Passia, N., Stampf, S. & Strub, J. (2013). Five-year results of a prospective randomised controlled clinical trial of posterior computer-aided design–computer-aided manufacturing ZrSiO₄-ceramic crowns. *Journal of Oral Rehabilitation*, 40(8), 609-617.
90. Kontonasaki, E., Rigos, A. E., Ilia, C. & Istantos, T. (2019). Monolithic zirconia: an update to current knowledge. Optical properties, wear, and clinical performance. *Dentistry Journal*, 7(3), 90.
91. 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.
92. Souza, R., Barbosa, F., Araújo, G., Miyashita, E., Bottino, M. A., Melo, R. & Zhang, Y. (2018). Ultrathin monolithic zirconia veneers: reality or future? Report of a clinical case and one-year follow-up. *Operative Dentistry*, 43(1), 3-11.
93. Güth, J. F., Stawarczyk, B., Edelhoff, D. & Liebermann, A. (2019). Zirconia and its novel compositions: What do clinicians need to know? *Quintessence International*, 50(7), 512-520.
94. Arellano Moncayo, A. M., Peñate, L., Arregui, M., Giner-Tarrida, L. & Cedeño, R. (2023). State of the art of different zirconia materials and their indications according to evidence-based clinical performance: A narrative review. *Dentistry Journal*, 11(1), 18.
95. Guazzato, M., Albakry, M., Ringer, S. P. & Swain, M. V. (2004). Strength, fracture toughness and microstructure of a selection of all-ceramic materials. Part I. Pressable and alumina glass-infiltrated ceramics. *Dental Materials*, 20(5), 441-448.
96. Grech, J. & Antunes, E. (2019). Zirconia in dental prosthetics: A literature review. *Journal of Materials Research and Technology*, 8(5), 4956-4964.
97. Shahmiri, R., Standard, O. C., Hart, J. N. & Sorrell, C. C. (2018). Optical properties of zirconia ceramics for esthetic dental restorations: A systematic review. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 119(1), 36-46.

98. Tong, H., Tanaka, C. B., Kaizer, M. R. & Zhang, Y. (2016). Characterization of three commercial Y-TZP ceramics produced for their high-translucency, high-strength and high-surface area. *Ceramics International*, 42(1), 1077-1085.
99. Spitznagel, F., Boldt, J. & Gierthmuehlen, P. (2018). CAD/CAM ceramic restorative materials for natural teeth. *Journal of Dental Research*, 97(10), 1082-1091.
100. Kulyk, V., Duriagina, Z., Kostryzhev, A., Vasylyv, B., Vavrukh, V. & Marenych, O. (2022). The effect of yttria content on microstructure, strength, and fracture behavior of yttria-stabilized zirconia. *Materials*, 15(15), 5212.
101. Gupta, S. (2021). Monolithic Zirconia Partial Coverage Restorations: An in-vitro Mastication Simulation Study. *Journal of Prosthodontics*, 30(1), 76-82.
102. Fischer, J., Stawarczyk, B. & Hämmerle, C. (2008). Flexural strength of veneering ceramics for zirconia. *Journal of Dentistry*, 36(5), 316-321.
103. Chevalier, J., Gremillard, L., Virkar, A. V. & Clarke, D. R. (2009). The tetragonal-monoclinic transformation in zirconia: lessons learned and future trends. *Journal of the American Ceramic Society*, 92(9), 1901-1920.
104. Lin, J. D. & Duh, J. G. (2003). Fracture toughness and hardness of ceria-and yttria-doped tetragonal zirconia ceramics. *Materials Chemistry and Physics*, 78(1), 253-261.
105. Malkoç, M. & Sevimay, M. (2009). Protetik diş hekimliğinde zirkonyum ve kullanım alanları. *Süleyman Demirel Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi*, 18(2), 208-216.
106. Filser, F., Kocher, P. & Gauckler, L. (2003). Net-shaping of ceramic components by direct ceramic machining. *Assembly Automation*, 23(4), 382-390.
107. Mao, L., Kaizer, M., Zhao, M., Guo, B., Song, Y. & Zhang, Y. (2018). Graded ultra-translucent zirconia (5Y-PSZ) for strength and functionalities. *Journal of Dental Research*, 97(11), 1222-1228.
108. Pereira, G., Amaral, M., Cesar, P., Bottino, M., Kleverlaan, C. & Valandro, L. (2015). Effect of low-temperature aging on the mechanical behavior of ground Y-TZP. *Journal of The Mechanical Behavior of Biomedical Materials*, 45(1), 183-192.
109. Presenda, A., Salvador, M. D., Moreno, R. & Borrell, A. (2015). Hydrothermal degradation behavior of Y-TZP ceramics sintered by nonconventional microwave technology. *Journal of the American Ceramic Society*, 98(12), 3680-3689.
110. Hjerpe, J. (2010). *The influence of certain processing factors on the durability of yttrium stabilized zirconia used as dental biomaterial*, Doctoral dissertation, University of Turku, Department of Biomaterials Science, Institute of Dentistry, Turku.
111. Kawai, Y., Uo, M., Wang, Y., Kono, S., Ohnuki, S. & Watari, F. (2011). Phase transformation of zirconia ceramics by hydrothermal degradation. *Dental Materials Journal*, 30(3), 286-292.

