

**FARKLI YÜZEY PARLATMA SİSTEMLERİ İLE OTOKLAVDA
YAŞLANDIRMA İŞLEMİNİN MONOLİTİK ZİRKONYUMUN YÜZEY
ÖZELLİKLERİ, FAZ DÖNÜŞÜMÜ VE KIRILMA DAYANIMINA ETKİSİ**

Dt. Gülşah AKYILDIZ
Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı

Tez Danışmanı
Prof. Dr. Zeynep YEŞİL DUYMUŞ

Uzmanlık Tezi – 2022

**T.C.
RECEP TAYYİP ERDOĞAN ÜNİVERSİTESİ
DİŞ HEKİMLİĞİ FAKÜLTESİ**

**FARKLI YÜZEY PARLATMA SİSTEMLERİ İLE OTOKLAVDA
YAŞLANDIRMA İŞLEMİNİN MONOLİTİK ZİRKONYUMUN YÜZEY
ÖZELLİKLERİ, FAZ DÖNÜŞÜMÜ VE KIRILMA DAYANIMINA ETKİSİ**

Dt. Gülşah AKYILDIZ

Protetik Diş Tedavisi Programı

Uzmanlık Tezi

Tez Danışmanı

Prof. Dr. Zeynep YEŞİL DUYMUŞ

**RİZE
2022**

T.C.
RECEP TAYYIP ERDOĞAN ÜNİVERSİTESİ
DİŞ HEKİMLİĞİ FAKÜLTESİ

**FARKLI YÜZEY PARLATMA SİSTEMLERİ İLE OTOKLAVDA
YAŞLANDIRMA İŞLEMİNİN MONOLİTİK ZİRKONYUMUN YÜZEY
ÖZELLİKLERİ, FAZ DÖNÜŞÜMÜ VE KIRILMA DAYANIMINA ETKİSİ**

Dt. Gülşah AKYILDIZ

Tez Savunma Tarihi : 04.02.2022

Tez Danışmanı : Prof. Dr. Zeynep YEŞİL DUYMUS
(Recep Tayyip Erdoğan Üniversitesi)

Jüri Üyesi : Doç. Dr. Oğuzhan GÖRLER
(Dokuz Eylül Üniversitesi)

Jüri Üyesi : Doç. Dr. İpek ÇAĞLAR
(Recep Tayyip Erdoğan Üniversitesi)

Jüri Üyesi : Doç. Dr. Sabit Melih ATEŞ
(Recep Tayyip Erdoğan Üniversitesi)

Jüri Üyesi : Doç. Dr. Murat ALKURT
(Recep Tayyip Erdoğan Üniversitesi)

Onay

Bu çalışma yukarıdaki jüri tarafından **Uzmanlık Tezi** olarak kabul edilmiştir.

Prof. Dr. Zeynep YEŞİL DUYMUS

Fakülte Dekanı

Uzmanlık Tezi

RİZE – 2022

İÇİNDEKİLER

TEŞEKKÜR	vi
ÖZET	vii
ABSTRACT.....	ix
SİMGELER VE KISALTMALAR DİZİNİ	xi
ŞEKİLLER DİZİNİ.....	xiii
TABLolar DİZİNİ.....	xv
1. GİRİŞ	1
2. GENEL BİLGİLER	3
2.1. Zirkonyum.....	3
2.2. Zirkonyumun Diş Hekimliğinde Kullanımı	4
2.2.1. İtiryum Katyonlu Zirkonyum Polikristali.....	4
2.2.2. Magnezyum Katyonlu Parsiyel Stabilize Zirkonyum.....	5
2.2.3. Zirkonyum ile Güçlendirilmiş Alümina.....	5
2.3. Zirkonyum Blokların Üretimi	5
2.3.1. Sinterlenmemiş Zirkonyum Bloklar.....	5
2.3.2. Pre-sinterize Zirkonyum Bloklar.....	6
2.3.3. Sinterize Zirkonyum Bloklar.....	6
2.4. Y-TZP' nin Mekanik Özelliklerini Etkileyen Faktörler.....	7
2.4.1. Stabilize Edici Oksidin Miktarı.....	7

2.4.2. Tanecik Boyutu ve Şekli.....	7
2.4.3. Sıcaklık ve Nem.....	8
2.4.4. Zaman.....	9
2.5. Bilgisayar Destekli Tasarım/Bilgisayar Destekli Üretim Sistemleri	10
2.5.1. Bilgisayar Destekli Tasarım/Bilgisayar Destekli Üretim Sistemlerinde Zirkonyum Esaslı Seramiklerin Kullanımı.....	11
2.6. Monolitik Zirkonyum	11
2.6.1. Monolitik Zirkonyum Kullanımının Avantajları.....	12
2.6.2. Monolitik Zirkonyum Kullanımının Dezavantajları.....	12
2.7. Materyal Yüzeyine Uygulanan İşlemler.....	13
2.7.1. Plazma Sprey Yöntemi.....	13
2.7.2. Lazerle Pürüzlendirme.....	13
2.7.3. Kuşlama.....	13
2.7.4. Selektif İnfiltre Asitleme.....	14
2.7.5. Döner Aletlerle Aşındırma.....	14
2.7.6. Tribokimyasal Silika Kaplama.....	15
2.8. Dental Seramiklerde Yüzey Bitirme ve Parlatma İşlemleri.....	15
2.8.1. Bitirme ve Parlatma İşlemlerine Etki Eden Faktörler.....	15
2.8.2. Bitirme ve Parlatma İşlemlerinin Safhaları.....	16
2.8.3. Bitirme ve Parlatma İşlemlerinde Kullanılan Materyaller.....	17

2.9. Dental Seramiklerde Glaze İşlemi.....	18
2.9.1. Overglaze Tekniği.....	18
2.9.2. Natural Glaze Tekniği.....	19
2.10. Yapay Yaşlandırma	19
2.10.1. Hızlandırılmış Yapay Yaşlandırma.....	20
2.10.2. Termal Siklus Yöntemi.....	20
2.10.3. Otoklavda Yaşlandırma Yöntemi.....	21
2.11. Materyallerin Yüzey Özelliklerinin İncelenmesi.....	21
2.11.1. Yüzey Pürüzlülüğünün Değerlendirilmesi	21
2.11.2. Yüzey Mikro Sertliğinin Değerlendirilmesi.....	22
2.11.3. Atomik Kuvvet Mikroskobu Analizi.....	23
2.11.4. Taramalı Elektron Mikroskobu Analizi.....	24
2.11.5. X Işınları Kırınım Analizi.....	24
2.12. Tam Seramiklerin Kırılma Dayanımını Tespit Etmek Amacıyla Kullanılan Testler.....	25
2.12.1. Tek Eksenli (Uniaksiyal) Testler.....	26
2.12.2. İki Eksenli (Biaksiyal) Testler.....	26
3. MATERYAL ve METOT.....	27
3.1. Monolitik Zirkonyum Örneklerin Hazırlanması	28
3.2. Deney Gruplarının Oluşturulması	32
3.2.1. Meisinger Luster LUS91 İntraoral Kit ile Parlatma.....	33

3.2.2. OptraFine Kit ve Patı ile Parlatma.....	33
3.3. Otoklav ile Yaşlandırma İşlemi.....	34
3.4. Örneklerin Yüzey Özelliklerinin İncelenmesi.....	35
3.4.1. Yüzey Pürüzlülüklerinin Değerlendirilmesi.....	35
3.4.2. Yüzey Mikro Sertliklerinin Değerlendirilmesi.....	36
3.4.3. Yüzeylerin Atomik Kuvvet Mikroskobu ile Değerlendirilmesi.....	36
3.4.4. Yüzeylerin Taramalı Elektron Mikroskobu ile Değerlendirilmesi.....	37
3.5. Örneklerin Faz Dönüşümlerinin İncelenmesi.....	38
3.6. Örneklerin Kırılma Dayanımı Verilerinin Değerlendirilmesi.....	40
3.7. İstatiksel Analiz.....	42
4. BULGULAR.....	43
4.1. Örneklerin Yüzey Özelliklerinin Değerlendirilmesi.....	43
4.1.1. Yüzey Pürüzlülük Verilerinin Değerlendirilmesi.....	43
4.1.2. Yüzey Mikro Sertlik Verilerinin Değerlendirilmesi.....	46
4.1.3. Yüzeylerin Atomik Kuvvet Mikroskobu Verilerinin Değerlendirilmesi.....	48
4.1.4. Yüzeylerin Taramalı Elektron Mikroskobu ile Elde Edilen Görüntülerinin Değerlendirilmesi.....	50
4.2. Örneklerin Faz Dönüşüm Verilerinin Değerlendirilmesi.....	54
4.3. Örneklerin Kırılma Dayanımı Verilerinin Değerlendirilmesi.....	58
5. TARTIŞMA	61

6. SONUÇ ve ÖNERİLER	73
KAYNAKLAR.....	74
EKLER.....	99
EK-1. ÖZGEÇMİŞ.....	99



TEŞEKKÜR

Tez sürecim boyunca ve tüm uzmanlık eğitimimde beni destekleyen, akademik anlamda gelişmemi sağlayan, bana güvenen, tecrübe ve bilgi birikimini benimle paylaşan sevgili danışman hocam Prof. Dr. Zeynep YEŞİL DUYMUŞ'a,

Uzmanlık eğitimim boyunca desteği ve değerli katkılarından dolayı Sayın Doç. Dr. İpek ÇAĞLAR'a, Doç. Dr. Sabit Melih ATEŞ'e ve Doç. Dr. Murat ALKURT'a

Bu çalışmayı TDH-2020-1209 BAP proje numarası ile destekleyen Recep Tayyip Erdoğan Üniversitesi Bilimsel Araştırma Projeleri Koordinatörlüğüne,

Birlikte çalışmaktan büyük keyif aldığım, aynı odayı paylaştığım çalışma arkadaşlarıma,

Hayatım boyunca her zaman bana olan inancı ve desteğiyle yanımda olan, her karşılaştığım problemde yol gösteren, başarımda büyük emeği olan başta canım annem Fatma HEDİYE'ye, canım babam Sadettin HEDİYE'ye ve kardeşlerim Emrullah ve Ravza'ya,

Bu süreçte tüm nazımı çeken, sabrını ve desteğini esirgemeyen sevgili eşim Kerimali AKYILDIZ'a teşekkürlerimi sunarım.

Gülşah AKYILDIZ

ÖZET

FARKLI YÜZEY PARLATMA SİSTEMLERİ İLE OTOKLAVDA YAŞLANDIRMA İŞLEMİNİN MONOLİTİK ZİRKONYUMUN YÜZEY ÖZELLİKLERİ, FAZ DÖNÜŞÜMÜ VE KIRILMA DAYANIMINA ETKİSİ

Amaç: Bu çalışma farklı yüzey parlatma sistemleri ile otoklavda yaşlandırma işleminin monolitik zirkonyumun yüzey özellikleri, faz dönüşümü ve kırılma dayanıma etkisini değerlendirmek amacıyla yapıldı.

Materyal ve Metot: Prettau Zirkozahn monolitik bloktan 48 adet örnek Bilgisayar Destekli Tasarım/ Bilgisayar Destekli Üretim (CAD/CAM) ile uluslararası standartlara (ISO 6872) uygun olacak şekilde 15 mm çapında ve 1.2 mm kalınlığında, disk şeklinde hazırlandı. Örnek kalınlıkları dijital kumpas ile kontrol edildi. Sinterleme işlemlerinden sonra örneklerin oda sıcaklığında soğuması beklenildi. Üretici firmanın talimatları doğrultusunda karıştırılan glaze tozu ile likiti ince bir tabaka şeklinde tüm örneklerle uygulandı ve Ivoclar Vivadent Programat P300 fırını kullanılarak fırımlandı. Örnekler; kontrol, Meisinger cila kiti ve OptraFine cila kiti uygulanan olmak üzere üç gruba ayrıldı. Kontrol grubundaki 16 örneğe glaze sonrası herhangi bir işlem uygulanmadı. Kalan örneklerle zirkonyum restorasyonlar için önerilen 100 µm elmas partikülleri içeren mavi bantlı frezlerle aynı araştırmacı tarafından 20 saniye süreyle aerotor ile su soğutması altında ileri geri süpürme hareketi şeklinde 20000 rpm de aşındırma işlemi uygulandı. Aşındırma yapılan 16 örneğe Meisinger cila kitiyle, kalan 16 örneğe ise OptraFine cila kitiyle cila işlemi yapıldı. Parlatma işlemleri sonrası her grup iki gruba (N=8) ayrıldı. Bir gruptaki örnekler 24 saat distile suda bekletildi, diğer gruptaki örneklerle buharlı otoklavda 134°C’de, 2 bar basınç altında beş saat süre ile ISO 13356 standardına uygun olarak yaşlandırma işlemi uygulandı. Tüm örneklerin yüzeyi profilometre ile

değerlendirildi. Daha sonra mikro sertlikleri Vickers mikro sertlik testiyle, üç boyutlu yüzey görüntüleri Atomik Kuvvet Mikroskopuyla (AFM), yüzey özellikleri Taramalı Elektron Mikroskopuyla (SEM), kristal yapıları ve faz dönüşümleri X-Işını Kırınımı (X-Ray Difraktometre; XRD) ile analiz edildi. Son olarak üç top üzerine piston tekniği ile kırılma dayanımları değerlendirildi.

Bulgular: Monolitik zirkonyum örneklerle uygulanan yüzey parlatma işlemlerinin yüzey pürüzlülüğüne, mikro sertliğine, kırılma dayanımına etkisi çok anlamlı ($p<0.01$), faz dönüşümüne etkisi anlamlı ($p<0.05$) bulundu. En fazla yüzey pürüzlülüğü Meisinger cila kiti uygulanan grupta tespit edildi. Otoklavda yaşlandırma işleminin faz dönüşümüne etkisi anlamlı ($p<0.05$), yüzey pürüzlülüğüne, mikro sertliğine ve kırılma dayanımına etkisi ise istatistiksel olarak anlamsız ($p>0.05$) bulundu.

Sonuç: Monolitik zirkonyum örneklerle uygulanan yüzey parlatma sistemlerinin yüzey özelliklerini, faz dönüşümünü ve kırılma dayanımını etkilediği, otoklavda yaşlandırma işleminin ise yüzey özelliklerini ve kırılma dayanımını etkilemediği, faz dönüşümünü ise etkilediği belirlendi.

Anahtar Kelimeler: Monolitik zirkonyum, yüzey parlatma sistemleri, otoklavda yaşlandırma, yüzey özellikleri, faz dönüşümü, kırılma dayanımı

ABSTRACT

THE EFFECT OF AUTOCLAVE AGING WITH DIFFERENT SURFACE POLISHING SYSTEMS ON THE SURFACE PROPERTIES, PHASE TRANSFORMATION AND FRACTURE STRENGTH OF MONOLITHIC ZIRCONIUM

Aim: This study was carried out to evaluate the effect of autoclave aging with different surface polishing systems on the surface properties, phase transformation and fracture strength of monolithic zirconium.

Material and Methods: The 48 samples of Prettau Zirkonzahn monolithic block were prepared as discs with a diameter of 15 mm and a thickness of 1.2 mm, in accordance with international standards (ISO 6872) with Computer Aided Design / Computer Aided Manufacturing (CAD / CAM). The sample thicknesses were checked with a digital caliper. After sintering, the samples were allowed to cool at room temperature. Glaze powder and liquid mixed in accordance with the manufacturer's instructions were applied to all samples in a thin layer and fired using the Ivoclar Vivadent Programat P300 oven. Examples; control, Meisinger polish kit and OptraFine polish kit applied. No procedure was applied to 16 samples in the control group after glazing. The remaining samples were etched at 20000 rpm in the form of a back and forth sweeping motion under water cooling with an aerotor for 20 seconds by the same researcher with blue banded burs containing 100 µm diamond particles recommended for zirconium restorations. The 16 samples that were etched were polished with the Meisinger polish kit, and the remaining 16 samples were polished with the OptraFine polish kit. After polishing, each group was divided into two groups (N=8). The samples in one group were kept in distilled water for 24 hours, and the samples in the other group were aged in a steam autoclave at 134°C under 2 bar

pressure for five hours in accordance with the ISO 13356 standard. The surface of all samples was evaluated with a profilometer. Then, their microhardness was analyzed by Vickers microhardness test, three-dimensional surface images were analyzed by Atomic Force Microscope (AFM), surface properties were analyzed by Scanning Electron Microscopy (SEM), crystal structures and phase transformations were analyzed by X-Ray Diffractometry (XRD). Finally, the fracture strengths were evaluated with the piston technique on three balls.

Results: The effects of surface polishing applied on monolithic zirconium specimens on surface roughness, microhardness and fracture strength were very significant ($p < 0.01$), and the effect on phase transformation was significant ($p < 0.05$). The highest surface roughness was detected in the group that applied the Meisinger polish kit. The effect of autoclave aging on the phase transformation was significant ($p < 0.05$), while the effect on surface roughness, microhardness and fracture strength was statistically insignificant ($p > 0.05$).

Conclusions: It was determined that the surface polishing systems applied to the monolithic zirconium samples affected the surface properties, phase transformation and fracture strength, while the autoclave aging process did not affect the surface properties and fracture strength, but affected the phase transformation.

Keywords: Monolithic zirconium, surface polishing systems, autoclave aging, surface properties, phase transformation, fracture strength

SİMGELER VE KISALTMALAR DİZİNİ

ADA: Amerikan Diş Hekimleri Birliği (American Dental Association)

Al₂O₃: Alüminyum oksit

CAD/CAM: Bilgisayar Destekli Tasarım (Computer Aided Design)/ Bilgisayar Destekli Üretim (Computer Aided Manufacturing)

°C: Santigrat derece (sıcaklık birimi)

CO: Karbonmonoksit

CO₂H: Karboksilik asit

Fe₂O₃: Demir oksit

GPa: Gigapascal

H: Hidrojen

HV: Sertlik ölçüm birimi

Hz: Hertz

ISO: International Organization for Standardization

KHz: Kilohertz

Kv: Kilovolt

Ma: Miliamper

MgO: Magnezyum oksit

Mg-PSZ: Magnezyum katyonlu parsiyel stabilize zirkonyum

MPa: Megapascal

mm: Milimetre

µm: Mikrometre

MZ: Monolitik zirkonyum

N: Azot

N: Newton

Na₂O: Sodyum oksit

Nm²: Nanometre kare

O: Oksijen

p: Anlamlılık

r₁: Destek çemberinin yarıçapı

r₂: Yüklenen alanın yarıçapı

r₃: Numunenin yarıçapı

Ra: Ortalama yüzey pürüzlülüğü

Rpm: Devir/Dakika

SEM: Taramalı Elektron Mikroskobu

SIE: Selektif infiltre asitleme

SiO₂: Silisyum oksit

Sn: Saniye

SPSS: Statistical Package for the Social Sciences

t-m: Tetragonal- monoklinik

Θ: Theta

VHN: Vickers yüzey değeri

Y₂O₃: İtiryum oksit

Y-TZP: İtiryum-stabilize tetragonal zirkonyum

ZrO₂: Zirkonyum oksit

ZTA: Zirkonyum ile güçlendirilmiş alümina

XRD: X-Ray Difraksiyon

v: Poisson oranı

σ: Çift eksenli bükülme dayanımı

ŞEKİLLER DİZİNİ

<u>Sekil No</u>	<u>Sayfa No</u>
Şekil 2.1. Y_2O_3 yoğunluğu ile üretim sıcaklıklarının faz dönüşümüne etkisi.....	7
Şekil 2.2. Y_2O_3 yoğunluğunun etkisi.....	8
Şekil 3.1. Kullanılan monolitik zirkonyum blok	28
Şekil 3.2. Örneklerin tasarımı	29
Şekil 3.3. Örneklerin CAD/CAM cihazında hazırlanması.....	29
Şekil 3.4. Hazırlanan pre-sinterize örnekler	30
Şekil 3.5. Porselen fırını.....	30
Şekil 3.6. Monolitik zirkonyum örneklerin dijital kumpas ile ölçülmesi.....	31
Şekil 3.7. Örnekler glaze uygulanması	31
Şekil 3.8. Hazırlanan monolitik zirkonyum örnekler.....	32
Şekil 3.9. Örnekler aşındırma işlemi uygulanması.....	32
Şekil 3.10. Meisinger Luster LUS91 intraoral cila kiti	33
Şekil 3.11. OptraFine cila kiti ve patı.....	34
Şekil 3.12. Otoklav cihazı.....	35
Şekil 3.13. Profilometre cihazı.....	35
Şekil 3.14. Mikro sertlik ölçüm cihazı	36
Şekil 3.15. AFM cihazı.....	37
Şekil 3.16. SEM cihazı	38
Şekil 3.17. XRD cihazı.....	39
Şekil 3.18. Instron cihazı	40
Şekil 3.19. Üç top üzerinde piston tekniği için kurulan düzenek	41
Şekil 4.1. Ortalama yüzey pürüzlülüğü (R_a)	45
Şekil 4.2. Ortalama yüzey mikro sertliği (HV).....	48

Şekil 4.3. Kontrol grubu yaşlandırma öncesi ve sonrası.....	49
Şekil 4.4. Meisinger cila kiti uygulanan grup yaşlandırma öncesi ve sonrası.....	50
Şekil 4.5. OptraFine cila kiti ve pastası uygulanan grup yaşlandırma öncesi ve sonrası.	50
Şekil 4.6. Yaşlandırma işlemi uygulanmayan kontrol grubu örneklerle ait SEM görüntüleri (x100, x500).....	51
Şekil 4.7. Yaşlandırma işlemi uygulanmayan Meisinger cila kiti tatbik edilen gruba ait SEM görüntüleri (x100, x500).....	51
Şekil 4.8. Yaşlandırma işlemi uygulanmayan OptraFine cila kiti tatbik edilen gruba ait SEM görüntüleri (x100, x500).....	52
Şekil 4.9. Kontrol+otoklav ile yaşlandırma işlemi uygulanan gruba ait SEM görüntüleri (x100, x500).....	52
Şekil 4.10. Meisinger cila kiti+otoklav ile yaşlandırma işlemi uygulanan gruba ait SEM görüntüleri (x100, x500).....	53
Şekil 4.11. OptraFine cila kiti+otoklav ile yaşlandırma işlemi uygulanan gruba ait SEM görüntüleri (x100, x500).....	53
Şekil 4.12. Yaşlandırma uygulanmayan kontrol grubuna ait XRD grafiği.....	56
Şekil 4.13. Kontrol+otoklav ile yaşlandırma grubuna ait XRD grafiği	56
Şekil 4.14. Yaşlandırma uygulanmayan Meisinger cila kiti uygulanan gruba ait XRD grafiği.....	57
Şekil 4.15. Meisinger cila kiti+yaşlandırma grubuna ait XRD grafiği	57
Şekil 4.16. Yaşlandırma uygulanmayan OptraFine cila kiti grubuna ait XRD grafiği ..	58
Şekil 4.17. OptraFine cila kit+yaşlandırma grubuna ait XRD grafiği	58

TABLÖLAR DİZİNİ

<u>Tablo No</u>	<u>Sayfa No</u>
Tablo 3.1. Monolitik zirkonyum bloğun özellikleri	27
Tablo 4.1. Yüzey pürüzlülük değerlerinin varyans analiz sonuçları	44
Tablo 4.2. Yüzey pürüzlülük verilerinin ortalama (R_a), standart sapma ve çoklu karşılaştırma testi sonuçları ($N=8$)	44
Tablo 4.3. Yüzey pürüzlülük değerlerinin bağımsız örneklem testi (Student t-testi) sonuçları.....	46
Tablo 4.4. Yüzey mikro sertlik değerlerinin varyans analiz sonuçları	46
Tablo 4.5. Yüzey mikro sertlik değerlerinin ortalama (HV), standart sapma ve çoklu karşılaştırma testi sonuçları ($N=8$)	47
Tablo 4.6. Yüzey mikro sertlik değerlerinin bağımsız örneklem testi (Student t-testi) sonuçları.....	48
Tablo 4.7. Faz dönüşüm değerlerinin varyans analizi	54
Tablo 4.8. Faz dönüşüm verilerinin ortalama ve standart sapma sonuçları	55
Tablo 4.9. Faz dönüşüm verilerinin bağımsız örneklem testi (Student t-testi) sonuçları	56
Tablo 4.10. Kırılma dayanımı değerlerinin varyans analiz sonuçları.....	59
Tablo 4.11. Kırılma dayanımı değerlerinin ortalama (MPa), standart sapma ve çoklu karşılaştırma testi sonuçları ($N=8$)	60
Tablo 4.12. Kırılma dayanımı değerlerinin bağımsız örneklem testi (Student t-testi) sonuçları.....	60

1.GİRİŞ

Teknolojideki gelişmelerle birlikte restoratif materyallerdeki ilerlemeler hastalarda estetik bilincinin artmasını, çok sayıda yeni ve değişik materyallerin üretilmesini ve farklı tedavi seçeneklerinin uygulanmasını sağlamıştır. Metal destekli seramiklerin özellikle optik özellikleri ve biyouyumluluğu konusundaki endişeler tam seramik restorasyonların geliştirilmesine ve yaygınlaşmasına yol açmıştır.¹

Estetik özelliklerinin iyi olması, okluzal streslere yeterli kırılma direnci göstermeleri, diş ile seramik arasındaki bağlanma, CAD-CAM ile hazırlanma yöntemlerinin kolaylaşması tam seramik restorasyonların kullanımını yaygınlaştırmıştır.² Tam seramiklerin gösterdikleri renk uyumluluğu, translusens ile floresans gibi değişik avantajlarına karşın kırılma yapısında olmaları araştırmacıları zirkonyumun alt yapı olarak kullanıldığı seramiklere yönlendirmiştir.³

Zirkonyum seramiklerin diş hekimliğine girmesiyle birlikte çok üyeli posterior sabit protezlerde de tam seramik sistemler kullanılmaya başlanılmıştır.³ Metal destekli seramiklerin tercihini azaltması, mekanik özelliklerinin iyi olması, anterior ve posteriorda uygulanabilmesi zirkonyum alt yapı tam seramik materyallerin diş hekimliğinde kullanımını arttırmıştır.⁴

Monolitik zirkonyum, veneer seramik kullanılmadan sadece zirkonyum seramikten oluşan restorasyon materyalidir. Zirkonyum içeriğine ilave edilen bazı maddeler ve ısı uygulaması ile translusens özelliği artırılmıştır.⁵ Veneer seramik içermeyen zirkonyum restorasyonlarda, veneer kısımda görülen “chipping” adı verilen parçalanmalar, adeziv ve koheziv kırılmalar azalmıştır.⁶

Ağızda farklı sıcaklıklar ile karşılaşan dental materyallerin özellikleri önemli şekilde etkilenir.⁷ Materyallerin *in-vivo* koşullarda değerlendirilmelerinin zaman alması ve zor olmasından dolayı yıllar sonraki durumlarını önceden öngörebilmek amacıyla laboratuvar koşullarında farklı yapay yaşlandırma yöntemleri uygulanabilmektedir.^{8,9}

Bu çalışmanın H0 hipotezi; monolitik zirkonyuma uygulanan yüzey parlatma sistemlerinin yüzey pürüzlülüğünü ve yüzey mikro sertliğini artırıp, faz dönüşüm oranını ve kırılma dayanımını azaltacağı, H1 hipotezi otoklavda yaşlandırma işleminin yüzey özelliklerini, faz dönüşüm oranını ve kırılma dayanımını etkilemeyeceği şeklinde oluşturulmuştur.

Çalışma, farklı yüzey parlatma sistemleri ile otoklavda yaşlandırma işleminin monolitik zirkonyumun yüzey özellikleri, faz dönüşümü ve kırılma dayanımı üzerine etkisini değerlendirmek amacıyla yapılmıştır.

2. GENEL BİLGİLER

2.1. Zirkonyum

Zirkonyum Arapçada altın rengi anlamına gelen zar ile gun sözcüklerinin birleşimiyle meydana gelmiştir.^{10,11} Zirkonyum kimyasal olarak aktif yapıda olup özelliklerini etkileyen N, O, H elementleriyle kolayca reaksiyon oluşturur. Doğada saf halde serbest metal şeklinde bulunmaz. Korozyon ve ısıya karşı dirençlidir ve çok farklı bileşik şeklinde görülür.¹² Bunlardan en önemlisi heksagonal kristal yapıda, griye yakın renkte¹³ olan zirkonyum dioksit (ZrO_2) bileşiğidir.¹⁴ Mekanik dayanıklılık, boyutsal ve kimyasal stabilite gibi özelliklerinin yanında paslanmaz çelik alaşımlarının elastik modülüne benzer bir elastik modüle sahip olması, zirkonyumu popüler hale getirmiştir.¹³

Zirkonyumun biyomedikal olarak uygulanmasıyla ilgili Ar-Ge çalışmalarına 1960'lı yıllarda başlanılmış, ilk araştırma 1969 yılında yayımlanmıştır.¹⁵ Zirkonyum biyomateryalinin, temel uygulama bölgesi olan kalça protezlerinde ilk kullanımını Christel ve ark.¹⁶ yapmışlardır. Uygulandıkları zamandan günümüze kadar gelişmiş kırılma dayanımı ve yüksek biyouyumluluk gösteren itriyum tetragonal zirkonyum polikristalleri (Y-TZP) ile ilgili araştırmalar artmıştır.¹⁷⁻²⁰ Y-TZP esaslı zirkonyum sistemlerinin 1990'ların başlarına kadar dental uygulamalarda kullanımları bulunmazken, günümüzde implant abutmentlarında, endodontik postlar ile sabit protetik restorasyonlarda tercih edilmektedirler.^{21,22}

Zirkonyum, 1170 °C' ye kadar olan sıcaklıkta monoklinik fazda, 1170 °C'den 2370 °C sıcaklığa kadar tetragonal fazda, 2370 °C'den 2680 °C sıcaklığa kadar kübik fazda bulunur.^{13,23}

Zirkonyumun elastik modülü 200 GPa, sertliği dental alaşımların yaklaşık 4-5 katı (1200 HV) kadardır.¹³ Yapılan *in-vitro* çalışmalar sonucunda zirkonyumun kırılma dayanımı (3 Nokta Bükme Testi) ortalama olarak 900-1200 MPa, kırılma pekliği 7-10 MPa m^{1/2} olarak bulunmuştur.^{13,24,25} Bu sonuçlar alümina esaslı seramiklerin iki katı kadardır.^{13,18} Zirkonyumun, posterior çok üyeli sabit protetik diş tedavilerinde alt yapı materyali olarak daha ince hazırlanabilmesi estetiğin ve fiziksel dayanıklılığın önemli olduğu protetik diş hekimliğinde avantajlı bir özelliktir.²⁶

2.2. Zirkonyumun Diş Hekimliğinde Kullanımı

İçeriğinde zirkonyum bulunan birçok seramik sistemi olmasına karşın; itriyum katyonlu zirkonyum polikristali (3Y-TZP), zirkonyum ile güçlendirilmiş alümina (ZTA) ve magnezyum katyonlu parsiyel stabilize zirkonyum (Mg-PSZ) olmak üzere üç tanesi diş hekimliğinde kullanılmaktadır.²⁶

2.2.1. İtريum Katyonlu Zirkonyum Polikristali

Diş hekimliğinde, itriyum katyonlu zirkonyum polikristali (3Y-TZP) 1990'lı yıllarda kullanıma girmiştir. Daha sonra kuron, köprü ve tam seramik restorasyonlarda alt yapı materyali olarak tercih edilmeye başlanılmıştır.^{27,28} Zirkonyum restorasyonlar, önceden sinterlenmiş blokların az miktarda işlenmesinden (soft machining) sonra yüksek ısıda sinterlenmesi ya da tamamıyla sinterlenmiş bloklardan sert bir şekilde hazırlanması (hard machining) ile üretilmektedirler.²⁶

Saf zirkonyuma stabilizör olarak %3 oranında Y₂O₃ ilave edilmesiyle 3Y-TZP oluşturulmuştur.¹³ 3Y-TZP'nin kırılma dayanımı 800-1000 MPa, kırılma

pekliği 6–8 MPa m^{1/2} olduğundan diğer tam seramik restorasyon materyallerinden daha iyi özelliklere sahiptir.²⁶

2.2.2. Magnezyum Katyonlu Parsiyel Stabilize Zirkonyum

Magnezyum katyonlu parsiyel stabilize zirkonyum (Mg-PSZ) ile ilgili çok fazla çalışma yapılmış olmasına karşın, porözite varlığı ve gren boyutunun büyük olması (30-60 µm) nedeniyle aşınma meydana getirdiğinden başarı gösterememiştir. Ticari olarak Mg-PSZ' nin bileşimininde %8-10 mol MgO bulunmaktadır.^{26,29}

2.2.3. Zirkonyum ile Güçlendirilmiş Alümina

Zirkonyum ile güçlendirilmiş alümina (ZTA)'ya örnek in-ceram zirkonyum verilebilir. 3Y-TZP ile karşılaştırıldığında; in-ceram zirkonyumun daha düşük mekanik özelliklere sahip olduğu belirlenmiştir.^{29,30}

2.3. Zirkonyum Blokların Üretimi

İtriyum içeren zirkonyum bloklar; sinterlenmemiş, pre-sinterize ve sinterize şeklinde üç gruba ayrılır.³¹

2.3.1. Sinterlenmemiş Zirkonyum Bloklar

Seramik tozlarının bağlayıcılarla ısı uygulanmadan preslenmesiyle elde edilen sinterlenmemiş (green stage) zirkonyum blokların, tebeşir kadar yumuşak olmalarından dolayı kuru ortamda tungsten karbid ve elmas frezlerle kolayca şekillendirilebilirler. Sinterleme sonrası sinterlenmemiş zirkonyum, yaklaşık %20-30 oranında büzülme göstererek dayanıklı ve yoğun bir şekle dönüşür. Meydana gelen hacimsel küçülmeyi karşılamak için normal ölçülerinden %20-25 oranda daha büyük olarak üretilirler.^{13,30-32}

2.3.2. Pre-Sinterize Zirkonyum Bloklar

Pre-sinterize zirkonyum bloklar, sinterlenmemiş blokların 500°C’de 30 dakika fırınlama işlemine tabi tutulması sonucu elde edilirler. Y-TZP tozu üretilirken blokları presleyebilmek için sinterizasyon sırasında elimine olacak şekilde bağlayıcı ajanlar ilave edilir.³³ Büyük hacimde hazırlanan alt yapının, aşındırma işleminden sonra fırında 1350 °C ile 1500 °C arasında basınçsız olarak sinterlenmesi sağlanır. Bu şekilde sinterlenmemiş zirkonyum yaklaşık %20 oranında hacimsel küçülme göstererek yoğun ve dayanıklı bir şekle dönüşür.^{13,30-}

32

2.3.3. Sinterize Zirkonyum Bloklar

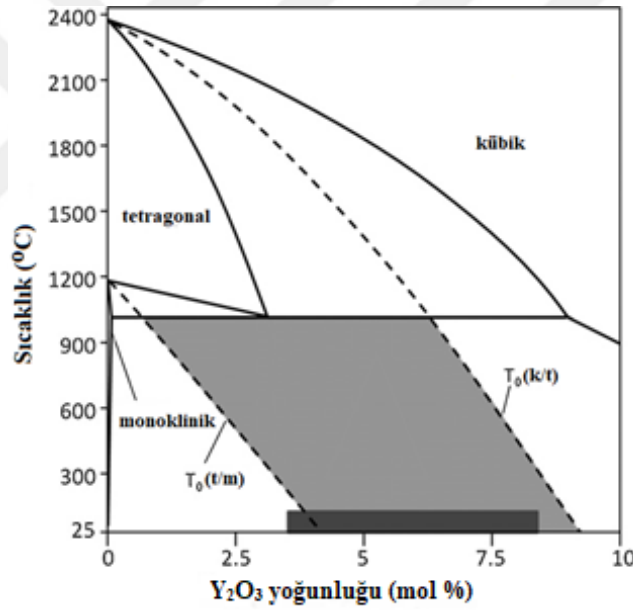
Tam sinterize blokların üretiminde materyal öncelikle yaklaşık olarak 1350°C’de sinterlenir, sonra partikül yoğunluğunu arttırabilmek için 1400-1500°C aralığındaki ısıda yüksek basınç altında izostatik ortamda ısıtılır. Bu işlem sonunda yapı grimsi siyah bir renge dönüşür, ardından beyaz bir renk oluşuncaya kadar açık havada ısıtılmaya devam edilir.³⁴

Tam sinterize zirkonyum bloklarda aşındırma işlemi uygulanmadan önce sinterleme işlemi tamamlandığı için hacimsel küçülme o sırada gerçekleşir. Bu nedenle alt yapılar gerçek boyutlarında hazırlanırlar. Materyal sert olduğu için aşındırma işlemi özel aşındırma cihazları ile uzun sürede yapılabilir.^{26,34} Tam sinterize zirkonyum oksit blokların şekillendirilmeleri zordur, ancak sinterleme sonucu meydana gelen hacimsel küçülmenin olmaması bu blokların avantajıdır.³⁵

2.4. Y-TZP' nin Mekanik Özelliklerini Etkileyen Faktörler

2.4.1. Stabilize Edici Oksidin Miktarı

Gren boyutunun büyümesi ve stabilize edici oksidin fazlaşması faz dönüşüm hızını arttıran faktörlerdir. Oksidin, ZrO_2 içinde homojen dağılım göstermesi önemlidir. Yapıya %2-3 oranında Y_2O_3 ilave edilerek en iyi mekanik özellik sağlanmaktadır. İtiryum oksit arttığında tetragonal fazın oranı azalmaktadır. Grenler büyüdüğünde kararlı yapı bozulur, sinterleme ısısı düşer ve yapı içerisindeki porözite oranı fazlaşır. Yapı içerisine %8 den fazla Y_2O_3 ilave edildiğinde faz değişimi durur ve materyal tamamen stabilize olur (Şekil 2.1).^{13,36}



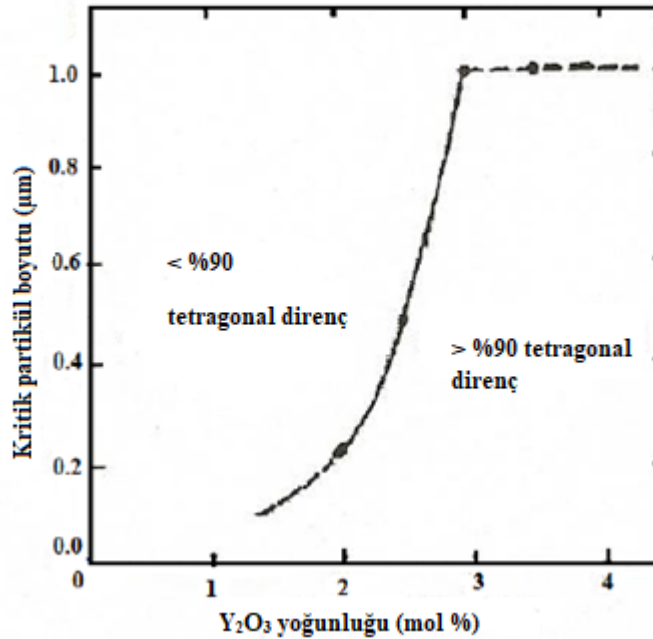
Şekil 2.1. Y_2O_3 yoğunluğu ile üretim sıcaklıklarının faz dönüşümüne etkisi³⁷

2.4.2. Tanecik Boyutu ve Şekli

Tanecik boyutu arttığında, Y-TZP'deki tetragonal faz kararsız hale dönüşür ve bozulmaya daha yatkın hale gelir.³⁸ Y-TZP içindeki taneciklerin homojen ve ince yapıda olması, zirkonyumun mekanik özellikleri üzerinde önemlidir.¹³ Tanecik boyutu 0.2 μm 'dan küçük olduğunda faz dönüşümü engellenir. Kırılma

sertliği azalır, tane boyutu artar ve spontan faz dönüşümü tetiklenir. Maksimum kırılma dayanımı değeri sağlayabilmek için, 0.3 µm gren hacmi ve %2 oranında Y_2O_3 gerekir. Y_2O_3 %3 oranında ilave edildiğinde gren büyüklüğü 1 µm' ye çıkar ve mekanik özellikleri düşer.³⁹

Mekanik özellikleri etkileyen faktörlerden biri de materyaldeki porözitedir.⁴⁰ Porözite oranı düşük olduğunda mekanik özellikler artar. Porözite miktarı ile çatlak ilerleyişi arasında doğru orantı bulunur.⁴¹ Porözite miktarı arttıkça, çatlak küçük taneciklerin arasından ilerler. Çatlağın ilerlemesi mekanik özelliklerin düşük olduğunu gösterir.⁴² Sinterleme ve şekillendirme gibi üretim parametreleri materyalin yoğunluğunu etkiler (Şekil 2.2).⁴⁰