112. Flinn, B. D., Raigrodski, A. J., Singh, A. & Mancl, L. A. (2014). Effect of hydrothermal degradation on three types of zirconias for dental application. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 112(6), 1377-1384.
113. Chevalier, J., Cales, B. & Drouin, J. M. (1999). Low-temperature aging of Y-TZP ceramics. *Journal of the American Ceramic Society*, 82(8), 2150-2154.
114. Harada, K., Shinya, A., Gomi, H., Hatano, Y., Shinya, A. & Raigrodski, A. J. (2016). Effect of accelerated aging on the fracture toughness of zirconias. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 115(2), 215-223.
115. Xie, H., Shen, S., Qian, M., Zhang, F., Chen, C. & Tay, F. R. (2015). Effects of acid treatment on dental zirconia: an in vitro study. *PLOS One*, 10(8), e0136263.
116. Badarneh, A., Choi, J. J. E., Lyons, K., Porter, G., Waddell, N. & Li, K. C. (2022). The effect of aging on the wear performance of monolithic zirconia. *Dental Materials*, 38(5), e136-e146.
117. Kolakarnprasert, N., Kaizer, M. R., Kim, D. K. & Zhang, Y. (2019). New multi-layered zirconias: Composition, microstructure and translucency. *Dental Materials*, 35(5), 797-806.
118. Aboushelib, M. N., Dozic, A. & Liem, J. K. (2010). Influence of framework color and layering technique on the final color of zirconia veneered restorations. *Quintessence International*, 41(5), e84–e89.
119. Hjerpe, J., Närhi, T., Fröberg, K., Vallittu, P. K. & Lassila, L. V. (2008). Effect of shading the zirconia framework on biaxial strength and surface microhardness. *Acta Odontologica Scandinavica*, 66(5), 262-267.
120. Shah, K., Holloway, J. & Denry, I. (2008). Effect of coloring with various metal oxides on the microstructure, color, and flexural strength of 3Y-TZP. *Journal of Biomedical Materials Research Part B*, 87(2), 329-337.
121. Wen, N., Yi, Y. F., Zhang, W. W., Deng, B., Shao, L. Q., Dong, L. M. & Tian, J. M. (2010). The color of Fe₂O₃ and Bi₂O₃ pigmented dental zirconia ceramic. *Key Engineering Materials*, 434, 582-585.
122. Kaya, G. (2013). Production and characterization of self-colored dental zirconia blocks. *Ceramics International*, 39(1), 511-517.
123. Huang, H., Zhang, F., Sun, J., & Gao, L. (2006). Effect of three kinds of rare earth oxides on chromaticity and mechanical properties of zirconia ceramic. *Zhonghua Kouqiang Yixue Zazhi*, 41(6), 327–330.
124. Kao, C. T., Tuan, W. H., Liu, C. Y. & Chen, S. C. (2018). Effect of iron oxide coloring agent on the sintering behavior of dental yttria-stabilized zirconia. *Ceramics International*, 44(5), 4689-4693.
125. Sulaiman, T. A., Abdulmajeed, A. A., Shahramian, K. & Lassila, L. (2017). Effect of different treatments on the flexural strength of fully versus partially stabilized monolithic zirconia. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 118(2), 216-220.

126. Kaplan, M., Park, J., Kim, S. Y. & Öztürk, A. (2018). Production and properties of tooth-colored yttria stabilized zirconia ceramics for dental applications. *Ceramics International*, 44(2), 2413-2418.
127. Ban, S., Suzuki, T., Yoshihara, K., Sasaki, K., Kawai, T. & Kono, H. (2014). Effect of coloring on mechanical properties of dental zirconia. *Journal of Medical and Biological Engineering*, 34(1), 24-29.
128. Khayat, W., Chebib, N., Finkelman, M., Khayat, S. & Ali, A. (2018). Effect of grinding and polishing on roughness and strength of zirconia. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 119(4), 626-631.
129. Mohammadi-Bassir, M., Babasafari, M., Rezvani, M. B. & Jamshidian, M. (2017). Effect of coarse grinding, overglazing, and 2 polishing systems on the flexural strength, surface roughness, and phase transformation of yttrium-stabilized tetragonal zirconia. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 118(5), 658-665.
130. Francis, B. B. C. S., Harfst, S. A., & Wilder, R. (2008). *Mosby's Dental Hygiene: Concepts, Cases and Competencies*. Missouri: Elsevier, 599–622.
131. Karakaş, S. N. & Küden, C. (2022). Farklı Polisaj Sistemlerinin Yeni Alkasit Restoratif Materyalin Renk Değişimine Etkisinin Değerlendirilmesi. *Sağlık Bilimlerinde Değer*, 12(3), 411-416.
132. Pfefferle, R., Lümke, N., Wiedenmann, F. & Stawarczyk, B. (2020). Different polishing methods for zirconia: impact on surface, optical, and mechanical properties. *Clinical Oral Investigations*, 24(1), 395-403.
133. Al-Wahadni, A. & Muir Martin, D. (1998). Glazing and finishing dental porcelain: a literature review. *Journal-Canadian Dental Association*, 64(8), 580-583.
134. Park, C., Vang, M. S., Park, S. W. & Lim, H. P. (2017). Effect of various polishing systems on the surface roughness and phase transformation of zirconia and the durability of the polishing systems. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 117(3), 430-437.
135. Yener, E. S., 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.
136. Deville, S., Chevalier, J. & Gremillard, L. (2006). Influence of surface finish and residual stresses on the ageing sensitivity of biomedical grade zirconia. *Biomaterials*, 27(10), 2186-2192.
137. Palla, E. S., Kontonasaki, E., Kantiranis, N., Papadopoulou, L., Zorba, T., Paraskevopoulos, K. M. & Koidis, P. (2018). Color stability of lithium disilicate ceramics after aging and immersion in common beverages. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 119(4), 632-642.
138. Vieira, A. C., Oliveira, M. C., Lima, E. M., Rambob, I. & Leite, M. (2013). Evaluation of the surface roughness in dental ceramics submitted to different finishing and polishing methods. *The Journal of Indian Prosthodontic Society*, 13(3), 290-295.