Şekil 2.2. Y_2O_3 yoğunluğunun etkisi¹³

2.4.3. Sıcaklık ve Nem

Nem varlığı zirkonyumun yapısında yaşlanma meydana getirir.⁴³ Tetragonal stabilize ZrO_2 ' in nemli ortamda, 100-400 °C sıcaklıkta tetragonal

fazdan monoklinik faza deęişim yaptıęı bildirilmiřtir.^{39,44} Zaman içinde dūřuk sıcaklıkta meydana gelen t-m dōnūřūmū, Dūřuk Isı Bozunması (LTD) olarak isimlendirilir. Bu durum, ilerlemiř bir çatlaęın meydana getirdięi bōlgesel stresin, t-m dōnūřūmūnū bařlatmadıęı zaman oluřur.^{45,46} Uygulanan yūzey iřlemleri, zirkonyumun porōz yapısı, kullanılan katkı maddeleri dūřuk ısı bozulmasına sebep olabilir.⁴⁷ Faz dōnūřūmūne su molekūllerinin etkisi tam olarak aēıklanamamıř olsa da,³⁷ ZrO₂ yūzeylerinde H₂O'nun kimyasal olarak adsorbe olması, Zr-O-Zr kimyasal baęının bozularak Zr-OH baęının meydana gelmesi, taneciklerin sınırlarından difūzyon ile iē kısma OH⁻ ve/ veya O²⁻ girmesi, oksijen bořluklarının OH⁻ ve / veya O₂⁻ ile doldurulması ve tetragonal fazın dengesini bozan oksijen bořluklarının azaltılması gibi etkilerinin olduęu belirlenmiřtir.⁴⁸

2.4.4. Zaman

Seramiklerde, zamanla oluřan stresler bařarısızlıęa neden olabilir.⁴⁹ Seramięin camsı yapısı aēız iēerisinde tūkūrūkle reaksiyona girerek çatlak oluřumuna ve yapının bozulmasına sebep olur. Y-TZP' nin cam matriks iēermeyen polikristalin bir materyal olması faz dōnūřūm mekanizması ile çatlak oluřumunu engelleyerek yapısal dayanıklılık kazandırır. Dolayısıyla geleneksel seramiklerde gōrūlen materyal yorgunluęu yapısal farklılık nedeniyle Y-TZP iēeren seramiklerde rastlanmaz. Y-TZP iēeren seramiklerde zamana baęlı geliřen ve tetragonal fazın monoklinik faza dōnūřūmūnün kontrolsūz olarak artmasına baęlı olarak oluřan 'yařlanma' olayı meydana gelir.³⁹ Yařlanma zirkonyumun yarı kararlı yapısını kaybettirerek mekanik özelliklerinin bozulmasına sebep olur.³⁷

Y-TZP'nin yaşlanmasının aşamaları temel olarak aşağıdaki gibi ۆzetlenebilir:

1. En hassas sıcaklık 200-300 °C arasındadır.
2. Yaşlanma; dayanıklılık, dalga boyu ile yoğunlukta azalmaya, monoklinik faz miktarında ise artmaya neden olur.
3. Mekanik özellikleri değişen malzemenin mikro ve makro yapısında çatlaklar oluşur.
4. Yüzeyde başlayan t-m faz dönüşümü yapının merkezine doğru ilerler.
5. Tanecik boyutunun azalması ve/veya stabilize edici oksidin konsantrasyonunun artması faz dönüşüm miktarını azaltır.
6. Su veya buhar varlığında t-m dönüşümü tetiklenir.¹³

Y-TZP'nin yapısındaki itriyum yoğunluğunda oluşan değişim ve uygulanan ısı materyalin içeriğindeki tetragonal faz miktarını belirler. Ağız ortamındaki sıvı ve neme karşı dayanıklılık sağlayabilmesi için zirkonyumun içeriğindeki monoklinik faz miktarının en az %10 olması gerekir.⁴³

2.5. Bilgisayar Destekli Tasarım/Bilgisayar Destekli Üretim Sistemleri

CAD/CAM sistemleri diş hekimliğinde 1980'li yıllarda kullanılmaya başlanılmıştır. CAD/CAM sistemlerinde, restorasyonların yüksek kalitede ve daha az maliyetle üretilmesi amaçlanmaktadır. CAD/CAM sistemleri; veri elde edilmesi, restorasyon tasarımı (CAD) ve restorasyon üretimi (CAM) olmak üzere üç kısımdan oluşur.⁵⁰

2.5.1. Bilgisayar Destekli Tasarım/Bilgisayar Destekli Üretim Sistemlerinde Zirkonyum Esaslı Seramiklerin Kullanımı

CAD/CAM sistemlerinde; alüminyum oksit seramikler, cam infiltre alüminyum oksit seramikler, zirkonyum oksit seramikler, silikat seramikler, titanyum bloklar, kıymetli ve kıymetsiz metal alaşımdan oluşan bloklar çeşitli büyüklük ve şekildeki karbid, elmas frez ve diskler ile aşındırılarak restorasyonlar üretilir. Sinterlenmemiş zirkonyum bloklara kuru karbid frezlerle, pre-sinterize olanlara soğutma sıvısı altında karbid frezlerle, sinterize bloklara soğutma sıvısı altında elmas frezlerle aşındırma işlemi yapılır. Sinterlenmemiş ve pre-sinterize bloklar sinterleme sırasında oluşacak hacimsel küçülmeyi karşılamak için %20-25 daha büyük üretilir.^{51,52} Bu blokların aşındırması, sinterlenmiş bloklara göre daha hızlı bir şekilde yapılabilir. CAD/CAM teknolojisindeki gelişmeler ile zirkonyum blokların düşük porözite ve artık streslerinin az olması, ayrıca homojen yapıları ve mekanik özellikleri CAD/CAM ile şekillendirilmelerinin önerilmesini sağlamıştır.⁵³

2.6. Monolitik Zirkonyum

Monolitik, Yunanca mono (tek) ve lithos (taş) kelimelerinden oluşmuş olup, tümüyle düzenli yapı gösteren tek bir parça anlamındadır. Zirkonyum, opak beyaz renkte olduğu için genellikle porselenlerle veneerlenerek alt yapı materyali olarak kullanılır.⁶ Koheziv kırılmaların (chipping) önüne geçmek için; CAD/CAM yöntemi ile üretilen veneer kısmın zirkonyum alt yapıya sinterlenmesi (CAD-on technique),⁵⁴ üstyapı porseleninin basınç ile zirkonyum alt yapıya tatbiki (press-on technique)⁵⁵ ve press-on tekniğine tabakalama yöntemi uygulanması (double veneering technique) gibi değişik yöntemler geliştirilmiştir.⁵⁶ Bu teknikler ile de

koheziv başarısızlık tam olarak engellenememiştir. Chipping problemi ortadan kaldırıldığı için, günümüzde monolitik zirkonyum restorasyonlara olan ilgi artmıştır.⁵⁷ Yapısındaki nanopartiküllerden dolayı alümina içeriğinin %0.1'e kadar indirilmesi ve porözite içermemesi nedeniyle ışık geçirgenliğini arttırmıştır. Renklendirilebilmeleri nedeniyle estetik özelliklerini iyidir. Monolitik zirkonyum (MZ) bloklar, CAD/CAM sistemleriyle alt yapı materyali olarak kullanılabilecekleri gibi, üst yapı porseleni olmadan tek parça olarak da kullanılabilirler.⁶

Son yıllarda yeni materyal olarak üretilen monolitik zirkonyum restorasyonlarla ilgili *in-vitro* araştırmalar yapılmaktadır.^{6,57-60}

2.6.1. Monolitik Zirkonyum Kullanımının Avantajları

İnterokluzal mesafenin yetersiz olduğu vakalarda, restorasyonlar 0.3-0.5 mm' ye kadar ince hazırlanabilirler.⁶ Monolitik blokların biyouyumluluğu fazladır ve yapılarında gözenek bulunmaz.⁵⁹ Bu nedenle, antagonist dişlerde aşınmaya neden olmazlar. Srietchdanond ve Leevailoj⁶⁰ yaptıkları çalışma sonucunda MZ kuronların antagonist dişlerde minimum miktarda aşındırma oluşturduğunu ve aşındırmanın zirkonyum alt yapıli seramik kuronlara göre anlamlı şekilde az olduğunu belirlemişlerdir. Batson ve ark.⁵⁹ MZ kuronların kenar uyumlarını, ABD sağlık servisi kurallarına göre yeterli bulmuşlardır.

2.6.2. Monolitik Zirkonyum Kullanımının Dezavantajları

Monolitik zirkonyum restorasyonların maliyetleri yüksektir. Ağızda uyumlama işlemleri veneer porselenine göre daha karmaşıktır. Renklendirilebilmelerine karşın tabakalama ile hazırlanmış bir veneer porselenine

göre diş benzeri görünümün elde edilebilmesi zor olup tamir edilmeleri de mümkün olmayabilir.⁶¹

2.7. Materyal Yüzeyine Uygulanan İşlemler

2.7.1. Plazma Sprey Yöntemi

Plazmalar, elektronik olarak uyarılmış atomlar, moleküller ve serbest radikaller gibi reaktif parçacıklardan oluşan kısmen iyonize gazlardır.^{62,63} Plazma spre y yöntemi yüzey adezyonunu arttıran yeni bir tekniktir. Kimyasal olarak aktif parçacıklar içeren plazmalar, materyallerin yüzey enerjisini arttırıp, yüzey kimyasını optimize ederek yüzey özelliklerini etkilerler.⁶⁴ Aktif peroksit radikallerinin ve Y-TZP gibi inaktif materyallerin yüzeyine uygulanan plazma gazı, CO ve COH gibi fonksiyonel gruplar oluşturur.⁶⁵

2.7.2. Lazerle Pürüzlendirme

Lazer uygulaması, ışık enerjisini ısı enerjisine dönüştürerek etki eder ve madde tarafından bu enerjinin emilmesiyle oluşur. Yüksek buhar basıncı mikro patlamalarla madde kayıpları oluşturarak, krater ve porların ortaya çıkmasını sağlar. Bu da mikro mekanik retansiyonu geliştirir.⁶⁶

2.7.3. Kumlama

Bu yöntemde oksitler ve debris porselen yüzeyinden uzaklaştırıldığından materyalin yüzey enerjisi dolayısıyla seramikle rezin arasındaki bağlanma dayanımı artar. Yapılan araştırmalarda genellikle 50 µm veya 110 µm büyüklüğündeki Al₂O₃, kumları farklı basınç ve uzaklık parametreleri ile kullanılmıştır.^{67,68} Kum partiküllerinin büyüklüğü, kumlama basıncı ve süresi gibi değişkenler kumlamanın etkinliğinde önemlidir.⁶⁹ Zirkonyumda kumlama işlemi;

mikro çatlaklar oluşturarak kırılma dayanımını düşürme⁷⁰ ve faz dönüşümüne bağlı olarak sıkıştırma kuvvetlerinin ortaya çıkmasıyla çatlak yayılımını engelleyip kırılma dayanımını arttırma gibi uygulanan parametrelere bağlı olarak iki farklı sonuca sebep olur.⁷¹

2.7.4. Selektif İnfiltrate Asitleme

Pürüzsüz olan zirkonyumun yüzeyinde bulunan grenlerin arasını ısı ile indüklenen selektif infiltrate asitleme (SIE) yöntemi kullanılarak genişletme ile ilgili araştırmalar yapılmış, bu işlemten sonra grenler arasındaki boşlukların ince bir tabaka cam infiltrasyonu ile yeniden dolduğu belirlenmiştir.⁷²

2.7.5. Döner Aletlerle Aşındırma

Bu yöntemde, elmas gibi sert parçacıklar kullanılarak seramik yüzeyi aşındırılır.⁷³ Frezle aşındırma işlemi, seramiklerin yüzey enerjisini, yüzey özelliklerini ve yüzey pürüzlülük değerini değiştirmektedir.⁷⁴ İşlem sonrasında elde edilen yüzey pürüzlülük miktarını; kullanılan frezlerin gren büyüklüğü, uygulama hızı ve süresi gibi değişkenler etkiler.⁷⁵ Zirkonyum seramiklerde kullanılan bu teknik, materyalin yüzeyinde fazla stres oluşturarak faz dönüşümüne (tetragonal→monoklinik) neden olur. Buna bağlı olarak bükülme dayanımı düşer.⁷⁶ Aşındırma işleminin zirkonyum seramiklerin kırılma dayanımına etkisi ise tartışmalı bir konudur. Bölgesel olarak gelişen ısıya bağlı t-m dönüşümü gerçekleşir, dönüşmüş zirkonyumun hacim yüzdesi ise materyalin stabilitesine bağlıdır.^{24,45,71}

İşlemin uygulandığı seramiğin mikro yapısına bağlı olarak değişmekle birlikte, frezle pürüzlendirme çatlğa veya mevcut çatlakların yayılmasına neden olabilir.^{77,78}

2.7.6. Tribokimyasal Silika Kaplama

Seramiklerin yüzeyine uygulanan başka bir işlem tribokimyasal silika kaplamadır.^{79,80} Bu işlem özel aletler kullanılarak çeşitli sistemler aracılığıyla yapılır. İşlem, porselen yüzeylerinin camsı özellikte, ince bir silikat tabakasıyla kaplanmasına dayanır.⁸¹ Kumlama işlemi sırasında silika parçacıkları, çarpmanın etkisiyle uygulanan yüzeyden 15 µm derinliğe kadar gömülebilmektedir. Yüzey silika ile modifiye olarak, silanla kimyasal bağ kuracak şekle dönüşür.⁸² Yaygın olarak kullanılan iki sistem Rocatec (3M ESPE, Seefeld, Almanya) ve CoJet (3M ESPE, Seefeld, Almanya)'tir.⁸³ Rocatec, laboratuvarlarda kullanım için tasarlanmıştır. CoJet ise, metal-seramik ve tam seramik materyallerin kırıklarının kompozit rezinle direkt tamiri gibi klinik kullanımlar için tasarlanmıştır.⁸⁴

2.8. Dental Seramiklerde Yüzey Bitirme ve Parlatma İşlemleri

Restoratif materyalin pürüzlü yüzeyden daha düz bir yüzeye dönüştürülmesi için yapılan işleme yüzey bitirme,⁸⁵ yüzey bitirme işlemleri sonucu oluşan çizik ve pürüzlülüklerin azaltılmasına ise parlatma denir. Bu iki işlem birbirine bağlı olup, düzgün bir yüzey oluşturmak için ikisinin de uygulanması gerekir.⁸⁶

2.8.1. Bitirme ve Parlatma İşlemlerine Etki Eden Faktörler

Aşındırıcının sertliği, partikül büyüklüğü ve partikül şekli gibi özellikler bitirme ve parlatma işlemlerine etki eder. Etkin bir işlem yapılabilmesi için kullanılan aşındırıcı ile materyalinin sertliği arasındaki fark fazla olmalıdır. Materyallerin aşınmaya karşı direnci; Knoop ve Brinell, çizilmeye karşı direnci ise Mohs sertlik derecesine bakılarak belirlenir.^{87,88}

Partikülleri büyük olan aşındırıcılarla daha hızlı ve etkili bir aşındırma yapılabilir. Yuvarlak partiküller keskin kenarlı olanlara oranla daha yavaş aşındırma ve yüzeysel çizikler oluşturur. Hızlı yapılan aşındırmayla, yüzeyde çizik ve materyalde ısı oluşumu arttırılırken daha etkili bir işlem sağlanır. Yüzeyde oluşan ısıyı azaltabilmek için yıkama işlemi ile etkili aşındırma ve cilalama işlemi yapılabilmektedir. Yüzeyde çizik ve çöküntü oluşumunu engelleyebilmek için doğru basınç ve kuvvetin uygulanması gerekir. Uygulanan kuvvet genellikle parmak basıncı olan 10 N'dur.^{87,88}

2.8.2. Bitirme ve Parlatma İşlemlerinin Safhaları

Sırasıyla kaba düzeltme-konturlama, ara bitirme ve daha sonra son parlatma işlemleri uygulanmalıdır.⁸

Kaba düzeltme-konturlama: 100 µm ya da daha büyük partikül içeren elmas yivli bitirme frezleri gibi aşındırıcılar kullanılarak restorasyondaki büyük yüzey düzensizliklerinin giderilmesiyle yapılır.^{87,88}

Ara bitirme: Buradaki amaç, konturlama işleminin oluşturmuş olduğu çizik ve yüzey kusurlarının giderilerek restorasyonun son şekli ve konturunun verilmesidir. Pürüzlü yüzeyden pürüzsüzlüğe ilk geçiş aşamasıdır.^{7,89} Bu aşamada aşındırıcılar 20-100 µm gren büyüklükleri arasında olmalıdır.⁸

Son parlatma: Yüzey parlayıncaya kadar çiziklerin eşit bir şekilde azaltılması amaçlanır.⁸⁹ Bu aşamada yüzeyin parlatılması için 0.3-20 µm büyüklüğünde parlatma patları uygulanır.^{8,89}

2.8.3. Bitirme ve Parlatma İşlemlerinde Kullanılan Materyaller

Dental frezler: Elmas veya tungsten karbit frezler kullanılır. Tungsten karbit frezler ile düşük devirde çalışılır, aşındırıcı özellikleri diğer frezlerden az olduğu için dişeti dokularına daha az zarar verirler.⁹⁰ Elmas frezler ise 12, 20 ve 40 µm partikül büyüklüğüne sahip elmas parçaları içerirler, kompozit, porselen ve mine yüzeylerinin bitiminde ve cilalanmasında kullanılırlar. Elmas frezler yüksek ve düşük devirde, basınç uygulamadan, su soğutmalı bir şekilde tatbik edilmelidirler.^{88,91,92}

Dental taşlar: Aşındırıcı partiküller birbirlerine sinterlenerek veya organik rezin ile yapıştırılarak, kaba, orta ve ince olarak üç farklı boyutta üretilirler. Gren boyutlarına bağlı olarak farklı oranlarda aşındırma yapılır. İçerdikleri materyale göre taşların rengi farklılık gösterir. Örneğin; alüminyum oksit içeren taşlar beyaz renkte, silikon karbit içeren taşlar ise yeşil renktedir. Elmas frezlerden daha az aşındırıcı olup porselen, kompozit ve mine yüzeylerinin bitim ile cilalanmasında kullanılırlar.^{88,91,92}

Dental lastikler: Lastikler, elastomerik matriks içerisinde silikon karbit, elmas, zirkonyum oksit, silikon dioksit ve alüminyum oksit içeren aşındırıcı materyallerdir. Partikül boyutlarına göre, sırasıyla büyükten küçüğe doğru uygulanırlar, restorasyon yüzeyinde az miktarda aşındırma yaparlar, yüzey pürüzlülüğünü ve düzensizliğini yok ederler. Piyasada sivri uçlu, tekerlek ve bardak gibi çeşitli şekillerde bulunurlar, döner aletlerle düşük turda uygulama yapılır.^{88,91,93}

Dental disk ve bantlar: Aşındırıcı partiküllerin ince disk ve bantlara yapıştırılması ile üretilmişlerdir. Kullanılan aşındırıcı partiküller genellikle garnet

(grena), kuartz ve alüminyum oksittir. Restorasyonların kaba bitimi, şekillendirilmesi ve parlatılması amacıyla uygulanırlar. Aşındırıcı tabakaları hızlı aşındığından, klinik kullanım süresi kısadır.^{88,90-92}

Aşındırıcı emdirilmiş fırçalar ve keçeler: Fırçalar, kompozit ve seramik yüzeylere cilalama yapılırken ulaşamayan bölgelere ulaşmak amacıyla üretilmişlerdir. Polimer kıllarla bardak veya sivri uçlu gibi farklı şekillerde bulunurlar.⁹³

Aşındırıcı cila patları: Bu patlar içeriğinde çok ince elmas parçacıkları ve alüminyum oksit bulundurlar. Genellikle gliserin esaslıdır. Elmas cila partiküllerinin boyutu alüminyum oksit partiküllerinden daha büyüktür. Susuz kullanıldıklarında daha fazla aşındırma yaparlar.^{90,91}

2.9. Dental Seramiklerde Glaze İşlemi

Glaze (glazürleme), “porselen yüzeyinin son fırınlama ile camsı yapısının ve poröz olmayan yüzeyinin elde edilmesi” şeklinde tanımlanmıştır.⁹⁴ Materyallerin dayanıklılığını arttırdığı için klinikte porselen uyumlama işleminden sonra son bir aşama olarak glaze işleminin tekrar uygulanması tavsiye edilmektedir. Glaze işlemi iki farklı yöntem ile yapılır.^{45,95-98}