139. Tanaka, K., Tamura, J., Kawanabe, K., Nawa, M., Oka, M., Uchida, M., Kokubo, T. & Nakamura, T. (2002). Ce-TZP/Al₂O₃ nanocomposite as a bearing material in total joint replacement. *Journal of Biomedical Materials Research*, 63(3), 262-270.
140. Al Hamad, K. Q., Abu Al-Addous, A. M., Al-Wahadni, A. M., Baba, N. Z. & Goodacre, B. J. (2019). Surface roughness of monolithic and layered zirconia restorations at different stages of finishing and polishing: an in vitro study. *Journal of Prosthodontics*, 28(7), 818-825.
141. Attia, A. & Kern, M. (2004). Influence of cyclic loading and luting agents on the fracture load of two all-ceramic crown systems. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 92(6), 551-556.
142. Elsayed, A., Meyer, G., Wille, S. & Kern, M. (2019). Influence of the yttrium content on the fracture strength of monolithic zirconia crowns after artificial aging. *Quintessence International*, 50(5), 344-348.
143. De Souza, G. M., Zyklus, A., Ghahnavyeh, R. R., Lawrence, S. K. & Bahr, D. F. (2017). Effect of accelerated aging on dental zirconia-based materials. *Journal of the Mechanical Behavior of Biomedical Materials*, 65(1), 256-263.
144. Papacchini, F., Toledano, M., Monticelli, F., Osorio, R., Radovic, I., Polimeni, A., García-Godoy, F. & Ferrari, M. (2007). Hydrolytic stability of composite repair bond. *European Journal of Oral Sciences*, 115(5), 417-424.
145. Ban, S., Sato, H., Suehiro, Y., Nakanishi, H. & Nawa, M. (2008). Biaxial flexure strength and low temperature degradation of Ce-TZP/Al₂O₃ nanocomposite and Y-TZP as dental restoratives. *Journal of Biomedical Materials Research Part B*, 87(2), 492-498.
146. Borchers, L., Stiesch, M., Bach, F. W., Buhl, J. C., Hübsch, C., Kellner, T., Kohorst, P. & Jendras, M. (2010). Influence of hydrothermal and mechanical conditions on the strength of zirconia. *Acta Biomaterialia*, 6(12), 4547-4552.
147. Kim, J. W., Covel, N., Guess, P., Rekow, E. & Zhang, Y. (2010). Concerns of hydrothermal degradation in CAD/CAM zirconia. *Journal of Dental Research*, 89(1), 91-95.
148. Lee, T. H., Lee, S. H., Her, S. B., Chang, W. G. & Lim, B. S. (2012). Effects of surface treatments on the susceptibilities of low temperature degradation by autoclaving in zirconia. *Journal of Biomedical Materials Research Part B: Applied Biomaterials*, 100(5), 1334-1343.
149. 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*, 72(2), 239-245.
150. Roy, M., Whiteside, L., Katerberg, B. & Steiger, J. (2007). Phase transformation, roughness, and microhardness of artificially aged yttria-and magnesia-stabilized zirconia femoral heads. *Journal of Biomedical Materials Research Part A*, 83(4), 1096-1102.