2.9.1. Overglaze Tekniği

Overglaze (Applied glaze) tekniği, materyal yüzeyine glaze tozu ve likit uygulanarak düşük ısıda vitrifiye olmasını sağlayan ve erime ısını düşüren cam materyalin ilave edildiği bir işlemdir.⁹⁴ Genellikle düşük ısı porselenine, fırınlama ısısından 20-60 °C daha düşük ısı uygulanarak yapılır. Overglaze işlemi ile uygun renklendirme yapılarak mükemmel bir estetik elde edilir.⁹⁴

2.9.2. Natural Glaze Tekniği

Natural glaze (self glaze, otaglaze) tekniği, materyal yüzeyinde eritici veya herhangi bir gaz etkisi olmadan, son fırınlama ısısında bir miktar daha tutularak, camlaştırılma ile oluşturulan bir işlemidir. Dental porselenin tüm bileşenleri tek bir cam faz olacak şekilde eritildiğinde porselen kolay bir şekilde glaze olur.⁹⁹ Porselenin cam grenleri aynı ısıda eriyeceğinden, porselenin olgunlaşma süresini uzatarak kendi kendine parlatma sağlanır. Bu teknikte, restorasyona orijinal fırınlama ısısına eşit veya daha yüksek ısıda fırınlama işlemi uygulanır. Fırınlama işlemi süresince porselen yüzeyindeki boşluklar ve düzensiz alanlar yüzeyin hafif  erimesi ile kapanır. Bu şekilde glazeli bir yüzey sağlanır. Porselene çok yüksek ısı uygulanırsa ya da natural glaze ısısına uzun süre tabi tutulursa yığılabılır, doğal konturunu kaybeder rekristalizasyon oluşarak opaklaşır (devitrifikasyon). Ayrıca birden fazla yerde tebeşirimsi beyaz görüntüler meydana gelir. Birçok porselen çeşitinde ideal fırınlama ısısında iki dakika bekletildiğinde genellikle istenilen glaze işlemi elde edilir.¹⁰⁰

2.10. Yapay Yaşlandırma

Ağız içerisinde kullanılan dental materyaller, nefes alma, yemek, içmek gibi fizyolojik fonksiyonlar sırasında tekrarlayan ısı ve pH değişimi gibi faktörlerle karşı karşıya kalırlar.^{101,102} Termal etkiler materyallerde hacimsel büzülme ve genleşmeye neden olarak, boşluk ve mikrosızıntıyı arttıırırlar.¹⁰³ Dental materyallerle ilgili deneylerin *in-vivo* şartlarda yapılmasının zaman alması ve zor olması nedeniyle, etkinliklerini değerlendirebilmek ve uzun dönemdeki durumlarını önceden öngörebilmek için laboratuvar şartlarında; termal siklus

uygulaması, eskitme cihazında bekletme, suda bekletme, buharlı otoklav ve yük uygulaması gibi yapay yaşlandırma yöntemleri kullanılmaktadır.^{104,105}

2.10.1. Hızlandırılmış Yapay Yaşlandırma

Bu yöntemde çevre şartlarını taklit etmek amacıyla uzun süre sıcaklık, ultraviyole ışık ve nemli ortam değişimleri uygulanarak materyallerin renk ve dayanıklılıkları tespit edilir.^{106,107}

2.10.2. Termal Siklus Yöntemi

Termal siklus yönteminde, örneklerin sırasıyla soğuk ve sıcak suya daldırılmasına “devir”, bu sırada geçen toplam süreye de “devir süresi” denilir. Devir sayısı 500-50.000 arasında değişir.¹⁰⁸ 5 °C ve 55 °C sıcaklıktaki su banyolarına sırasıyla daldırılarak uygulanan 10000 termal siklus, yaklaşık 1 yıllık *in-vivo* yaşlanmaya eş değer gelmektedir.¹⁰²

Zamana veya yaşlanmaya bağlı gelişen monoklinik faz oranı, yaşlanma ortamından; yani basınç, sıcaklık ve maruz kalma zamanından etkilenir.¹⁰⁹ Y-TZP’ nin yaşlanma davranışını belirlerken zaman kazanmak açısından, basınç altında hızlandırılmış yaşlandırma işleminin uygulanması gerekir.¹¹⁰ Genel bir fikir birliği, bir saat otoklavda uygulanan yaşlandırma işleminin *in-vivo* olarak üç ile dört yıla eşdeğer olduğu; dolayısıyla beş saatlik hızlandırılmış yapay yaşlandırmanın ise 15 yıldan uzun bir süreye karşılık geldiği varsayılmaktadır.^{111,112}

International Organization For Standardization (ISO) 13356’ da beş saat süresince 134 °C ve 2 bar basınç altında hızlandırılmış yapay yaşlandırma yapılması önerilmektedir.¹⁰⁹ ISO 13356’ya göre zirkonyumun biyomedikal uygulamalarda kullanabilmek için, 134 °C ve 2 bar basınç altında beş saatlik

yaşlandırma prosedürünün ardından monoklinik faz içeriğinin %25'ten az olması gerekmektedir.¹¹⁰

2.10.3. Otoklavda Yaşlandırma Yöntemi

Örnekler cam kaplara konulduktan sonra 134°C'de 200 kPa'lık bir basınç altında otoklava yerleştirilip farklı sürelerde tutularak *in-vivo* yaşlandırma sağlanır.³⁷

Deville ve ark.,¹¹² 0.2 MPa basınç altında 134°C'de 1 saatlik otoklavda yaşlandırma işleminin *in-vivo* üç ile dört yıllık yaşlanmaya, iki saatlik yaşlandırma işleminin altı yıla eşdeğer olduğunu bildirmişlerdir.

2.11. Materyallerin Yüzey Özelliklerinin İncelenmesi

2.11.1. Yüzey Pürüzlülüğünün Değerlendirilmesi

Materyallerin yüzeyinde moleküler düzeyde oluşan girinti ve çıkıntı şeklindeki düzensizliklere “yüzey pürüzlülüğü” denilir.¹¹³ Yüzeyi tarayan sensörün tarama boyunca yüzeyle temas ettiği bir “mekanik profilometre” ile veya yüzeyi tarayan sensörün tarama boyunca yüzeyle herhangi bir temasının olmadığı “optik profilometre” ile yüzey pürüzlülüğü ölçümü yapılabilir.⁹⁹

Mekanik profilometrede veriler, beş µm yarı çapta elmas sivri bir ucun örnek yüzeyindeki girinti ve çıkıntılar üzerinden ilerleyerek, yüzey profilinin iki boyutlu olarak ölçülmesiyle elde edilir. Optik profilometrede ise; optik ışınlar ile örnek yüzeyi taranarak yüzey özelliklerinin üç boyutlu olarak aktarılabilirdiği, yüzey morfolojisi hakkında bilgi sahibi olunmasını sağlayan veriler elde edilir.¹¹⁴ Yüzeylerin profilometrik analizinde en çok “Ra” parametresi kullanılır. Bu parametre yüzeyin ortalama pürüzlülük değeri olarak belirlenir.^{9,115}

2.11.2. Yüzey Mikro Sertliğinin Değerlendirilmesi

Materyallerin yüzey mikro sertliği, materyalin mekanik özellikleri ile doğrudan ilgilidir.¹¹⁶ Yüzey mikro sertlik testleri, Amerikan Dış Hekimleri Birliği (ADA) ve ISO tarafından önerilen standartlara göre uygulanır.¹¹⁷

Yüzey mikro sertliği; deforme olmayan ve standart bir ucun batırılmasına karşı materyalin göstermiş olduğu dirençtir.^{118,119} Belirli bir zaman aralığında ve belirli bir yük uygulanarak, materyale batırılan piramit, bilye veya koni biçimindeki uçların materyal üzerinde bıraktığı kalıcı izin boyutlarının ölçülmesi ile mikro sertlik değeri tespit edilir.¹²⁰ Temel olarak çok küçük numunelerin ve ince materyallerin mikro sertliklerinin ölçülmesine “Vickers” ve “Knoop” mikro sertlik ölçüm yöntemleri uygundur. Bu aygıtlar iz oluşturmaya yarayan uçlarının şekillerinin farklı olmasıyla birbirinden ayrılırlar.¹²¹

Vickers mikro sertlik ölçüm yöntemi: Vickers, mikro sertlik testi 1925 yılında İngiltere’de geliştirilmiştir.¹²¹ Bu test piramit şekilli elmas uçların, belirli bir yükü materyalin yüzeyine uygulanması sonucu yük kaldırıldıktan sonra materyal yüzeyinde oluşan izin köşegenlerinin, cihazın içerisinde bulunan bir mikroskop yardımı ile ölçülmesiyle yapılır. Mikroskop üzerinde bulunan iki paralel çizgi, yüzeyde oluşan piramidin köşelerine denk gelecek şekilde düzenlenir. Mikroskopta sağ-sol ve alt-üst köşe noktalarının ölçümleri ayrı ayrı yapılır, cihaz tarafından elde edilen değerlerin ortalaması alınarak “Vickers yüzey mikro sertlik değeri (VHN)” belirlenir.^{116,121,122} Elde edilen iz alanı küçüldükçe Vickers mikro sertlik değeri artar. Vickers mikro sertlik değerinin yüksekliği materyalin daha sert olduğunu gösterir.^{116,121}

Mikro sertlik ölçüm testi sırasında kullanılan elmas uç zamanla bozulmadığı için elde edilen veriler doğru ve güvenilir sonuçlardır. Ayrıca kuvvet uygulandığında, test uygulanan materyalin hareket etmemesini ve kaymamasını sağlamak için materyalin alt ve üst yüzeylerinin düz olarak hazırlanması son derece önemlidir.¹²³

2.11.3. Atomik Kuvvet Mikroskobu Analizi

Atomik kuvvet mikroskobu yüzey analizi yapmak için kullanılan bir alettir.¹²⁴ AFM cihazında, materyal yüzeyini çok hassas bir iğnenin taraması ile atomlar arası kuvvetler nanonewton olarak ölçülür. Piezoelektrik güç vericileri ile ölçüm yapan ucun uzaysal pozisyonu ayarlanarak yüzey özellikleri büyük bir doğrulukla elde edilir. Bu şekilde örneğin bilgisayara aktarılan yüzey verileri, yazılım aracılığıyla toplanarak numunenin görüntüsü veya iğne ile numune arası etkileşimler tespit edilir.¹²⁵ X, Y ve Z eksenlerinde ölçüm yapabilen AFM cihazı; kontrol ünitesi, piezoelektrik tüp, bilgisayar ünitesi ve needle sensör olmak üzere temel olarak dört kısımdan oluşur.¹²⁶ AFM cihazı hem obje yüzeyinin üç boyutlu görüntüsünü oluşturur, hem de yüzey pürüzlülüğü değerlerini rakamsal olarak verir. Fakat diğer yöntemlerle kıyaslandığında tarama yapılacak alan çok kısıtlı olduğu halde tekrarlanan ölçümlerde yeniden aynı bölgeyi bulmak oldukça zordur.¹²⁷⁻¹²⁹ AFM'nin çalışma prensibine bakıldığında; materyal yüzeyinden tarayıcı proba kütle çekimi ile bir kuvvet uygulanır ve bu kuvvet ucu taşıyan desteğin kırılmasına neden olur. Materyal yüzeyi ile cihazın tarayıcı ucu arasında oluşan etkileşimli kuvvet ise destekteki eğim ölçülerek saptanır.^{130,131}

2.11.4. Taramalı Elektron Mikroskobu Analizi

Taramalı Elektron Mikroskobunda görüntü oluşabilmesi için örneğe iletilen elektron demetinin geri yansıması sonucu sinyallerin algılanması gerekir. SEM analizi görüntülerde iyi bir alan derinliği sunar.¹³² Elektron ışınları örneğin yüzeyini tarar ve oluşan sinyaller görüntü olarak kaydedilir. Böylece örneğin yüzey morfolojisi incelenir.¹³³ SEM analizinde yaşlanmanın etkisi ile yüzeyde oluşan değişiklikler ve grenlerdeki ayrışmalar gözlemlenebilir.⁴³

SEM işleminde tarama öncesi numunelerin belli kurallar içerisinde hazırlanması gerekir. İlk olarak numune olarak kullanılacak materyaller kakodilat tamponunda sabitlenir. Daha sonra etanol içerisinde dehidratasyon işlemi uygulanır ve kimyasal kurutma yapılır. Ardından numuneler altın kaplama cihazı ile ince altın tabakasıyla kaplanır.¹³⁴ Numunelere artan miktarlarda elektron demetleri gönderilerek tarama işlemi yapılır. Yüzeye çarpan elektronlar sekonder yayılım gösterirler. Yayılan elektronlar özel dedektörler aracılığıyla yakalanır ve sekonder elektronlar elektrik akımına dönüşür. Elektriksel sinyal katot tüpüne iletilerek görüntü bilgisayar ekranında kaydedilir.¹³⁵

2.11.5. X Işınlari Kırınım Analizi

Materyallerin kristal ve kimyasal yapısı, atomlarının geometrik sırası ve atomlar arası mesafe gibi bilgiler XRD analiziyle elde edilebilir.¹³⁶ Bu yöntem, kimyasal analizlerde kalite ve miktarın, fiziksel etkilerde materyalin yapısında oluşan değişikliklerin belirlenmesi, ayrıca yeni materyallerin geliştirilmesi amacıyla uygulanır.¹³⁷

İncelenen örnek tek bir maddeden veya farklı maddelerden meydana geliyorsa, bileşenlerinden birine ait difraksiyon şekli elde edilebilir. XRD ile

bileşenleri bilinmeyen bir örneğin nitelik ve bileşenlerinin miktar analizleri yapılabilir.¹³⁸

XRD ile zirkonyumun transformasyon kinetiği tahribat oluşturmada nicel olarak değerlendirilebilir. Uygulanan X ışını birkaç mm genişliğinde olup genellikle örnek yüzeyinin bir kısmı değerlendirilebilir.¹¹² Kristal yapıdaki örnek üzerine dalga boyları düşük, yüksek enerjili olan X ışınları gönderildiğinde materyaldeki atom veya iyonlardaki elektronlar tarafından kırılarak farklı yönlere dağılırlar.¹³⁷

2.12. Tam Seramiklerin Kırılma Dayanımını Tespit Etmek Amacıyla Kullanılan Testler

Ağız ortamında restoratif amaçla kullanılacak her materyalin yeterli dayanıklılıkta ve mekanik özelliklerde olması gerekir. Dayanıklılık, materyalin kırıldığında görülen en yüksek stres değeri olup dental seramikler gibi kırılğan materyallerin ömrünü belirleyen en önemli mekanik özelliklerden biridir.^{139,140} Alt yapı seramiklerinin dayanıklılıklarını değerlendirebilmek amacıyla farklı laboratuvar yöntemleri uygulanır.²⁴ İncelenen materyalin dayanıklılık değerlerini; kullanılan materyalin cinsi, kalınlığı, elastikiyet katsayısı, saklama ile yükleme koşulları, ısı döngü ve örnek geometrisi gibi test parametreleri etkiler.¹⁴¹ Materyalin klinik ömrü dayanıklılığı ile doğrudan ilgilidir. Materyallerin gerilim streslerine farklı testler kullanılarak bakılabilir. Örnekler üzerinde oluşan gerilmenin tipine göre kullanılan test yöntemleri; kırılma, burkulma, makaslama, sıkışma ve gerilim olarak sayılabilir.¹⁴²

Yapılarında oluşan çatlakların etrafındaki gerilim stresleri karşısında deformasyona eğilimli materyaller olan seramiklerin mekanik özelliklerini

değerlendirmek için kırılma dayanımlarının ölçülmesi gerekir.¹⁴³ Kırılma dayanımı, kırılma ile ilgili mekanik bir özelliktir. Kırılma dayanımı yüksek olan materyaller, kullanım sırasında kırılmaya karşı daha az hassasiyet gösterirler.¹⁴⁴ Seramik materyallerin direncini değerlendirmede tek eksenli ve iki eksenli testler kullanılır. Materyallerin fonksiyon sırasında çok yönlü aksiyal kuvvetlere maruz kalmaları sebebiyle iki eksenli kırılma testleriyle dayanımları daha etkin bir şekilde değerlendirilebilir.^{140,145}

2.12.1. Tek Eksenli (Uniaksiyal) Testler

Kırılğan olan materyallerin çeşitli uçlar arasında sabitlenerek statik yükleme altında dayanımının değerlendirilmesidir.¹⁴⁶

2.12.2. İki Eksenli (Biaksiyal) Testler

İki eksenli kırılma dayanım testi, diğer bilim dallarındaki materyallerin araştırıldığı bilimsel çalışmalarda olduğu gibi diş hekimliği pratiğinde kullanılan materyaller üzerinde yapılan araştırmalar için de önemlidir.¹⁴⁷ Tek eksenli dayanım testleriyle karşılaştırıldığı zaman, iki eksenli dayanım testlerinde ölçülen kuvvet, materyalin kenar koşullarından etkilenmez. Restorasyonlar genellikle kullanımları esnasında çok eksenli kuvvetlere maruz kaldıklarından iki eksenli kırılma dayanım verileri materyallerin değerlendirilmesinde daha önemlidir.¹⁴⁷⁻¹⁴⁹

İki eksenli kırılma dayanımının ölçülebilmesi için kullanılacak en iyi yöntem saf kırılmayı taklit ettiği ve kenar kayıplarının oluşmasını önlediği için Üç Nokta Kırılma Testi'dir.^{150,151}

3. MATERYAL ve METOT

Bu *in-vitro* çalışma Recep Tayyip Erdoğan Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Araştırma Laboratuvarı, Recep Tayyip Erdoğan Üniversitesi Merkezi Araştırma Laboratuvarı, Atatürk Üniversitesi Doğu Anadolu Yüksek Teknoloji Uygulama ve Araştırma (DAYTAM) Merkezi ve Atatürk Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalında bulunan ekipman ve cihazlarla gerçekleştirildi.

Çalışmada Tablo 3.1’ de özellikleri gösterilen Prettau® Zirconia® blok kullanıldı (Şekil 3.1).

Tablo 3.1. Monolitik zirkonyum bloğun özellikleri

Monolitik Blok	Üretici Firma	Lot Numarası	Ürün İçeriği
Prettau® Zirconia®	Zirkonzahn GmbH, Gais, Italy	ZC0228A	Y2O3 4-6%, Al2O3 0-1% , SiO2 0.02%, Fe2O3 0.01%, Na2O 0.04%

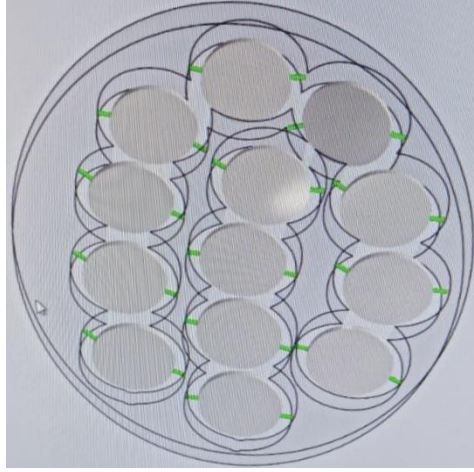


Şekil 3.1. Kullanılan monolitik zirkonyum blok

3.1. Monolitik Zirkonyum Örneklerin Hazırlanması

Çalışmada örneklem büyüklüğü hesaplanırken G*Power 3.1 programı kullanılarak $\beta=0.80$, $\alpha=0.05$ alınarak toplamda minimum 48 örnek (her grupta $n=8$) olması gerektiği belirlendi.

Sinterleme işlemi sırasında oluşacak büzülme miktarı göz önüne alınarak mum modeller yaklaşık % 25 oranında daha büyük olarak disk şeklinde tasarlandı. Mum örnekler CAD/CAM sistemine (Yenadent D15, Yenadent Ltd., Türkiye) ait laboratuvar tarayıcısı ile tarandı ve bilgisayar ortamında düzenlendi (Şekil 3.2).



Şekil 3.2. Örneklerin tasarımı

Prettau® Zirconia® monolitik bloktan toplam 48 adet pre-sinterize örnek CAD/CAM cihazında hazırlandı (Şekil 3.3, 3.4).