151. Ramesh, S., Lee, K. S. & Tan, C. (2018). A review on the hydrothermal ageing behaviour of Y-TZP ceramics. *Ceramics International*, 44(17), 20620-20634.
152. Gale, M. & Darvell, B. (1999). Thermal cycling procedures for laboratory testing of dental restorations. *Journal of Dentistry*, 27(2), 89-99.
153. Egilmez, F., Ergun, G., Cekic-Nagas, I., Vallittu, P. K. & Lassila, L. V. (2014). Factors affecting the mechanical behavior of Y-TZP. *Journal of the Mechanical Behavior of Biomedical Materials*, 37(1), 78-87.
154. Xie, H., Chen, C., Dai, W., Chen, G. & Zhang, F. (2013). In vitro short-term bonding performance of zirconia treated with hot acid etching and primer conditioning etching and primer conditioning. *Dental Materials Journal*, 32(6), 928-938.
155. Casucci, A., Osorio, E., Osorio, R., Monticelli, F., Toledano, M., Mazzitelli, C. & Ferrari, M. (2009). Influence of different surface treatments on surface zirconia frameworks. *Journal of Dentistry*, 37(11), 891-897.
156. Esquivel-Upshaw, J. F., Chai, J., Sansano, S. & Shonberg, D. (2001). Resistance to staining, flexural strength, and chemical solubility of core porcelains for all-ceramic crowns. *International Journal of Prosthodontics*, 14(3), 284-288.
157. Esquivel, J. F., Chai, J. & Wozniak, W. T. (1996). The Physical Properties of Low-Fusing Porcelains for Titanium. *International Journal of Prosthodontics*, 9(6), 563-571.
158. International Organization for Standardization. (2015). *Dentistry—Ceramic materials* (ISO 6872:2015, 4th ed.). Geneva, Switzerland
159. Dathan, P. C., Kumar, K. C. N., Kumar, A. S., & Lekshmy, A. R. (2023). Flexural strength is a critical property of dental materials: An overview. *Acta Scientifical Dental Sciences*, 7(7), 99-103.
160. Wendler, M., Belli, R., Petschelt, A., Mevec, D., Harrer, W., Lube, T., Danzer, R., & Lohbauer, U. (2017). Chairside CAD/CAM materials. Part 2: Flexural strength testing. *Dental Materials*, 33(1), 99-109.
161. Seghi, R., Daher, T., & Caputo, A. (1990). Relative flexural strength of dental restorative ceramics. *Dental Materials*, 6(3), 181-184.
162. White, S. N., Caputo, A. A., Vidjak, F. M., & Seghi, R. R. (1994). Moduli of rupture of layered dental ceramics. *Dental Materials*, 10(1), 52-58.
163. Mujika, F. (2006). On the difference between flexural moduli obtained by three-point and four-point bending tests. *Polymer Testing*, 25(2), 214-220.
164. Prö, L. (1992). Compressive strength of two modern all-ceramic crowns. *International Journal of Prosthodontics*, 5(5), 409-414.
165. Ritter, J. E. (1995). Critique of test methods for lifetime predictions. *Dental Materials*, 11(2), 147-151.

166. Hasanabadi, M. F., Faghihi-Sani, M., Kokabi, A., Groß-Barsnick, S., & Malzbender, J. (2019). Room- and high-temperature flexural strength of a stable solid oxide fuel/electrolysis cell sealing material. *Ceramics International*, 45(1), 733-739.
167. Kim, J., Kim, D. J., & Zi, G. (2013). Improvement of the biaxial flexure test method for concrete. *Cement and Concrete Composites*, 37(1), 154-160.
168. International Organization for Standardization. (1995). Dental ceramic (ISO 6872:1995). Geneva, Switzerland.
169. Bütikofer, L., Stawarczyk, B., & Roos, M. (2015). Two regression methods for estimation of a two-parameter Weibull distribution for reliability of dental materials. *Dental Materials*, 31(2), e33-e50.
170. Hatanaka, G. R., Polli, G. S., & Adabo, G. L. (2020). The mechanical behavior of high-translucent monolithic zirconia after adjustment and finishing procedures and artificial aging. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 123(2), 330-337.
171. 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.
172. Bruhnke, M., Awwad, Y., Müller, W. D., Beuer, F. & Schmidt, F. (2022). Mechanical Properties of New Generations of Monolithic, Multi-Layered Zirconia. *Materials*, 16(1), 276.
173. Inokoshi, M., Shimizubata, M., Nozaki, K., Takagaki, T., Yoshihara, K., Minakuchi, S., Vleugels, J., Van Meerbeek, B. & Zhang, F. (2021). Impact of sandblasting on the flexural strength of highly translucent zirconia. *Journal of the Mechanical Behavior of Biomedical Materials*, 115, 104268.
174. Zhang, Y. & Lawn, B. (2004). Long-term strength of ceramics for biomedical applications. *Journal of Biomedical Materials Research Part B: Applied Biomaterials*, 69(2), 166-172.
175. Özcan, M., Melo, R. M., Souza, R. O., Machado, J. P., Valandro, L. F. & Bottino, M. A. (2013). Effect of air-particle abrasion protocols on the biaxial flexural strength, surface characteristics and phase transformation of zirconia after cyclic loading. *Journal of the Mechanical Behavior Of Biomedical Materials*, 20(10), 19-28.
176. McCabe, J. & Carrick, T. (1986). A statistical approach to the mechanical testing of dental materials. *Dental Materials*, 2(4), 139-142.
177. Quinn, J. B. & Quinn, G. D. (2010). A practical and systematic review of Weibull statistics for reporting strengths of dental materials. *Dental Materials*, 26(2), 135-147.
178. Catramby, M. F., Do Vale, A. L., Dos Santos, H. E. & Elias, C. N. (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.e1-824.e8.

179. Weibull, W. (1951). A Statistical Distribution Function of Wide Applicability. *Journal of Applied Mechanics*, 18(3), 293-297.
180. Filiz, H., Avunduk, A. T. E. & Yanardağ, E. C. (2023). Diş hekimliğinde yüzey pürüzlülüğü araştırma yöntemleri: Derleme makalesi. *Uşak Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi*, 2(2), 28-35.
181. Jefferies, S. R. (1998). The art and science of abrasive finishing and polishing in restorative dentistry. *Dental Clinics of North America*, 42(4), 613-627.
182. Whitehead, S., Shearer, A., Watts, D. & Wilson, N. (1995). Comparison of methods for measuring surface roughness of ceramic. *Journal of Oral Rehabilitation*, 22(6), 421-427.
183. Sarikaya, I. & Güler, A. U. (2010). Effects of different polishing techniques on the surface roughness of dental porcelains. *Journal of Applied Oral Science*, 18(1), 10-16.
184. Martínez-Gomis, J., Bizar, J., Anglada, J. M., Samsó, J. & Peraire, M. (2003). Comparative evaluation of four finishing systems on one ceramic surface. *International journal of prosthodontics*, 16(1), 74-77.
185. Sanches, R. P., Otani, C., Damião, A. J. & Miyakawa, W. (2009). AFM characterization of bovine enamel and dentine after acid-etching. *Micron*, 40(4), 502-506.
186. Teixeira, E. C., Thompson, J. L., Piascik, J. R. & Thompson, J. Y. (2005). In vitro toothbrush-dentifrice abrasion of two restorative composites. *Journal of Esthetic And Restorative Dentistry*, 17(3), 172-181.
187. Bourauel, C., Fries, T., Drescher, D. & Plietsch, R. (1998). Surface roughness of orthodontic wires via atomic force microscope, laser specular reflectance, and profilometry. *The European Journal of Orthodontics*, 20(1), 79-92.
188. Gadelmawla, E., Koura, M. M., Maksoud, T. M., Elewa, I. M. & Soliman, H. (2002). Roughness parameters. *Journal of Materials Processing Technology*, 123(1), 133-145.
189. Alaçakir, A., Tan, E., Aladli, F., Pervan, O. & Güven, O. (1995). Investigation of morphological effects of gamma irradiation on secondary coating surface of optical fibers by atomic force microscopy. *Radiation Physics and Chemistry*, 46(4-6), 1295-1298.
190. Demirel, F., Yüksel, G., Muhtarogulları, M. & Çekiç, C. (2005). Effect of topical fluorides and citric acid on heat-pressed all-ceramic material. *International Journal of Periodontics & Restorative Dentistry*, 25(3), 277-281.
191. Tholt, B., Miranda-Júnior, W. G., Prioli, R., Thompson, J. & Oda, M. (2006). Surface roughness in ceramics with different finishing techniques using atomic force microscope and profilometer. *Operative dentistry*, 31(4), 442-449.

192. Ali, A., Zhang, N. & Santos, R. M. (2023). Mineral characterization using scanning electron microscopy (SEM): a review of the fundamentals, advancements, and research directions. *Applied Sciences*, 13(23), 12600.
193. Valandro, L. F., Della Bona, A., Bottino, M. A. & Neisser, M. P. (2005). The effect of ceramic surface treatment on bonding to densely sintered alumina ceramic. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 93(3), 253-259.
194. Chevalier, J. (2006). What future for zirconia as a biomaterial? *Biomaterials*, 27(4), 535-543.
195. Studart, A. R., Filser, F., Kocher, P. & Gauckler, L. J. (2007). In vitro lifetime of dental ceramics under cyclic loading in water. *Biomaterials*, 28(17), 2695-2705.
196. Guazzato, M., Albakry, M., Swain, M. V. & Ironside, J. (2002). Mechanical properties of In-Ceram Alumina and In-Ceram Zirconia. *International Journal of Prosthodontics*, 15(4), 339-346.
197. 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.
198. Moqbel, N. M., Al-Akhali, M., Wille, S. & Kern, M. (2019). Influence of aging on biaxial flexural strength and hardness of translucent 3Y-TZP. *Materials*, 13(1), 27.
199. Garvie, R. C., Hannink, R. H. & Pascoe, R. T. (1975). Ceramic steel? *Nature*, 258(5537), 703-704.
200. Guo, X. (2004). Property degradation of tetragonal zirconia induced by low-temperature defect reaction with water molecules. *Chemistry of Materials*, 16(21), 3988-3994.
201. 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), 3988-3992.
202. Yoshimura, M., Noma, T., Kawabata, K. & Sōmiya, S. (1987). Role of H₂O on the degradation process of Y-TZP. *Journal of Materials Science Letters*, 6(4), 465-467.
203. Elsherif, R. H., Amin, R. A. & El Etreby, A. (2020). Effect of Artificial Aging on hardness and surface roughness of two types of Zirconia. *Future Dental Journal*, 6(1), 1-15.
204. Flinn, B. D., DeGroot, D. A., Mancl, L. A. & Raigrodski, A. J. (2012). Accelerated aging characteristics of three yttria-stabilized tetragonal zirconia polycrystalline dental materials. *The Journal Of Prosthetic Dentistry*, 108(4), 223-230.
205. Kobayashi, K., Kuwajima, H. & Masaki, T. (1981). Phase change and mechanical properties of ZrO₂-Y₂O₃ solid electrolyte after ageing. *Solid State Ionics*, 3, 489-493.