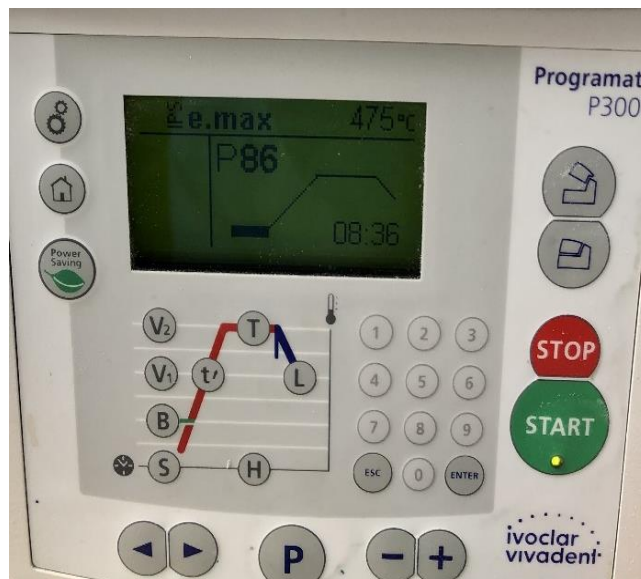


Şekil 3.3. Örneklerin CAD/CAM cihazında hazırlanması



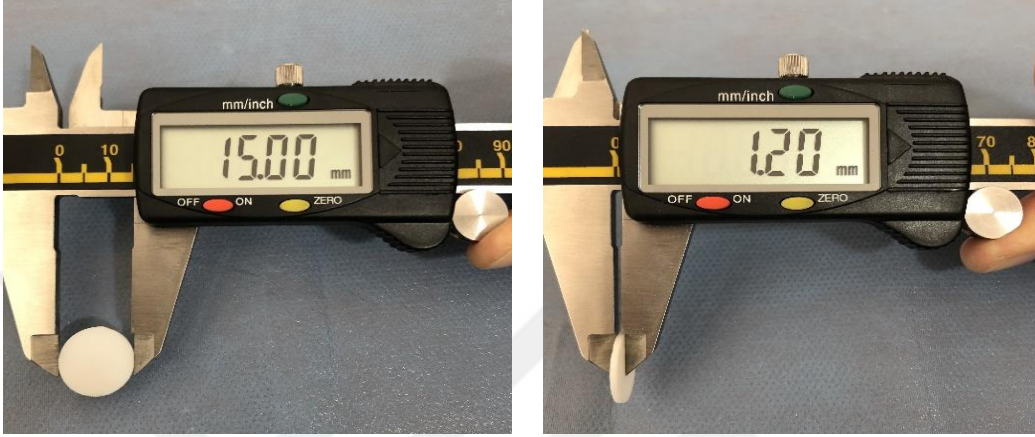
Şekil 3.4. Hazırlanan pre-sinterize örnekler

Hazırlanan pre-sinterize monolitik zirkonyum örnekler, son boyutları ISO 6872' de önerildiği şekilde 15 mm çapında ve 1.2 mm kalınlığında¹⁵² olacak şekilde Ivoclar Vivadent Programat P300 fırınında (Ivoclar Vivadent AG, Almanya) sinterleme işlemi uygulandı (Şekil 3.5).



Şekil 3.5. Porselen fırını

Oda sıcaklığında soğuması beklenen örneklerin kalınlıkları dijital kumpas (TorQ 150 x 0.01 mm Digital Caliper, Çin) ile ölçüldü (Şekil 3.6). Standartlara uymayan örnekler yeniden hazırlandı.

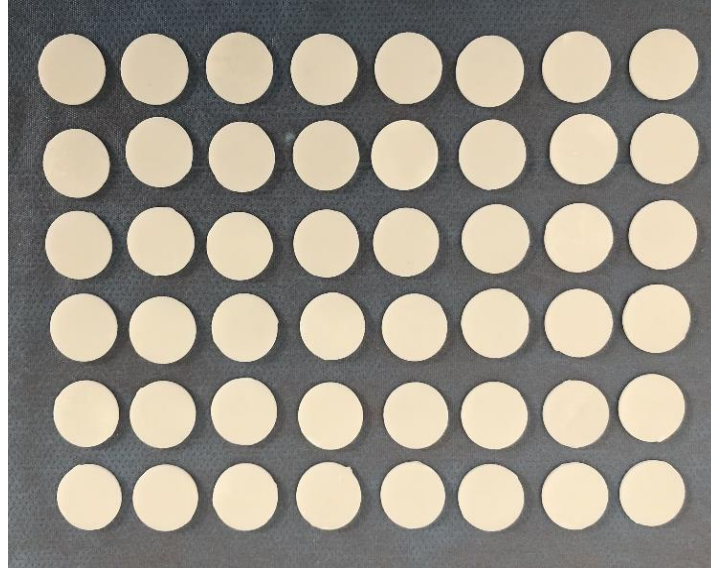


Şekil 3.6. Monolitik zirkonyum örneklerin dijital kumpas ile ölçülmesi

Üreticinin önerdiği şekilde karıştırılan glaze tozu ile likiti tüm örneklerle ince bir tabaka şeklinde uygulandı (Şekil 3.7, 3.8) ve fırınlama işlemi yapıldı.



Şekil 3.7. Örnekler glaze uygulanması



Şekil 3.8. Hazırlanan monolitik zirkonyum örnekler

3.2. Deney Gruplarının Oluşturulması

Kontrol grubundaki monolitik zirkonyum örnekler (16 örnek) ayrıldıktan sonra diğer örneklerin yüzeyi, aerotor (Kavo Dental GmbH, Biberch, Almanya) ile su soğutması altında monolitik zirkonyum restorasyonlar için önerilen 100 µm elmas partikülleri içeren mavi bantlı frezlerle (881Z4, Meisinger, Neuss, Almanya) ileri geri süpürme hareketiyle 20000 rpmde 20 saniye boyunca aynı kullanıcı tarafından aşındırıldı (Şekil 3.9). Her beş örnekten sonra frez değiştirildi.



Şekil 3.9. Örnekler aşındırma işlemi uygulanması

Aşındırma işlemi uygulanan monolitik zirkonyum örneklerle (32 örnek) aşağıdaki yüzey parlatma sistemleri uygulandı.

3.2.1. Meisinger Luster LUS91 İntraoral Kit ile Parlatma

Meisinger Luster LUS91 (Meisinger, Neuss, Almanya) intraoral cila kiti üç bileşenden oluşan bir sistemdir. Üretici firma talimatlarına göre su ile 7000-12.000 rpm’de kullanılmaktadır. Sistem; kaba kontur düzeltimi için frezler, cilalama (mavi) ve yüksek parlaklıkta cilalama (pembe) işlemi için kullanılan elmas gren içeren lastiklerden oluşur (Şekil 3.10). Aşındırma işlemi uygulanan örneklerle Meisinger Luster LUS91 intraoral kit 10.000 rpm’de su soğutması altında 30 sn süresince aynı araştırmacı tarafından parmak basıncıyla (10N) uygulandı.



Şekil 3.10. Meisinger Luster LUS91 intraoral cila kiti

3.2.2. OptraFine Kit ve Patı ile Parlatma

OptraFine (Ivoclar Vivadent) sistemi; F (açık mavi), P (koyu mavi), HP (naylon fırça) ve cila patı olmak üzere dört kısımdan oluşur. F ve P yapay kauçuk,

titanyum dioksit ve elmas granüllerinden, cila patı ise sodyum lauril sülfat, gliserin ve propilen glikoldan meydana gelen bir çözelti içerisinde elmas tozlarından üretilmiştir.

Üretici firma tarafından F ve P lastik disklerin su soğutması altında 10.000-15.000 rpm’de, HP fırçanın ise su soğutması olmadan cila patıyla birlikte 7.000-10.000 rpm’de uygulanması önerilmektedir. Aşıdırma uygulanan örnekler F ve P lastikler 10.000 rpm’de su soğutması altında 30 sn boyunca aynı araştırmacı tarafından parmak basıncıyla (10N) tatbik edildi. Daha sonra cila patı su soğutması olmadan naylon fırçalarla uygulandı (Şekil 3.11).



Şekil 3.11. OptraFine cila kiti ve patı

3.3. Otoklav ile Yaşlandırma İşlemi

Tüm gruplardaki örnekler iki gruba (N=8) ayrıldı. Gruplardan birine otoklavda (Getinge, Getinge Group) (Şekil 3.12) 134°C’de 0.2 MPa basınç altında beş saat süre ile yaşlandırma işlemi uygulandı.



Şekil 3.12. Otoklav cihazı

3.4. Örneklerin Yüzey Özelliklerinin İncelenmesi

3.4.1. Yüzey Pürüzlülüklerinin Değerlendirilmesi

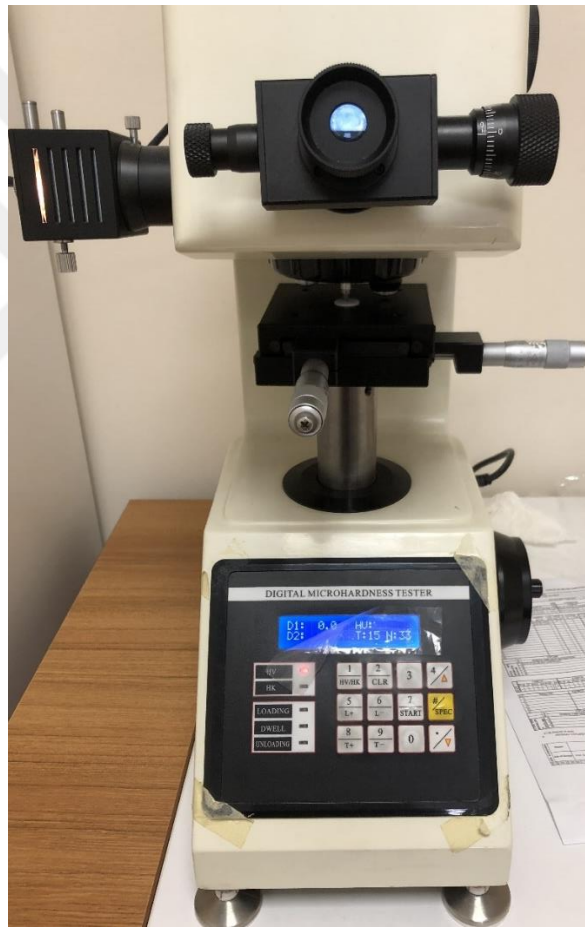
Ölçümler profilometre cihazı (Surtronic 25, Taylor Hobson Leicester, Britanya) kullanılarak yapıldı (Şekil 3.13). Profilometre cihazı her ölçüm öncesi kalibre edildi. Örneklerin altı farklı bölgesinden ölçüm yapıldı, bu ölçümlerin ortalamaları alınarak Ra değerleri hesaplandı.



Şekil 3.13. Profilometre cihazı

3.4.2. Yüzey Mikro Sertliklerinin Değerlendirilmesi

Örneklerin yüzey mikro sertlik değerleri Vickers mikro sertlik cihazı (TMTeck HV-1000B, TMTeck Manufacturing Limited, Pekin, Çin) yardımıyla 15 s boyunca 200 gram yük altında meydana gelen izin köşegenlerinin bilgisayar programı yardımıyla ölçülmesiyle tespit edildi (Şekil 3.14). Her bir örnek için merkezden periferine doğru yapılan üç ölçümün ortalaması alınarak ortalama yüzey mikro sertlik değeri hesaplandı.

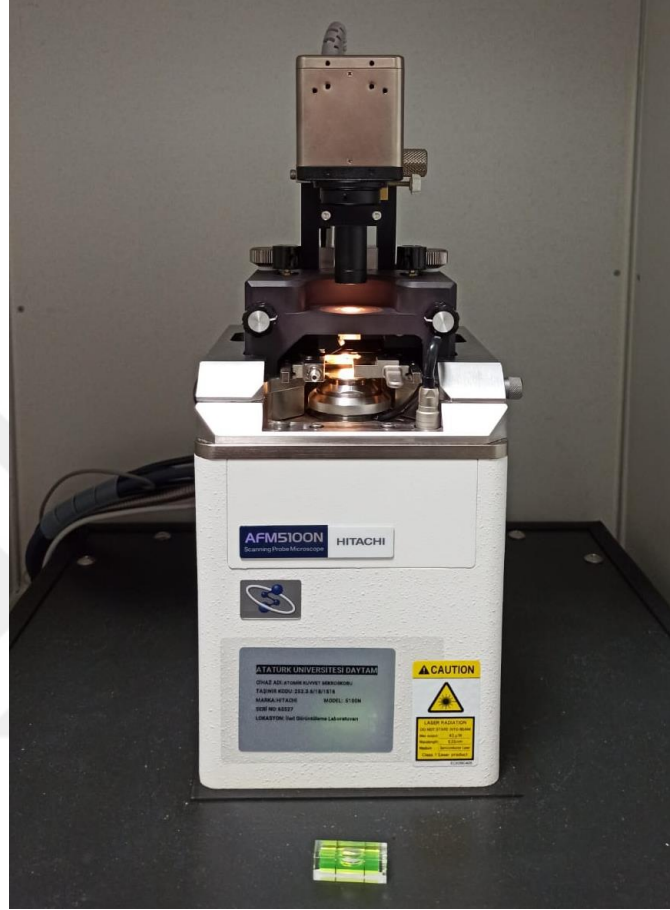


Şekil 3.14. Mikro sertlik ölçüm cihazı

3.4.3. Yüzeylerin Atomik Kuvvet Mikroskobu ile Değerlendirilmesi

Her gruptan rastgele seçilen bir örneğin yüzeyi (20 μm^2 alan) Doğu Anadolu Yüksek Teknoloji ve Araştırma Merkezindeki atomik kuvvet

mikroskobu (Hitachi 5100N, Tokyo, Japonya) kullanılarak 1.6 Hz hız ve 10 KHz titreşim frekansla taranarak üç boyutlu görüntüler 256×256 piksel çözünürlükte elde edildi (Şekil 3.15).



Şekil 3.15. AFM cihazı

3.4.4. Yüzeylerin Taramalı Elektron Mikroskobu ile Değerlendirilmesi

Yüzey işlemleri uygulanan gruplardan ve kontrol grubundan rastgele seçilen bir monolitik zirkonyum örneğin yüzeyi iletken olmadığı için Recep Tayyip Erdoğan Üniversitesi Merkezi Araştırma Laboratuvarı'nda bulunan altın kaplama cihazında (SC7620, Quorum Technologies, Newhaven, İngiltere) altın kaplandı. Daha sonra taramalı elektron mikroskobuyla (JSM-6610, Jeol, Peabody, ABD) örneklerin yüzeyleri değerlendirildi (Şekil 3.16).



Şekil 3.16. SEM cihazı

3.5. Örneklerin Faz Dönüşümlerinin İncelenmesi

Monolitik zirkonyum örneklerin faz dönüşüm miktarları Recep Tayyip Erdoğan Üniversitesi Merkezi Araştırma Laboratuvarı'nda mevcut olan monokromatik CuK alfa ışını kullanan X Işınları Kırınım Cihazı (Rigaku Smart-Lab Diffraktometre, Tokyo, Japonya) kullanılarak değerlendirildi (Şekil 3.17).



Şekil 3.17. XRD cihazı

Her gruptan rastgele seçilen üç örnek, analiz için cihazın örnek tutucusuna yerleştirildi. Örneklerin CuK alfa radyasyonda, 40 Kv voltajda ve 30 Ma akımda, 20-40 derecede taranarak analizi yapıldı. Her örneğin yoğunluğunun arttığı bölgelerde saptanan en yüksek değer ile bu değerlerin gözlemlendiği 2θ açıları bulundu. Örneklerin faz değiştirmiş monoklinik ve tetragonal fazların miktarı Garvie ve Nicholson Yöntemi ile aşağıdaki formül ile değerlendirildi.¹⁷

$$\text{Denklem: } X_m = \frac{I_m(-111) + I_m(111)}{I_m(-111) + I_m(111) + I_t(101)}$$

I: Faz yoğunluğunun en yüksek değeri

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

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

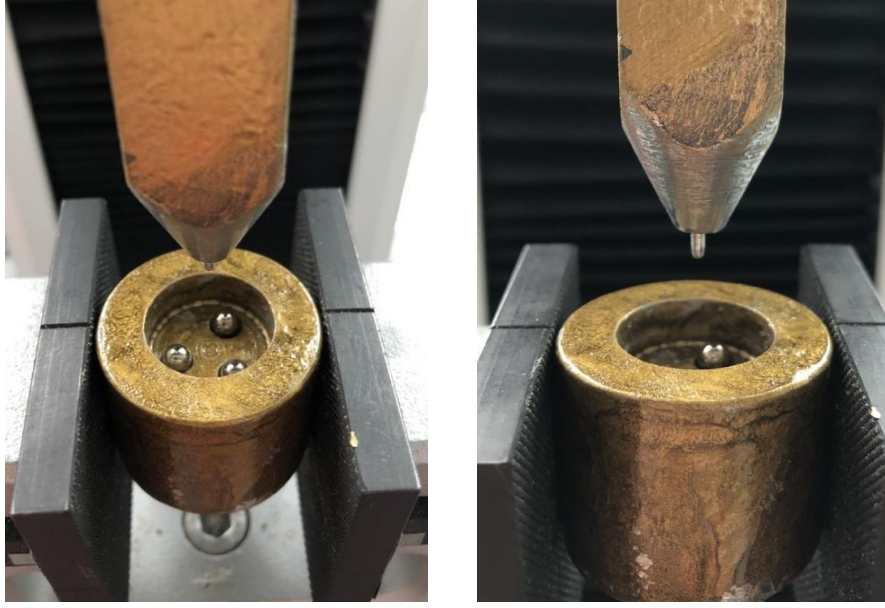
$I_t(101)$: Tetragonal faza ait (101) kristal geometrisini gösteren düzlem

3.6. Örneklerin Kırılma Dayanımı Verilerinin Değerlendirilmesi

Monolitik zirkonyum örneklerin kırılma dayanımlarını değerlendirmek amacıyla Recep Tayyip Erdoğan Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Araştırma Laboratuvarı'nda mevcut olan Universal Test Cihazında (Instron 3340, Wycombe, UK) üç top üzerinde piston tekniği kullanıldı (Şekil 3.18). Bu uygulama için, 10 mm çapında metalik bir platform üzerine birbirine eşit uzaklıkta 3.2 mm çapında üç adet çelik top yerleştirildi. Her bir örnek, çelik topların üzerine merkezi olacak şekilde yerleştirildi. Örneklerin işlem yapılan yüzeylerine silindir şeklinde ve ucunun çapı 1.4 mm olan aparatla yükleme hızı dakikada 0.15 mm olacak şekilde kuvvet tatbik edildi. Her bir örneğin kırılma kuvveti Newton cinsinden kaydedildi ve üç top üzerinde piston testine uygun olarak kırılma dayanımları MPa' a çevrildi (Şekil 3.19).



Şekil 3.18. Instron cihazı



Şekil 3.19. Üç top üzerinde piston tekniği için kurulan düzenek

σ çift eksenli bükülme dayanımı (MPa), P newton cinsinden kırılmaya kadar olan toplam yük ve d mm cinsinden numune kalınlığıdır.

$$\sigma = -0.2387P (X - Y) / d^2$$

X ve Y aşağıdaki gibi elde edilmiştir:

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

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

ν Poisson oranı (=0.23); r_1 destek çemberinin yarıçapı, r_2 yüklü alanın yarıçapı, r_3 numunenin yarıçapı, bunların hepsi milimetre olarak ifade edilir.¹⁴¹

3.7. İstatistiksel Analiz

Bu çalışmada elde edilen veriler iki yönlü varyans analizi ve Tukey çoklu karşılaştırma testi ile IBM SPSS Statistics 20 (SPSS v20.0; SPSS Inc., Chicago, IL., ABD) yazılım programı kullanılarak değerlendirildi. Bağımlı ve bağımsız gruplarda Student t-testi uygulandı.



4. BULGULAR

Bu çalışmada farklı yüzey parlatma sistemleri ile otoklavda yaşlandırma işlemi uygulanan monolitik zirkonyum örneklerin yüzey özellikleri, faz dönüşümleri ve kırılma dayanımı değerlendirildi. Örneklerin yüzey pürüzlülükleri profilometre cihazıyla, mikro sertlikleri Vickers mikro sertlik testi ile incelendi. Örneklerin yüzeyi taranarak AFM ile üç boyutlu görüntüleri elde edildi. Ayrıca SEM cihazı kullanılarak yüzeyleri değerlendirildi. Daha sonra materyallerin yapısında oluşan faz dönüşümlerini incelemek için XRD analizi yapıldı. Son olarak örneklere iki eksenli kırılma dayanımı testi uygulandı. Elde edilen veriler istatistiksel olarak değerlendirildi.

4.1. Örneklerin Yüzey Özelliklerinin Değerlendirilmesi

4.1.1. Yüzey Pürüzlülük Verilerinin Değerlendirilmesi

Monolitik zirkonyum örneklerin yüzey pürüzlülük verilerinin karşılaştırıldığı varyans analiz sonuçları Tablo 4.1.'de gösterildi. Varyans analizi sonucunda; uygulanan yüzey parlatma sistemleri arasındaki farkın anlamlı olduğu ($p<0.05$), otoklav ile yaşlandırma ve interaksiyonların anlamlı olmadığı ($p>0.05$) tespit edildi.

Tablo 4.1. Yüzey pürüzlülük değerlerinin varyans analiz sonuçları

Kaynak	Kareler Toplamı	df	Kareler Ortalaması	F	Sig.
Yüzey Parlatma Sistemleri (YPS)	2.155	2	1.078	11.999	<0.001
Otoklav ile Yaşlandırma (OY)	0.0001	1	0.000001	0.00002	0.968
YPS*OY	0.011	2	0.006	0.062	0.940
Hata	66.587	42			
Toplam	35.009	47			

Elde edilen verilerin ortalama, standart sapma ve çoklu karşılaştırma testi sonuçları Tablo 4.2.'de gösterildi.

Tablo 4.2. Yüzey pürüzlülük verilerinin ortalama (Ra), standart sapma ve çoklu karşılaştırma testi sonuçları (N=8)

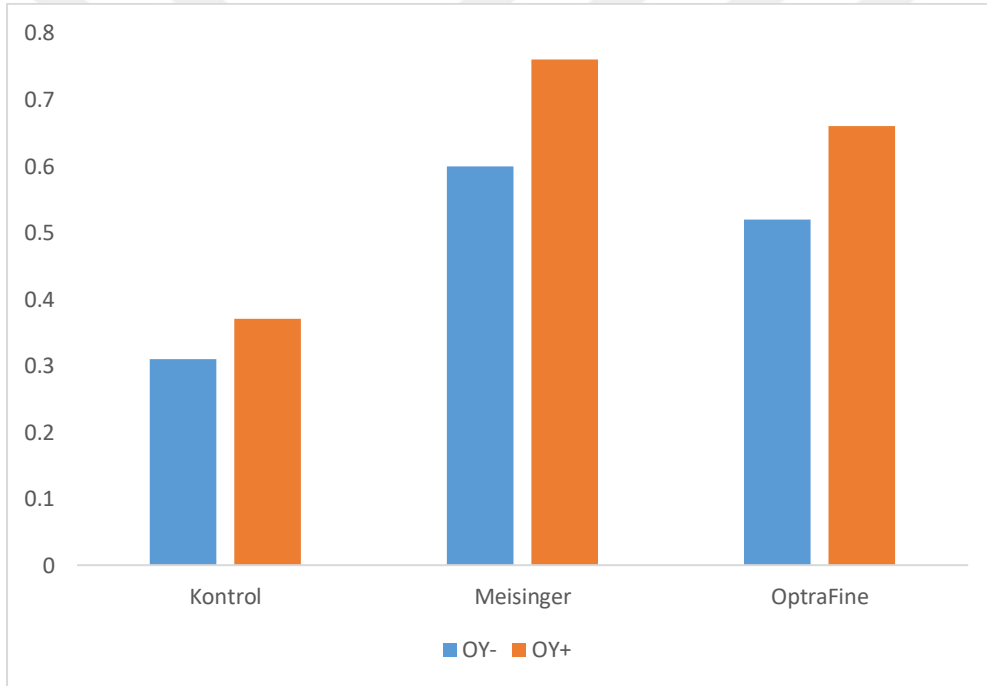
Otoklav ile Yaşlandırma İşlemi				
Yüzey Parlatma Sistemleri	Uygulanmayan*		Uygulanan*	
	Ortalama (Ra)	Standart Sapma	Ortalama (Ra)	Standart Sapma
Kontrol	0.31 ^{a,A}	0.03	0.37 ^{a,A}	0.04
Meisinger Cila Kiti	0.60 ^{b,A}	0.26	0.76 ^{b,A}	0.32
OptraFine Cila Kiti	0.52 ^{b,A}	0.27	0.66 ^{b,A}	0.7

*: Dikey anlamlı farklılıklar küçük harfle, yatay anlamlı farklılıklar büyük harfle gösterildi.

Yaşlandırma işlemi uygulanmayan örneklerin pürüzlülük verileri incelendiğinde; en yüksek değer Meisinger cila kiti uygulanan grupta (0.60 Ra),

en düşük değer kontrol grubunda (0.31Ra) bulunurken; otoklav ile yaşlandırma işlemi uygulanan örneklerde; en yüksek değer Meisinger cila kiti uygulanan grupta (0.76 Ra), en düşük değer ise kontrol grubunda (0.37 Ra) saptandı (şekil 4.1). Yaşlandırma işlemi uygulanan ve uygulanmayan grupların her ikisinde de en yüksek ve en düşük değerler arasındaki farkların istatistiksel olarak anlamlı olduğu ($p<0.05$) belirlendi.

Kontrol grubu dışındaki yüzey parlatma sistemlerinin, yüzey pürüzlülüğünü anlamlı ($p<0.05$) şekilde yükselttiği istatistiksel olarak bulundu.



şekil 4.1. Ortalama yüzey pürüzlülüğü (Ra)

Yapılan bağımsız örneklem (Student t) testi sonucunda otoklavda yaşlandırma işleminin yüzey pürüzlülük değerleri üzerindeki etkisinin istatistiksel olarak anlamlı ($p>0.05$) olmadığı saptandı (Tablo 4.3.).

Tablo 4.3. Yüzey pürüzlülük değerlerinin bağımsız örneklem testi (Student t-testi) sonuçları

Otoklav ile Yaşlandırma	Ortalama	Standart Sapma	P
Uygulanmayan	0.54	0.39645	p>0.05
Uygulanan	0.64	0.42769	p>0.05

4.1.2. Yüzey Mikro Sertlik Verilerinin Değerlendirilmesi

Monolitik zirkonyum örneklerin yüzey mikro sertlik değerlerinin karşılaştırılması amacıyla yapılan varyans analiz sonuçları Tablo 4.4’ te gösterildi. Varyans analizi sonucunda; uygulanan farklı yüzey parlatma işlemlerinin anlamlı olduğu ($p<0.05$), otoklav ile yaşlandırma işleminin ve interaksiyonların anlamlı olmadığı ($p>0.05$) belirlendi.

Tablo 4.4. Yüzey mikro sertlik değerlerinin varyans analiz sonuçları

Kaynak	Kareler Toplamı	df	Kareler Ortalaması	F	Sig.
Yüzey Parlatma Sistemleri (YPS)	2773039.191	2	1386519.595	87.454	<0.001
Otoklav ile Yaşlandırma (OY)	4837.038	1	0.000001	0.305	0.584
YPS*OY	57182.79	2	0.006	1.803	0.177
Hata	66.587	42			
Toplam	35.009	47			

Farklı yüzey parlatma sistemleri uygulanan örneklerin yüzey mikro sertlik verilerinin ortalama ve standart sapma sonuçları Tablo 4.5’ te gösterildi. Meisinger

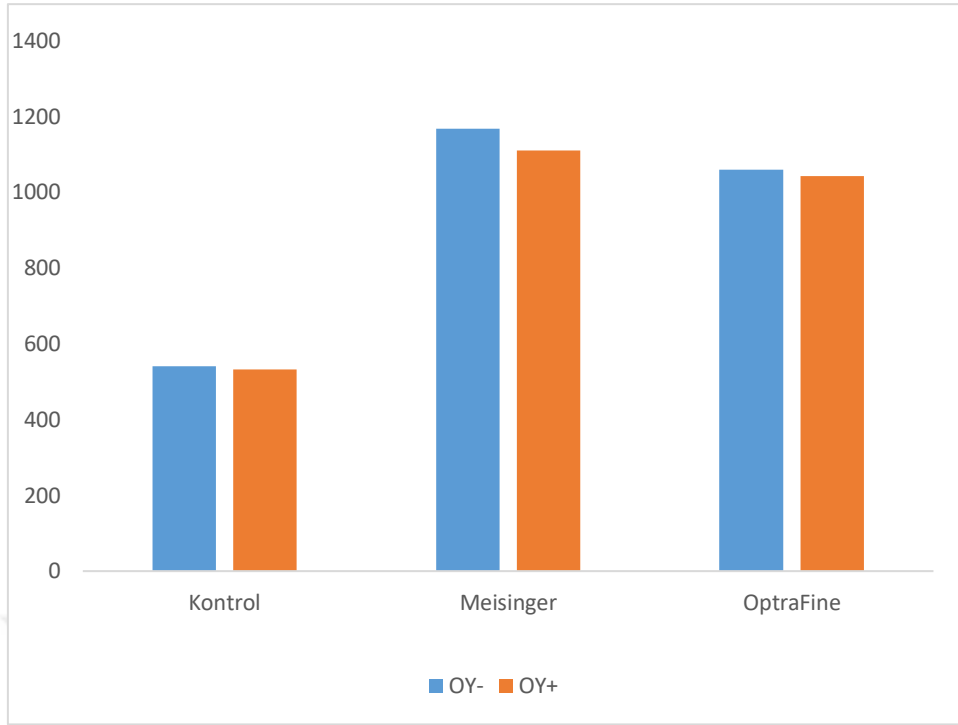
ve OptraFine cila kitinin yüzey mikro sertliğini kontrol grubuna göre istatistiksel olarak anlamlı derecede arttırdığı tespit edildi. Yaşlandırma uygulanmayan örneklerin yüzey mikro sertlik değeri en yüksek Meisinger cila kiti uygulanan grupta (1168.30 HV), en düşük ise kontrol grubunda (540.72 HV) bulunurken; otoklav ile yaşlandırma uygulanan örneklerde en yüksek yüzey mikro sertlik değeri Meisinger cila kiti uygulanan grupta (1110.60 HV), en düşük ise kontrol grubunda (532.75 HV) tespit edildi (Şekil 4.2). Yaşlandırma işlemi uygulanan ve uygulanmayan grupların her ikisinde de en yüksek ve en düşük değerler arasındaki farkların istatistiksel olarak anlamlı olduğu ($p<0.05$) belirlendi.

Kontrol grubuna göre diğer yüzey parlatma sistemlerinin, yüzey mikro sertliğini istatistiksel olarak anlamlı ($p<0.05$) şekilde arttırdığı saptandı. Meisinger cila kiti uygulanan grup ile OptraFine cila kiti uygulanan grup karşılaştırıldığında, Meisinger cila kitinin yüzey mikro sertliğini arttırdığı tespit edildi. Bu artışın istatistiksel olarak anlamlı olmadığı ($p>0.05$) belirlendi.

Tablo 4.5. Yüzey mikro sertlik değerlerinin ortalama (HV), standart sapma ve çoklu karşılaştırma testi sonuçları (N=8)

Otoklav ile Yaşlandırma İşlemi				
Yüzey Parlatma Sistemleri	Uygulanmayan*		Uygulanan*	
	Ortalama (HV)	Standart Sapma	Ortalama (HV)	Standart Sapma
Kontrol	540.72 ^{a,A}	77.93	532.75 ^{a,A}	81.19
Meisinger Cila Kiti	1168.30 ^{b,A}	141.87	1110.60 ^{b,A}	80.89
OptraFine Cila Kiti	1059.31 ^{b,A}	163.67	1043.30 ^{b,A}	168.56

*: Dikey anlamlı farklılıklar küçük harfle, yatay anlamlı farklılıklar büyük harfle gösterildi.



Şekil 4.2. Ortalama yüzey mikro sertliği (HV)

Yapılan bağımsız örneklem (Student t) testi sonucunda; otoklavda yaşlandırma işleminin yüzey mikro sertlik değerleri üzerindeki etkisinin anlamlı ($p>0.05$) olmadığı istatistiksel olarak belirlendi (Tablo 4.6).

Tablo 4.6. Yüzey mikro sertlik değerlerinin bağımsız örneklem testi (Student t-testi) sonuçları

Otoklav ile Yaşlandırma	Ortalama	Standart Sapma	P
Uygulanmayan	941.52	239.05607	$p>0.05$
Uygulanan	922.78	307.16514	$p>0.05$

4.1.3. Yüzeylerin Atomik Kuvvet Mikroskobu Verilerinin Değerlendirilmesi

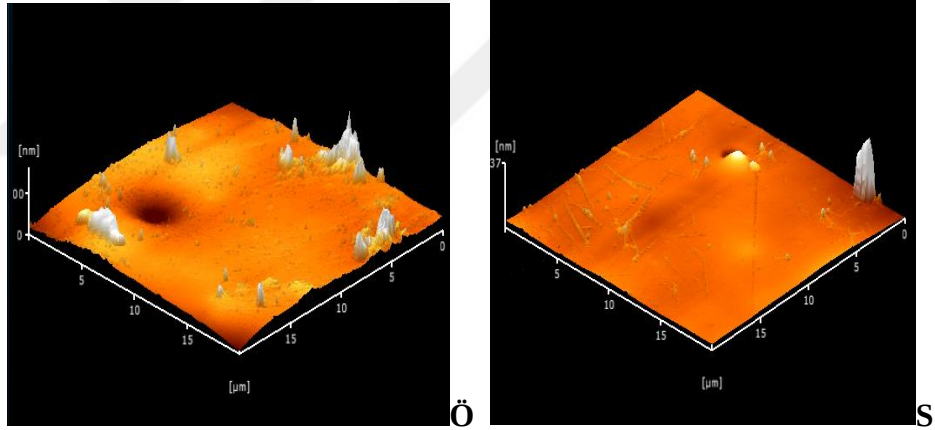
Yüzey parlatma sistemleri uygulanan monolitik zirkonyum örneklerin AFM cihazı ile otoklavda yaşlandırma işleminden önce ve sonra üç boyutlu görüntüleri alındı.

Elde edilen görüntüler değerlendirildiğinde;

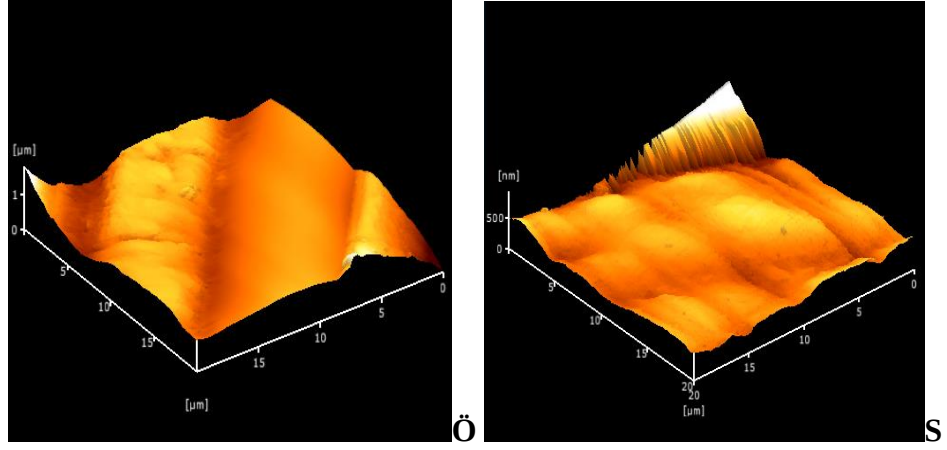
- Kontrol grubundaki örneklerde yüzeyin düzenli olduğu, ufak tepeciklerin bulunmadığı (Şekil 4.3.),

- Meisinger cila kiti uygulanan grupta yaşlandırma öncesi frez izlerinin belirgin olup dalgalanmalar bulunduğu, otoklavda yaşlandırma sonrası yüzey pürüzlülüğünde artış ile düzensiz çukurlaşmaların olduğu (Şekil 4.4.),

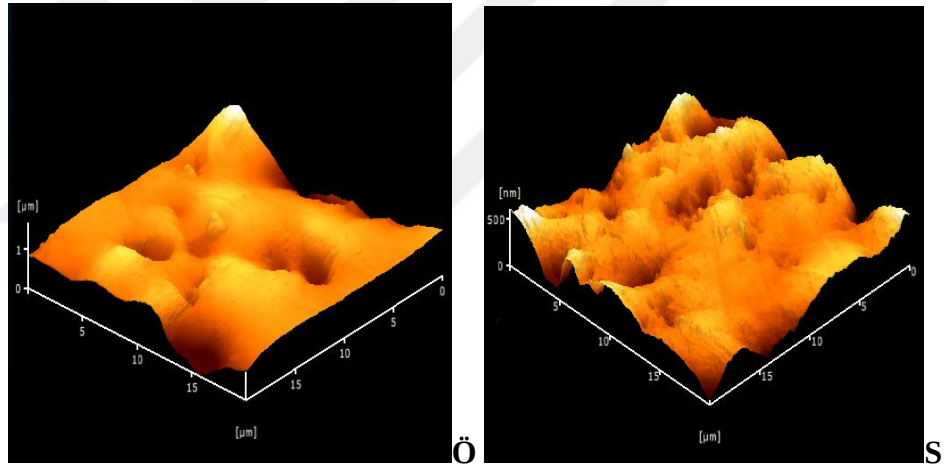
- OptraFine cila kiti ve pastasının uygulandığı örneklerde ise otoklavda yaşlandırma öncesi yüzeyde belirgin çukurlar görülürken, otoklavda yaşlandırma sonrası bu çukurların derinliğinde artma ile birlikte pürüzlü bir yüzey oluştuğu belirlendi (Şekil 4.5.).



Şekil 4.3. Kontrol grubu yaşlandırma öncesi ve sonrası



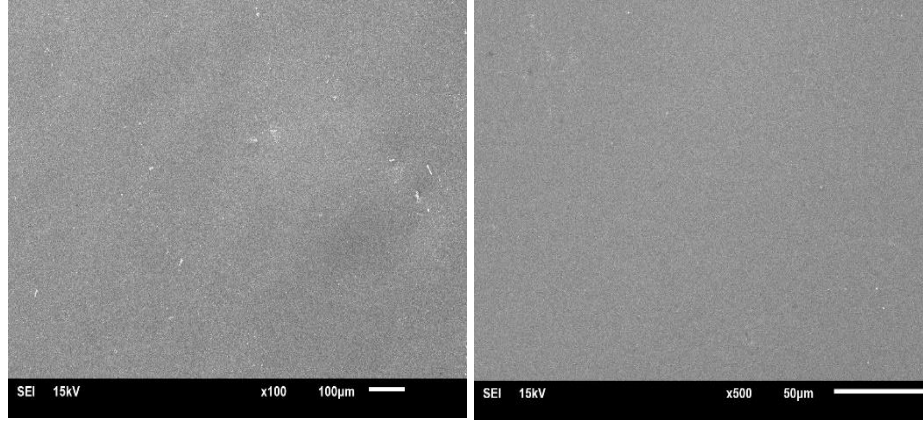
Şekil 4.4. Meisinger cila kiti uygulanan grup yaşlandırma öncesi ve sonrası



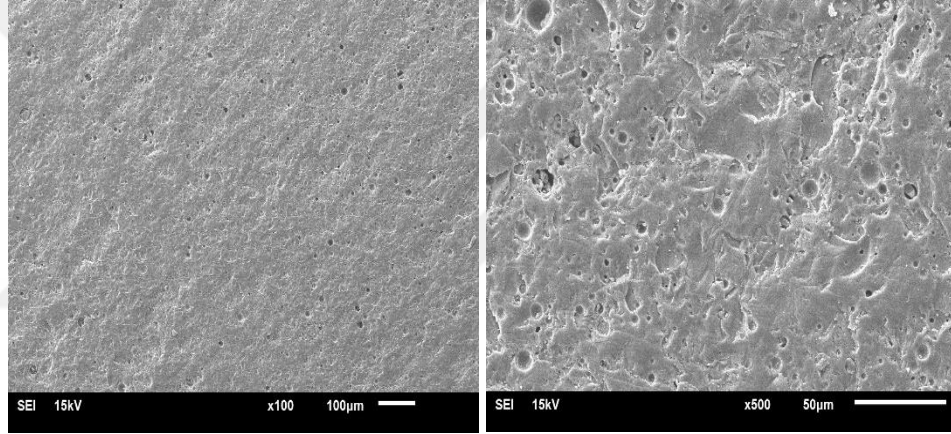
Şekil 4.5. OptraFine cila kiti ve pastası uygulanan grup yaşlandırma öncesi ve sonrası

4.1.4. Yüzeylerin Taramalı Elektron Mikroskobu ile Elde Edilen Görüntülerinin Değerlendirilmesi

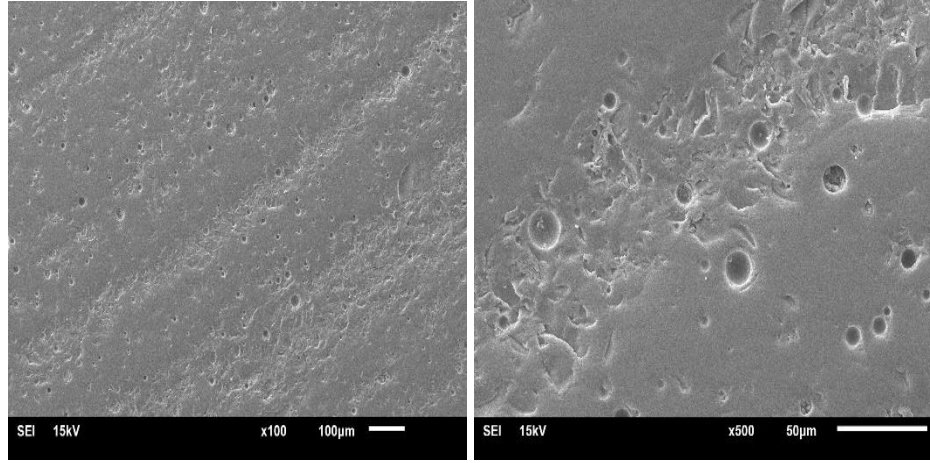
Örnek yüzeylerinden SEM cihazında x100 ve x500 büyütme ile alınan görüntüler Şekil 4.6- Şekil 4.11.' de gösterildi.