206. Cattani-Lorente, M., Scherrer, S. S., Ammann, P., Jobin, M. & Wiskott, H. A. (2011). Low temperature degradation of a Y-TZP dental ceramic. *Acta Biomaterialia*, 7(2), 858-865.
207. Gautam, C., Joyner, J., Gautam, A., Rao, J. & Vajtai, R. (2016). Zirconia based dental ceramics: structure, mechanical properties, biocompatibility and applications. *Dalton Transactions*, 45(48), 19194-19215.
208. Miyazaki, T., Nakamura, T., Matsumura, H., Ban, S. & Kobayashi, T. (2013). Current status of zirconia restoration. *Journal of Prosthodontic Research*, 57(4), 236-261.
209. Vigolo, P., Fonzi, F., Majzoub, Z. & Cordioli, G. (2006). An in vitro evaluation of titanium, zirconia, and alumina procera abutments with hexagonal connection. *International Journal of Oral & Maxillofacial Implants*, 21(4), 575-580.
210. Swain, M. (2009). Unstable cracking (chipping) of veneering porcelain on all-ceramic dental crowns and fixed partial dentures. *Acta Biomaterialia*, 5(5), 1668-1677.
211. Lucas, L. C. & Lemons, J. E. (1992). Biodegradation of restorative metallic systems. *Advances in Dental Research*, 6(1), 32-37.
212. Tholey, M. J., Swain, M. V. & Thiel, N. (2009). SEM observations of porcelain Y-TZP interface. *Dental Materials*, 25(7), 857-862.
213. Da Silva, T. M., Salvia, A. C. R. D., De Carvalho, R. F., Pagani, C., Da Rocha, D. M. & Da Silva, E. G. (2014). Polishing for glass ceramics: which protocol? *Journal of Prosthodontic Research*, 58(3), 160-170.
214. Silva, L. H. D., Lima, E. D., Miranda, R. B. D. P., Favero, S. S., Lohbauer, U. & Cesar, P. F. (2017). Dental ceramics: a review of new materials and processing methods. *Brazilian Oral Research*, 31(supplement 1), e58.
215. Ghodsi, S. & Jafarian, Z. (2018). A Review on Translucent Zirconia. *The European Journal of Prosthodontics and Restorative Dentistry*, 26(2), 62-74.
216. Stawarczyk, B., Frevert, K., Ender, A., Roos, M., Sener, B. & Wimmer, T. (2016). Comparison of four monolithic zirconia materials with conventional ones: Contrast ratio, grain size, four-point flexural strength and two-body wear. *Journal of the Mechanical Behavior Of Biomedical Materials*, 59, 128-138.
217. Stawarczyk, B., Keul, C., Eichberger, M., Figge, D., Edelhoff, D. & Lümke, N. (2017). Three generations of zirconia: From veneered to monolithic. Part II. *Quintessence International*, 48(6), 441-450.
218. Zhang, Y. (2014). Making yttria-stabilized tetragonal zirconia translucent. *Dental Materials*, 30(10), 1195-1203.
219. Nistor, L., Grădinaru, M., Rîcă, R., Mărașescu, P., Stan, M., Manolea, H., Ionescu, A. & Moraru, I. (2019). Zirconia use in dentistry-manufacturing and properties. *Current Health Sciences Journal*, 45(1), 28.

220. Fathy, S. M., El-Fallal, A. A., El-Negoly, S. A. & El Bedawy, A. B. (2015). Translucency of monolithic and core zirconia after hydrothermal aging. *Acta Biomaterialia Odontologica Scandinavica*, 1(2-4), 86-92.
221. Koenig, V., Bekaert, S., Dupont, N., Vanheusden, A., Le Goff, S., Douillard, T., Chevalier, J., Djaker, N., de La Chapelle, M. L. & Amiard, F. (2021). Intraoral low-temperature degradation of monolithic zirconia dental prostheses: Results of a prospective clinical study with ex vivo monitoring. *Dental Materials*, 37(7), 1134-1149.
222. Kwon, S. J., Lawson, N. C., McLaren, E. E., Nejat, A. H. & Burgess, J. O. (2018). Comparison of the mechanical properties of translucent zirconia and lithium disilicate. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 120(1), 132-137.
223. Camposilvan, E., Leone, R., Gremillard, L., Sorrentino, R., Zarone, F., Ferrari, M. & Chevalier, J. (2018). Aging resistance, mechanical properties and translucency of different yttria-stabilized zirconia ceramics for monolithic dental crown applications. *Dental Materials*, 34(6), 879-890.
224. Pereira, G. K., Guilardi, L. F., Dapieve, K. S., Kleverlaan, C. J., Rippe, M. P. & Valandro, L. F. (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(8), 57-65.
225. Zhang, F., Reveron, H., Spies, B. C., Van Meerbeek, B. & Chevalier, J. (2019). Trade-off between fracture resistance and translucency of zirconia and lithium-disilicate glass ceramics for monolithic restorations. *Acta Biomaterialia*, 91(6), 24-34.
226. Inokoshi, M., Shimizu, H., Nozaki, K., Takagaki, T., Yoshihara, K., Nagaoka, N., Zhang, F., Vleugels, J., Van Meerbeek, B. & Minakuchi, S. (2018). Crystallographic and morphological analysis of sandblasted highly translucent dental zirconia. *Dental Materials*, 34(3), 508-518.
227. Zhang, F., Spies, B. C., Vleugels, J., Reveron, H., Wesemann, C., Müller, W. D., van Meerbeek, B. & Chevalier, J. (2019). High-translucent yttria-stabilized zirconia ceramics are wear-resistant and antagonist-friendly. *Dental Materials*, 35(12), 1776-1790.
228. Amaral, M., Valandro, L. F., Bottino, M. A. & Souza, R. O. (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.
229. Hannink, R. H., Kelly, P. M. & Muddle, B. C. (2000). Transformation toughening in zirconia-containing ceramics. *Journal of the American Ceramic Society*, 83(3), 461-487.
230. Denry, I. & Kelly, J. (2014). Emerging ceramic-based materials for dentistry. *Journal of Dental Research*, 93(12), 1235-1242.