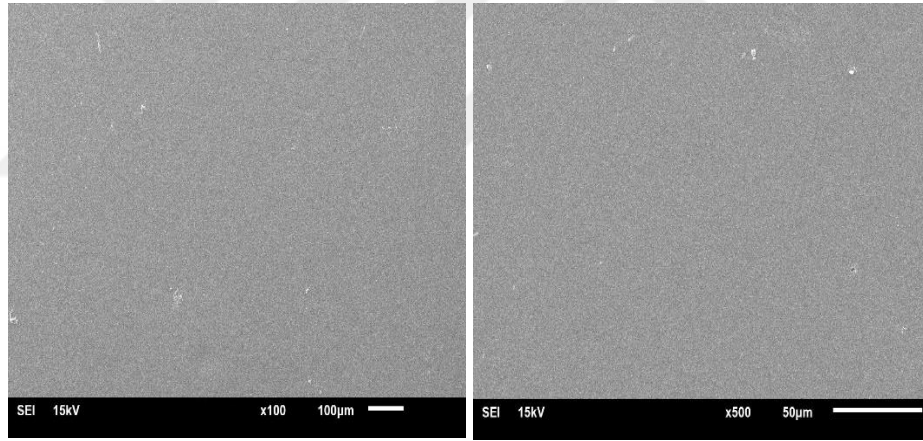
Şekil 4.6. Yaşlandırma işlemi uygulanmayan kontrol grubu örneklerine ait SEM görüntüleri (x100, x500)



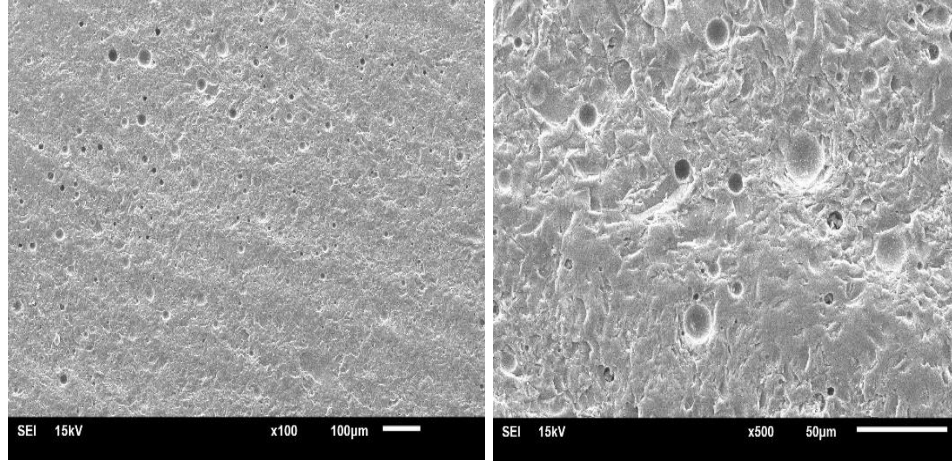
Şekil 4.7. Yaşlandırma işlemi uygulanmayan Meisinger cila kiti tatbik edilen gruba ait SEM görüntüleri (x100, x500)



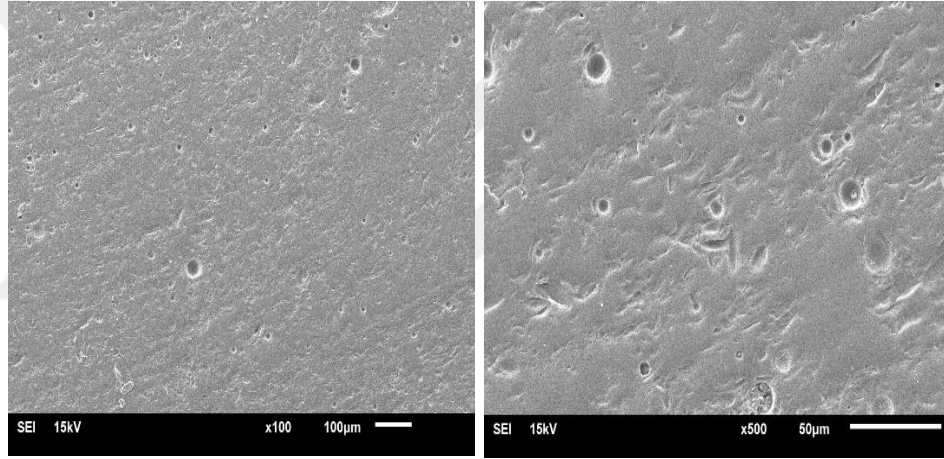
Şekil 4.8. Yaşlandırma işlemi uygulanmayan OptraFine cila kiti tatbik edilen gruba ait SEM görüntüleri (x100, x500)



Şekil 4.9. Kontrol+otoklav ile yaşlandırma işlemi uygulanan gruba ait SEM görüntüleri (x100, x500)



Şekil 4.10. Meisinger cila kiti+otoklav ile yaşlandırma işlemi uygulanan gruba ait SEM görüntüleri (x100, x500)



Şekil 4.11. OptraFine cila kiti+otoklav ile yaşlandırma işlemi uygulanan gruba ait SEM görüntüleri (x100, x500)

Kontrol grubuna ait SEM görüntüleri incelendiğinde; glaze sonrası herhangi bir işlem uygulanmayan örneklerin yüzeyinde homojen bir görüntü ve belli belirsiz noktasal kalıntılar belirlendi (Şekil 4.6.).

Aşındırma işleminden sonra Meisinger cila kiti uygulanan grupta aşındırmaya bağlı homojen olmayan çukur ve çizgi şeklinde görüntüler elde edildi (Şekil 4.7.).

Aşındırma işleminden sonra OptraFine cila kiti uygulanan grupta aşındırmaya bağlı homojen olmayan çukur ve dalgalanmalar saptandı (Şekil 4.8.).

Otoklav ile yaşlandırma işleminin tüm gruplarda anlamlı bir yüzey farklılığı oluşturmadığı belirlendi (Şekil 4.9- Şekil 4.11.).

4.2. Örneklerin Faz Dönüşüm Verilerinin Değerlendirilmesi

Örneklerin faz dönüşümlerini değerlendirmek amacıyla yapılan XRD analizi sonucunda her bir grubun ortalama faz dönüşüm değerleri ve standart sapma sonuçları Tablo 4.7’ de gösterildi. Örneklere uygulanan yüzey parlatma sistemleri, otoklavda yaşlandırma işleminin faz dönüşüm miktarı üzerindeki etkisinin anlamlı olduğu ($p<0.05$), interaksiyonların ise anlamsız olduğu ($p>0.05$) istatistiksel olarak saptandı.

Tablo 4.7. Faz dönüşüm değerlerinin varyans analizi

Kaynak	Kareler Toplamı	df	Kareler Ortalaması	F	Sig.
Yüzey Parlatma Sistemleri (YPS)	10.111	2	5.056	0.540	0.026
Otoklav ile Yaşlandırma (OY)	6.722	1	6.722	0.680	0.024
YPS*OY	1.111	2	0.056	0.005	0.946
Hata	12.000	12			
Toplam	6489.000	18			

Örneklerin faz dönüşüm miktarlarının, ortalama ve standart sapma sonuçları Tablo 4.8’de gösterildi.

Tablo 4.8. Faz dönüşüm verilerinin ortalama ve standart sapma sonuçları

Otoklav ile Yaşlandırma İşlemi				
Yüzey Parlatma Sistemleri (YPS)	Uygulanmayan*		Uygulanan*	
	Ortalama (X_M)	Standart Sapma	Ortalama (X_M)	Standart Sapma
Kontrol	21.08 ^{a,A}	4.01	20.09 ^{a,B}	6.35
Meisinger Cila Kiti	20.10 ^{b,A}	4.34	18.97 ^{b,B}	6.02
OptraFine Cila Kiti	19.37 ^{b,A}	2.28	17.76 ^{b,B}	5.76

*: Dikey anlamlı farklılıklar küçük harfle, yatay anlamlı farklılıklar büyük harfle gösterildi.

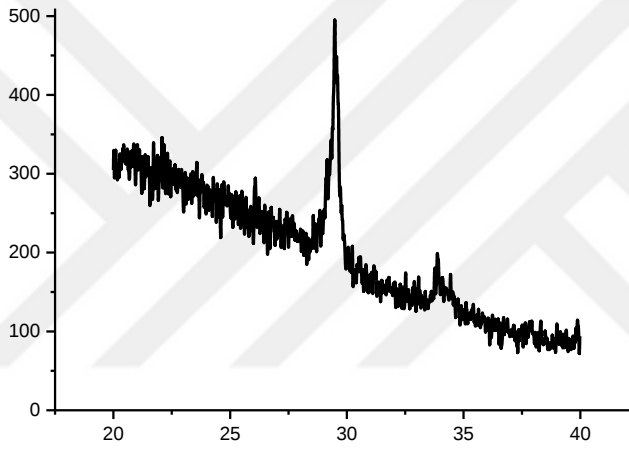
Yaşlandırma işlemi uygulanmayan örneklerde; faz dönüşüm miktarı en yüksek kontrol grubundaki örneklerde (%20.09), en düşük ise OptraFine cila kiti uygulanan grupta (%17.76) bulundu. Otoklav ile yaşlandırma işlemi uygulanan örneklerde ise; en yüksek değer kontrol grubunda (%21.08), en düşük değer ise OptraFine cila kiti (%19.37) uygulanan grupta belirlendi. Yaşlandırma işlemi uygulanan ve uygulanmayan grupların her ikisinde de en yüksek ve en düşük değerler arasındaki farkların istatistiksel olarak anlamlı olduğu ($p<0.05$) saptandı. Meisinger cila kiti ve OptraFine cila kiti grubunda elde edilen faz dönüşüm değerlerinin kontrol grubuna oranla daha düşük olmasına karşın, gruplar arasında anlamlı farklılık bulunmadı ($p>0.05$).

Bağımsız örneklem testi (Student t)'ne göre otoklav ile yaşlandırma işleminin faz dönüşüm miktarı üzerindeki etkisinin istatistiksel olarak anlamlı ($p<0.05$) olduğu belirlendi (Tablo 4.9).

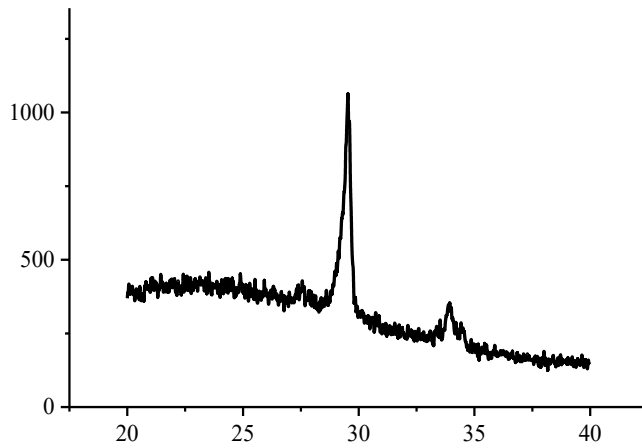
Tablo 4.9. Faz dönüşüm verilerinin bağımsız örneklem testi (Student t-testi) sonuçları

Otoklav ile Yaşlandırma	Ortalama	Standart Sapma	P
Uygulanmayan	20.18	13.92	P<0.05
Uygulanan	18.94	11.37	P<0.05

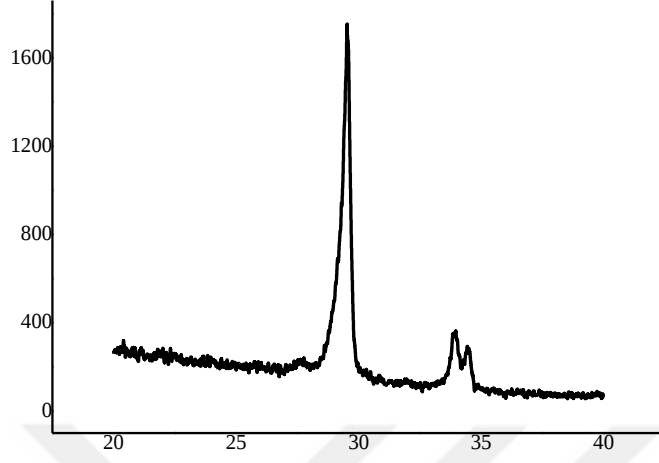
X ışını taramasıyla kristal yapıların miktarını gösteren pik şiddetleri Şekil 4.12- Şekil 4.17’ de gösterildi.



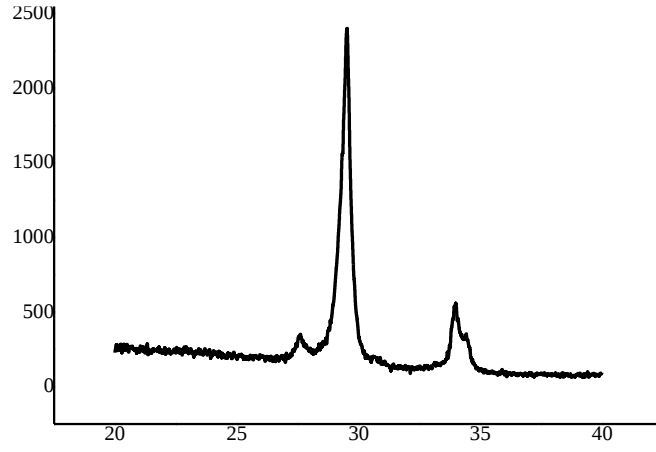
Şekil 4.12. Yaşlandırma uygulanmayan kontrol grubuna ait XRD grafiği



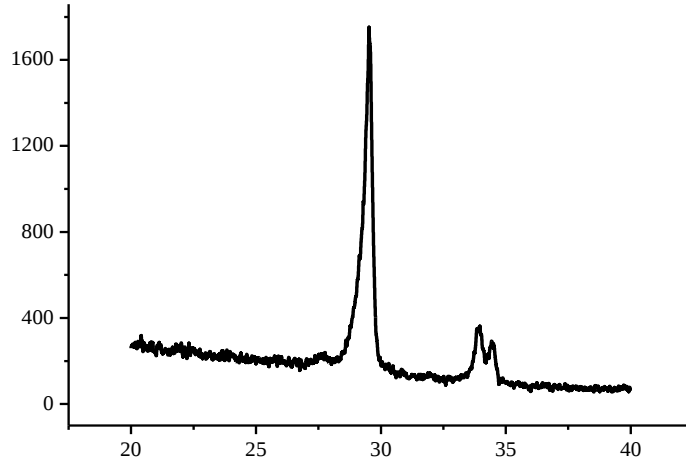
Şekil 4.13. Kontrol+otoklavda yaşlandırma grubuna ait XRD grafiği



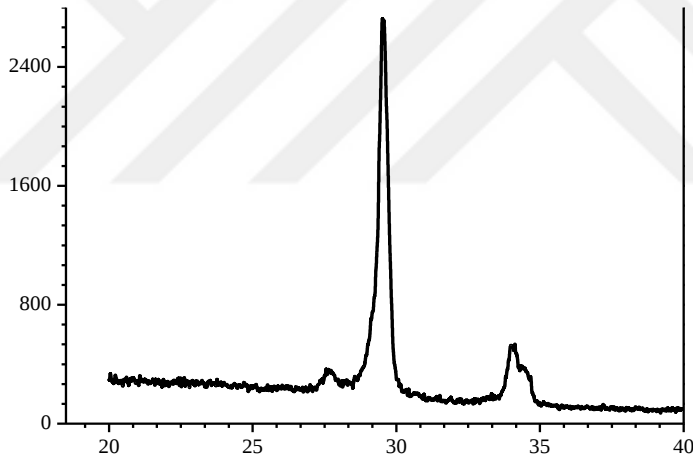
Şekil 4.14. Yaşlandırma uygulanmayan Meisinger cila kiti grubuna ait XRD grafiği



Şekil 4.15. Meisinger cila kiti+yaşlandırma grubuna ait XRD grafiği



Şekil 4.16. Yaşlandırma uygulanmayan OptraFine cila kiti grubuna ait XRD grafiği



Şekil 4.17. OptraFine cila kiti+yaşlandırma grubuna ait XRD grafiği

4.3. Örneklerin Kırılma Dayanımı Verilerinin Değerlendirilmesi

Örneklerin kırılma dayanımı verilerini değerlendirmek amacıyla kullanılan iki yönlü varyans analiz sonuçları Tablo 4.10.' da gösterildi.

Varyans analiz tablosu incelendiğinde; yüzey parlatma sistemlerinin anlamlı ($p < 0.05$), otoklav ile yaşlandırma işlemi ve interaksiyonların anlamsız olduğu ($p > 0.05$) istatistiksel olarak saptandı (Tablo 4.10).

Tablo 4.10. Kırılma dayanımı değerlerinin varyans analiz sonuçları

Kaynak	Kareler Toplamı	df	Kareler Ortalaması	F	Sig.
Yüzey Parlatma Sistemleri (YPS)	4071675.75	2	209741.46	3.213	<0.001
Otoklav ile Yaşlandırma (OY)	41948.292	1	41948.292	1.655	0.203
YPS*OY	3134.625	2	1567.312		0.321
Hata	532176.250	42	12670.863		
Toplam	1.898	48			

Kırılma dayanımı verilerinin ortalama ve standart sapma sonuçları Tablo 4.11’de gösterildi. Buna göre yaşlandırma işlemi uygulanmayan grupta kırılma dayanımı değeri en yüksek kontrol grubunda (674.50 MPa), en düşük Meisinger cila kiti uygulanan grupta (605.25 MPa) belirlendi. Otoklavda yaşlandırma işlemi uygulanan grupta kırılma dayanım değeri en yüksek kontrol grubunda (630.38 MPa), en düşük kırılma dayanım değeri Meisinger cila kiti uygulanan grupta (555.50 MPa) saptandı (Tablo 4.11.).

Yaşlandırma işlemi uygulanan ve uygulanmayan grupların her ikisinde de en yüksek ve en düşük değerler arasındaki farkların istatistiksel olarak anlamlı ($p<0.05$) olduğu belirlendi. Meisinger cila kiti ve OptraFine cila kiti uygulanan gruplarda elde edilen kırılma dayanımı değerlerinin kontrol grubuna göre daha düşük olmasına karşın, gruplar arasındaki farkın istatistiksel olarak anlamlı olmadığı ($p>0.05$) görüldü.

Tablo 4.11. Kırılma dayanımı değerlerinin ortalama (MPa), standart sapma ve çoklu karşılaştırma testi sonuçları (N=8)

Otoklav ile Yaşlandırma İşlemi				
Yüzey Parlatma Sistemleri	Uygulanmayan*		Uygulanan*	
	Ortalama (MPa)	Standart Sapma	Ortalama (MPa)	Standart Sapma
Kontrol	674.50 ^{a,A}	130.87	630.38 ^{a,A}	108.87
Meisinger Cila Kiti	605.25 ^{b,A}	85.30	555.50 ^{b,A}	130.88
OptraFine Cila Kiti	663.00 ^{b,A}	90.46	582.12 ^{b,A}	120.20

*: Dikey anlamlı farklılıklar küçük harfle, yatay anlamlı farklılıklar büyük harfle gösterildi.