231. Zhang, F., Vanmeensel, K., Inokoshi, M., Batuk, M., Hadermann, J., Van Meerbeek, B., Naert, I. & Vleugels, J. (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.
232. Cutler, R. A., Reynolds, J. R. & Jones, A. (1992). Sintering and characterization of polycrystalline monoclinic, tetragonal, and cubic zirconia. *Journal of the American Ceramic Society*, 75(8), 2173-2183.
233. Kengtanyakich, S. & Peampring, C. (2020). An experimental study on hydrothermal degradation of cubic-containing translucent zirconia. *The Journal of Advanced Prosthodontics*, 12(5), 265.
234. Too, T. D. C., Inokoshi, M., Nozaki, K., Shimizubata, M., Nakai, H., Liu, H. & Minakuchi, S. (2021). Influence of sintering conditions on translucency, biaxial flexural strength, microstructure, and low-temperature degradation of highly translucent dental zirconia. *Dental Materials Journal*, 40(6), 1320-1328.
235. Flinn, B. D., Raigrodski, A. J., Mancl, L. A., Toivola, R. & Kuykendall, T. (2017). Influence of aging on flexural strength of translucent zirconia for monolithic restorations. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 117(2), 303-309.
236. Siarampi, E., Kontonasaki, E., Andrikopoulos, K. S., Kantiranis, N., Voyiatzis, G. A., Zorba, T., Paraskevopoulos, K. M. & Koidis, P. (2014). Effect of in vitro aging on the flexural strength and probability to fracture of Y-TZP zirconia ceramics for all-ceramic restorations. *Dental Materials*, 30(12), e306-e316.
237. Pittayachawan, P., McDonald, A., Petrie, A. & Knowles, J. C. (2007). The biaxial flexural strength and fatigue property of Lava™ Y-TZP dental ceramic. *Dental Materials*, 23(8), 1018-1029.
238. Elraggal, A., Aboushelib, M., Abdel Raheem, I. M. & Afifi, R. R. (2022). Effect of surface treatments on biaxial flexural strength, fatigue resistance, and fracture toughness of high versus low translucency zirconia. *BMC Oral Health*, 22(1), 412.
239. Pozzobon, J. L., Pereira, G. K. R., Wandscher, V. F., Dorneles, L. S. & Valandro, L. F. (2017). Mechanical behavior of yttria-stabilized tetragonal zirconia polycrystalline ceramic after different zirconia surface treatments. *Materials Science and Engineering: C*, 77(1), 828-835.
240. Fennis, W. M., Tezvergil, A., Kuijs, R. H., Lassila, L. V., Kreulen, C. M., Creugers, N. H. & Vallittu, P. K. (2005). In vitro fracture resistance of fiber reinforced cusp-replacing composite restorations. *Dental Materials*, 21(6), 565-572.
241. Della Bona, A., Anusavice, K. J. & DeHoff, P. H. (2003). Weibull analysis and flexural strength of hot-pressed core and veneered ceramic structures. *Dental Materials*, 19(7), 662-669.
242. Zhang, C., Agingu, C., Yang, H., Cheng, H. & Yu, H. (2022). Effects of hydrothermal treatment on the phase transformation, surface roughness, and mechanical properties of monolithic translucent zirconia. *Operative Dentistry*, 47(1), 76-86.

243. Ghazal, M. & Kern, M. (2009). The influence of antagonistic surface roughness on the wear of human enamel and nanofilled composite resin artificial teeth. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 101(5), 342-349.
244. Anusavice, K. J. (2003). Phillips' science of dental materials (Eleventh edition). St. Louis: WB Saunders, 41-43.
245. Aksoy, G., Polat, H., Polat, M. & Coskun, G. (2006). Effect of various treatment and glazing (coating) techniques on the roughness and wettability of ceramic dental restorative surfaces. *Colloids and Surfaces B: Biointerfaces*, 53(2), 254-259.
246. Nam, M. G. & Park, M. G. (2018). Changes in the flexural strength of translucent zirconia due to glazing and low-temperature degradation. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 120(6), 969. e961-969. e966.
247. Lobo, C. M. M., Sacorague, S. C. M. C., Silva, N. R. D., Costa, A. K. F., Alves, L. M. M., Bottino, M. A., Özcan, M. & Melo, R. M. D. (2020). Effect of glazing application side and mechanical cycling on the biaxial flexural strength and Weibull characteristics of a Y-TZP ceramic. *Journal of Applied Oral Science*, 28, e20200438.
248. Falsafi, S. R., Rostamabadi, H., Assadpour, E. & Jafari, S. M. (2020). Morphology and microstructural analysis of bioactive-loaded micro/nanocarriers via microscopy techniques; CLSM/SEM/TEM/AFM. *Advances in Colloid and Interface Science*, 280, 102166.
249. Gadegaard, N. (2006). Atomic force microscopy in biology: technology and techniques. *Biotechnic & Histochemistry*, 81(2-3), 87-97.
250. Kakaboura, A., Fragouli, M., Rahiotis, C. & Silikas, N. (2007). Evaluation of surface characteristics of dental composites using profilometry, scanning electron, atomic force microscopy and gloss-meter. *Journal of materials science: Materials in Medicine*, 18(1), 155-163.
251. Kumari, C. M., Bhat, K. M. & Bansal, R. (2016). Evaluation of surface roughness of different restorative composites after polishing using atomic force microscopy. *Journal of Conservative dentistry*, 19(1), 56-62.
252. Peampring, C. & Kengtanyakich, S. (2021). Surface roughness and translucency of various translucent zirconia ceramics after hydrothermal aging. *European Journal of Dentistry*, 16(04), 761-767.
253. Toma, F. R., Bîrdeanu, M. I., Uțu, I. D. & Porojan, L. (2022). Surface characteristics assessment among layers of different translucent multilayered dental zirconia related to aging. *Materials*, 15(10), 3606.
254. Mešić, K., Majnarić, I., Obhodaš, J., Baršić, G. & Mehulić, K. (2020). The effect of aging on composition and surface of translucent zirconia ceramic. *Acta Stomatologica Croatica*, 54(4), 339.
255. Kilinc, H. & Sanal, F. A. (2021). Effect of sintering and aging processes on the mechanical and optical properties of translucent zirconia. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 126(1), 129. e121-129. e127.

256. Sulaiman, T. A., Abdulmajeed, A. A., Shahramian, K., Hupa, L., Donovan, T. E., Vallittu, P. & Närhi, T. O. (2015). Impact of gastric acidic challenge on surface topography and optical properties of monolithic zirconia. *Dental Materials*, 31(12), 1445-1452.
257. Chai, J., Chu, F., Chow, T. W. & Liang, B. M. (2007). Chemical solubility and flexural strength of zirconia-based ceramics. *International Journal of Prosthodontics*, 20(6), 587-595.
258. Kosmač, T., Oblak, Č., Jevnikar, P., Funduk, N. & Marion, L. (2000). Strength and reliability of surface treated Y-TZP dental ceramics. *Journal of Biomedical Materials Research*, 53(4), 304-313.



ÖZGEÇMİŞ

Kişisel Bilgiler

Soyadı, adı : GÖRGÜLÜ ALİN, Gözdenur Melike
Uyruğu : T.C. ve A.B.D.

Eğitim

Eğitim Derecesi	Okul/Program	Mezuniyet Yılı
Uzmanlık	Gazi Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Protetik Diş Tedavisi	Devam Ediyor
Lisans	Gazi Üniversitesi / Diş Hekimliği Fakültesi	2020
Lise	Ayhan Sümer Anadolu Lisesi	2012

İş Deneyimi

Yıl /Yer/Görev

2021 - Devam ediyor	Gazi Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Protetik Diş Tedavisi	Araştırma Gör.
---------------------	--	----------------

Yabancı Dil

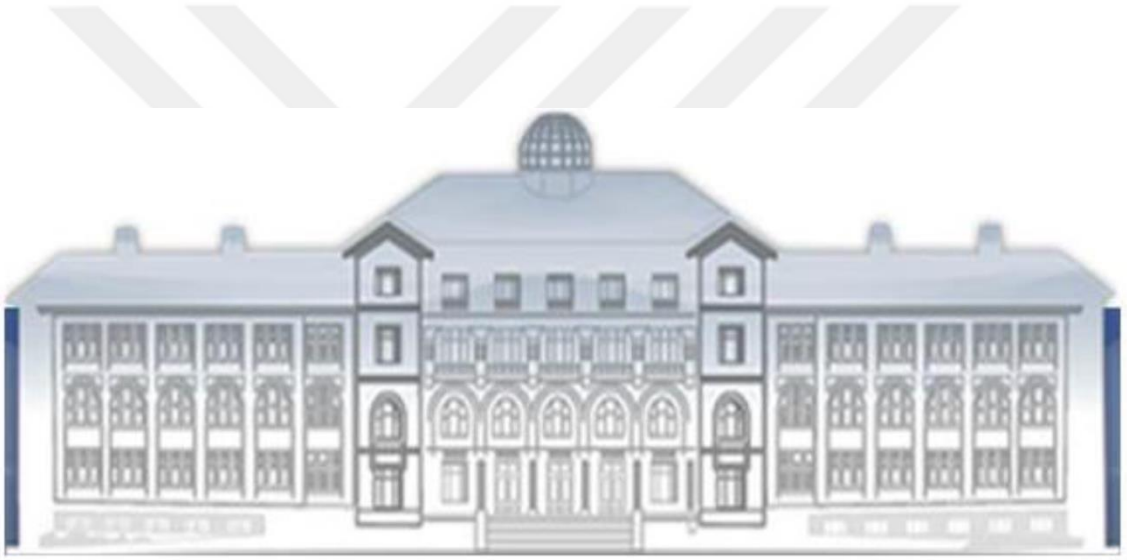
İngilizce

Yayınlar

- Görgülü, G. M., Eğilmez, F. (2023). Yüksek Translüsent Monolitik Zirkonya Materyallerinin Optik ve Mekanik Özellikleri. *Selcuk Dental Journal*, 11(1), 96-102.
- Görgülü Alin, G. M., Eğilmez, F. (2024). Yapay Yaşlandırma İşlemlerinin Zirkonyanın Fiziksel ve Mekanik Özelliklerine Etkileri. *Aydın Dental Journal*, 10(3), 295-301.

Katıldığım Sempozyum ve Kongreler

- Nobel Biocare Türkiye Sempozyumu (2021)
- Estetik Diş Hekimliği Akademisi Derneği (EDAD) 26. Uluslararası Estetik Diş Hekimliği Kongresi (2022)



GAZİLİ OLMAK AYRICALIKTIR...