Otoklavda yaşlandırma işleminin kırılma dayanımına etkisi değerlendirildiğinde; otoklavda yaşlandırmanın kırılma dayanımını azalttığı görülmekle birlikte bu farklılık istatistiksel olarak anlamlı bulunmadı ($p>0.05$) (Tablo 4.12).

Tablo 4.12. Kırılma dayanımı değerlerinin bağımsız örneklem testi (Student t-testi) sonuçları

Otoklav ile Yaşlandırma	Ortalama	Standart Sapma	P
Uygulanmayan	631.79	94.26557	$p>0.05$
Uygulanan	599.00	137.23195	$p>0.05$

5. TARTIŞMA

Bu çalışmada farklı yüzey parlatma sistemleri ile otoklavda yaşlandırma işleminin monolitik zirkonyumun yüzey özellikleri, faz dönüşümü ve kırılma dayanımı üzerine etkisi incelenmiştir. Monolitik zirkonyum örneklerine uygulanan yüzey parlatma sistemlerinin yüzey pürüzlülüğü ve yüzey mikro sertliğini artırıp, faz dönüşümünü ve kırılma dayanımını azalttığı saptandığından H0 hipotezi kabul edilmiş, otoklavda yaşlandırma işleminin ise yüzey pürüzlülüğü, mikro sertliği ve kırılma dayanımı üzerindeki etkisi anlamsız, faz dönüşüm miktarı üzerindeki etkisi anlamlı olduğundan H1 hipotezinin bir kısmı kabul edilmiştir, bir kısmı ise ret edilmiştir.

CAD/ CAM teknolojisindeki gelişmeler ile kullanımı artan Y-TZP materyaliyle üretim kolaylaşmış, yapım süresi ise kısalmıştır. Estetik gereksinimleri karşılayan, veneer seramiği kullanılmayarak bağlantı probleminin azaltıldığı ve restorasyonun ince hazırlanabildiği¹⁵³ daha az diş preparasyonu gerektiren monolitik restorasyonlar tasarlanabilmektedir.^{5,154}

Monolitik zirkonyum, geleneksel zirkonyumun sınırlamalarının üstesinden gelmek için geliştirilmiş olsa da, günümüzde bu iki materyalin mekanik ve optik özellikleriyle ilgili karşılaştırmalar yeterli değildir. Yoğunluk, porözite, tanecik boyutu ve materyalin kimyasal yapısı sadece mekanik özellikleri değil, aynı zamanda optik özellikleri de etkilemektedir.¹⁵⁵⁻¹⁵⁷

Dental restorasyonun simantasyonu sonrasında hastalar oklüzal uyumsuzluk hissedebilir. Simantasyon sonrası yapılan oklüzal uyumlamalar nedeniyle pürüzlü yüzeyler oluşur.¹⁵⁸ Seramik restorasyonlarda hem estetik amaçla hem de okluzyonu uyumlandırmak için elmas frezlerle aşındırma işlemi

yapıldığında yüzeyde pürüzlülükle birlikte mikroçatlaklar da görülebilmektedir. Pürüzlü hale gelen yüzeylere ağız içinde parlatma yapılarak leke oluşumu, plak ve diş taşı birikimi engellenebilir. Biyolojik ve estetik devamlılık sağlanabilir.¹⁵⁹⁻¹⁶¹ Rupawala ve ark.¹⁶² ile Gündüğüllü ve ark.¹⁶³ yaptıkları çalışmada restorasyonların yüzeyinde oklüzal ayarlamalardan sonra hassas bir şekilde parlatma işleminin yapılması gerektiğini vurgulamışlardır.

Yüzey özellikleri değerlendirilirken; SEM, AFM, profilometre gibi cihazlardan yararlanılmaktadır.¹⁶⁴ Profilometre iki boyutlu tarama yaparak yüzeydeki çizgisel pürüzlülüğü ölçen bir cihazdır. Profilometre cihazı ile AFM'den daha büyük bir alan ölçülebilmektedir.¹⁶⁵

Ağız içerisinde seramik restorasyonların en iyi şekilde kullanılabilmeleri için pürüzlü yüzeylerin pürüzsüz hale getirilmesi gerekmektedir.¹⁶⁶ Çünkü pürüzlü yüzeylerde serbest yüzey enerjisi azalmaktadır. Bunun sonucunda besin artıkları ve patojen bakteriler kolaylıkla birikebilmektedir. Plak ve diş taşı birikimiyle birlikte yumuşak dokularda enfeksiyon ve çürük oluşumu başlamakta,¹⁶⁷⁻¹⁶⁹ pürüzlü yüzeylerde dişte renklenmeye bağlı estetik problemler oluşabilmektedir.^{170,171} Ayrıca pürüzlü yüzeyler karşıt doğal dişlerde aşındırıcı etki gösterebilmektedir.¹⁷² Bu pürüzlülüğü gidermek için porselen fırınında glaze işlemi yaygın olarak uygulanmaktadır.¹⁷³

Glaze sayesinde, restorasyon yüzeylerinde plak birikimi minimuma iner ve kolaylıkla uzaklaştırılır, doğal diş görünümü ve diş rengi iyi bir şekilde yansıtılabilir.¹⁷⁴ Glaze tabakası yüzeyde oluşan mikroçatlakları¹⁷³ ve yüzeydeki düzensizlikleri doldurur,¹⁷⁴ soğuma sırasında restorasyonun yüzeyinde baskı stresleri oluşturarak dayanımı artırır.^{175,176}

Glaze uygulaması yıllarca pürüzsüz bir yüzey elde etmek için altın standart olarak kabul edilmiştir. Bazı çalışmalarda parlatma işleminin glaze uygulamasıyla benzer sonuçlar verdiği belirlenirken,^{174,177,178} bazı çalışmalarda ise en iyi pürüzsüzlüğün glaze uygulaması ile sağlanabileceği ifade edilmiştir.^{173,179}

Glaze işleminin tekrar edilmesi durumunda hasta başında geçirilen süre azalırken, seans ve fırınlama sayısı artar. Bunun yanında bazen restorasyonu desimante etmek zor olabilir. Bu problemlerden dolayı ağız içinde mekanik parlatma işlemi ile ek seansa gerek kalmadan, hasta başında uygulama imkanı sağlanır.^{180,181}

Bitirme ve cilalama teknikleri ile ilgili glaze uygulanmış monolitik zirkonyum kadar pürüzsüz veya glaze işleminden daha pürüzsüz yüzey sağlamak amacıyla çalışmalar yapılmış, ancak yapılan çalışmalarda reglaze veya hasta başında parlatma sistemlerinden hangisinin daha iyi olduğu konusunda kapsamlı bir sonuç çıkarılamamıştır.¹⁸²

Bu çalışmada, klinik uygulamalara yol gösterebilmek amacıyla glaze uygulanmış monolitik zirkonyum restorasyonların uyumlandırma amacıyla aşındırılması sonrasında farklı yüzey parlatma sistemlerinin etkinlikleri değerlendirilmiştir.

Cila sistemlerinin yüzey pürüzlülüğüne etkisi; cilalanacak seramik türüne, cila sistemine, rotasyon hızına, uygulama süresine, uygulanan basınca ve su soğutması altında yapılıp yapılmamasına göre değişir.^{183,184}

Hasta başında uygulanan farklı cilalama sistemleri bulunmaktadır. Bu sistemlerde su kullanılarak ya da kullanmadan çalışılabilmektedir. Ancak cilalama sırasında kaç adımın gerekli olduğu konusundaki bilgiler yetersizdir. Yapılan bir

araştırmada, her ardışık cilalama adımı sonrasında farklı cilalama kitlerinin etkinliği karşılaştırılmış, cila kitlerinin çoğu yüzey pürüzlülüğünü azaltmada etkin bulunmuştur.¹⁸⁵

Parlatma sistemlerinde kullanılan elmas partiküllerinin zirkonyumdan daha düşük mikro sertlikte olması, yetersiz kalmasına neden olur.^{186,187} Bundan dolayı monolitik zirkonyum restorasyonlarda oklüzal ayarlamalardan sonra restorasyonun yüzeyinin zirkonyum parlatma sistemleriyle cilalanması tavsiye edilmektedir.¹⁸⁸

Sethi ve ark.¹⁸⁹ oklüzal ayarlamadan sonra hasta başında manuel cilalamanın, reglaze işleminden önemli bir farklılık göstermediğini saptamışlardır.

Kim ve ark.¹⁷⁵ monolitik zirkonyum restorasyonlara glaze işlemi ve Edenta cila kitini manuel olarak uygulamışlar, en düşük pürüzlü yüzeyleri glaze uygulanan grupta (0.15-0.17 μm) tespit etmişler, bunu sırasıyla, parlatma (0.18-0.30 μm) ve işlem yapılmamış grubun (0.35-0.39 μm) takip ettiğini belirtmişlerdir.

Khayat ve ark.¹⁹⁰ aşındırmanın tek başına pürüzlülüğü önemli ölçüde arttırabileceğini ve yaşlanmaya neden olabileceği bildirmişlerdir.

Aşındırma sonrası yapılan cilalama işleminin yüzey pürüzlülüğünü önemli ölçüde azalttığı saptanmıştır.^{186,191}

Steiner ve ark.¹⁹² beş farklı (Komet, Optra-fine, Shofu, Zenostar ve Diatech) parlatma sistemi ile beş farklı seramiğe (Cergo Kiss, IPS Empress Esthetic, IPS e.max Press, Imagine PressX, Vita PM 9) mekanik parlatma işlemi uygulamışlar, en düzgün yüzeyi glaze uygulanmış örneklerde saptamışlardır. Ayrıca OptraFine cila kitinin pat içermesinden dolayı örneklerin yüzeylerini daha pürüzsüz hale getirdiğini tespit etmişlerdir.

Gaonkar ve ark.¹⁸² yaptıkları çalışmada OptraFine ve eZr cila kitini kullanarak monolitik zirkonyum örnekler cila işlemi uygulamışlar, OptraFine cila kiti ile daha pürüzsüz yüzeyler elde etmişlerdir.

Akın ve ark.¹⁹³ zirkonyum restorasyonlara uygulanan farklı yüzey işlemlerinin yüzey pürüzlülük ve rezin simana bağlanma dayanımına etkisini incelemişler, yüzey işlemlerinin pürüzlülüğü anlamlı derecede arttırmadığını saptamışlardır.

Farklı seramik sistemlerde elmas frezlerden sonra uygulanan cila patlarının yüzey pürüzlülüğünü azalttığı, ancak tek başına etkinliklerinin yeterli olmadığı belirlenmiştir.^{177,194} Motro ve ark.¹⁹⁵ cila patının yüzey pürüzlülüğünü gidermede yeterli olmadığını, cila lastiklerinden sonra cila patının uygulanmasının yüzey pürüzlülüğünde azalma sağladığını ifade etmişlerdir.

Çağlar ve ark.¹⁹⁶ yaptıkları çalışmada, monolitik zirkonyumun yüzey pürüzlülüğü ve faz değişimi üzerine üç farklı cila kitinin etkisini incelemişlerdir. Meisinger ve EVE Diacera zirkonyum cila kitlerinin daha pürüzsüz yüzeyler oluşturduğunu, EVE Diapol porselen cila kitinin ise diğer gruplardan istatistiksel olarak anlamlı farklılık göstermemekle birlikte iki cila kitine oranla daha başarısız olduğunu saptamışlardır.

Bu çalışmada tüm örnekler sinterleme sonrası glaze işlemi uygulanmış, kontrol grubundaki örnekler ayrıldıktan sonra frezle pürüzlendirilen diğer örnekler aynı araştırmacı tarafından Meisinger ve OptraFine cila kitleriyle parlatma işlemleri uygulanmıştır. Monolitik zirkonyum örnekler parlatma sistemleri uygulandıktan sonra, yüzey pürüzlülükleri profilometre cihazı ile değerlendirilmiş, en düşük yüzey pürüzlülük değerleri (0.31 Ra) glaze işlemi

uygulanan kontrol grubundaki örneklerde saptanmıştır. Kullanılan OptraFine cila kitinin içerisinde yer alan cila lastikleri tatbik edildikten sonra cila patı kullanılmıştır. Bu pat sayesinde Meisinger cila kitinden (0.60 Ra) daha düşük yüzey pürüzlülük değerleri (0.52 Ra) elde edilmiştir. Cila sistemlerinin kullanımından sonra farklı sonuçlar elde edilmesini sistemin içeriğinde bulunan elmas partiküllerinin doğal veya sentetik olup olmamasına, partiküllerin şekline, boyutuna ve yoğunluğuna, ayrıca bağlayıcı ajana bağlı olabileceğini düşünmekteyiz.

Bu tez çalışmasında otoklavda yaşlandırma işleminden önce ve sonra örneklerden üç boyutlu görüntüler alınmıştır. Kontrol grubundaki örneklerde yüzeyin düzenli olduğu, ufak tepeciklerin bulunmadığı, Meisinger cila kiti uygulanan grupta yaşlandırma öncesi frez izlerinin belirgin olup dalgalanmalar gösterdiği, otoklavda yaşlandırma işlemi sonrasında yüzey pürüzlülüğünde artış ile birlikte düzensiz çukurlaşmaların olduğu, OptraFine cila kiti ve pastası uygulanan örneklerde ise otoklavda yaşlandırma öncesi yüzeyde belirgin çukurlar görülürken, otoklavda yaşlandırma sonrası bu çukurların derinliğinde artma olduğu görülmüştür. Elde edilen SEM görüntüleri değerlendirildiğinde; glaze sonrası herhangi bir işlem uygulanmayan örneklerin yüzeyinde homojen bir görüntü ve belli belirsiz noktasal kalıntılar görüntülenmiştir. Aşındırma işleminden sonra Meisinger cila kiti uygulanan grupta aşındırmaya bağlı homojen olmayan çukur ve çizgi şeklinde görüntüler, OptraFine cila kiti uygulanan grupta ise aşındırmaya bağlı homojen olmayan çukur ve dalgalanmalar belirlenmiş, Meisinger cila kiti uygulanan gruba göre daha düzgün yüzeyler saptanmıştır.

Monolitik zirkonyumda veneer porseleni bulunmayıp direkt antagonist diş ile temastadır. Bu durum monolitik zirkonyumun sertliği için önemlidir. Daha

fazla sertliğe sahip bir materyal daha fazla mekanik dayanıklılığa sahip olabilmektedir. Fakat bu durumun antagonist diş için daha yüksek aşınmaya neden olup olmayacağını belirlemek oldukça zordur.¹⁹⁷ Monolitik zirkonyumun mekanik özelliklerini değerlendirmek için dayanıklılık testlerinin yanı sıra mikro sertlik testleri de kullanılmaktadır. Vickers testi dental materyallerin mikro sertliklerini değerlendirmek için yaygın olarak kullanılmaktadır.^{26,198,199}

Goo ve ark.²⁰⁰'ına göre zirkonyumun sertliği porselenlerin iki katıdır. Bu yüksek mikro sertlik nedeniyle, monolitik zirkonyum kullanıldığında daha fazla mine aşınması olabilmektedir. Bununla birlikte, Stawarczyk ve ark.¹⁹⁷ veneer ve glaze uygulanmış zirkonyumun, cilalı monolitik zirkonyuma göre daha fazla aşınmaya ve mine çatlaklarına neden olduğunu belirtmişlerdir.

Traini ve ark.²⁰¹ yaptıkları çalışmada, Y-TZP materyallerini milleme, kaba bitim ve ince bitim uygulanacak şekilde üç gruba ayırmışlardır. En yüksek mikro sertlik değerini sadece milleme uygulanmış örneklerde, en düşük değeri ise kaba bitim uygulanmış örneklerde tespit etmişlerdir.

Bu çalışmada; Meisinger ve OptraFine cila kitinin kontrol grubuna göre yüzey mikro sertliğini istatistiksel olarak anlamlı derecede arttırdığı belirlenmiştir. Yaşlandırma uygulanmayan örneklerin yüzey mikro sertlik değeri en yüksek Meisinger cila kiti uygulanan grupta (1168.30 HV), en düşük ise kontrol grubunda (540.72 HV) saptanmıştır.

XRD analizinde gözlenen pikler, malzemenin kristal yapısındaki problemleri göstermektedir. Zirkonyum; monoklinik, tetragonal ve kübik fazlar arasında dönüşüm göstermektedir. Uygulanan yüzey işlemleri sonrasında XRD analizinde monoklinik ve tetragonal fazların göreceli miktarlarının analizi

yapılmaktadır.¹⁸⁷ Çağlar ve ark.¹⁹⁶ yaptıkları çalışmada XRD analizi sonucunda parlatma işlemi uygulamasının monolitik zirkonyumda faz değişimi oluşturmadağını belirtmişlerdir. Bu çalışmada farklı parlatma sistemlerinin faz değişimi üzerindeki etkisinin istatistiksel olarak anlamlı olduğu saptanmıştır. Bu sonuç Çağlar ve ark.¹⁹⁶ bulguları ile uyum göstermemektedir. Bu durumun farklı yaşlandırma yöntemleri kullanılmasına bağlı olduğunu düşünmekteyiz.

Yapay yaşlandırma işlemi, *in-vitro* çalışmalarda farklı dental materyallerin klinik kullanım süresinin değerlendirilmesinde kullanılan önemli bir yöntemdir.²⁰² Yapay yaşlandırma yöntemlerinden biri olan otoklavda yaşlandırma işlemi ile ilgili çok sayıda çalışma yapılmıştır.^{112,203} Su ve ısı varlığında faz dönüşümü hızlanmaktadır. Buharlı otoklav işlemi düşük ısı bozulmasını yansıtabilmek için iyi bir yöntemdir.²⁰⁴

Pereira ve ark.²⁰⁵ yaşlandırma işleminin (otoklavda 134°C’de 2 bar basınç altında 20 saat) monolitik zirkonyumun pürüzlülüğünü anlamlı şekilde artırmadığını belirtmişlerdir. Benzer şekilde Guilardi ve ark.²⁰⁶ tarafından yapılan araştırmada da, yaşlandırma işleminin zirkonyum örneklerin yüzey pürüzlülüğüne anlamlı etkisinin olmadığı saptanmıştır.

Bu tez çalışmasında 15-20 yıllık yaşlanmayı taklit etmek amacıyla beş saatlik yaşlandırma işlemi uygulanmıştır. Otoklavda yaşlandırma işlemi öncesi ile yaşlandırma işlemi sonrası yüzey pürüzlülük değerleri arasında istatistiksel olarak anlamlı fark saptanmamıştır.

Kohorst ve ark.²⁰⁷ kontrol grubu dışındaki zirkonyum örneklere 16, 32, 64, 128 saat otoklavda yaşlandırma işlemi uygulamışlardır. Otoklavda yaşlandırma işleminden sonra yapılan analizlerde, artan monoklinik faz içeriğinden dolayı 3Y-

TZP yüzeyler daha pürüzlü hale gelmiştir. Bu durumun faz dönüşümüne uğramış zirkonyum kristallerinin belirgin şekilde yükselmesinden kaynaklandığını belirtmişlerdir. Bu tez çalışmasında da otoklavda yaşlandırma işleminden sonra örneklerin yüzey pürüzlülüğünün arttığının belirlenmiş olmasına karşın, fark istatistiksel olarak anlamlı bulunmamıştır.

Roy ve ark.¹¹¹ yaşlandırma işlemi uygulanmış ve uygulanmamış Y-TZP seramiklerinin yüzey mikro sertlik değerlerini karşılaştırmışlar, yaşlandırma uygulanmamış Y-TZP'lerin daha yüksek mikro sertlik değerine sahip olduğunu belirtmişlerdir. Bu tez çalışmasında yüzey mikro sertlik değerleri en yüksek (1059.31 HV) OptraFine cila kiti uygulanan grupta, en düşük ise kontrol grubunda (540.72 HV) bulunmuştur. Otoklavda yaşlandırma işlemi uygulanan gruptaki örneklerin (922.78 HV) yüzey mikro sertlik değerleri uygulanmayan gruptakilerden (941.52 HV) daha düşük olarak saptanmıştır. Oluşan fark istatistiksel olarak anlamlı bulunmamıştır.

Zirkonyumun transformasyonunun ısıyla aktive edilebilmesi nedeniyle materyalin ağız boşluğu içerisindeki klinik ömrünün tahmin edebilmesi için otoklavda hızlandırılmış yaşlandırma işlemi uygulanmaktadır.²⁰⁸

Yapılan bir çalışmada, Prettau ve BruxZir markalarında beş ila 50 saat arasında otoklav yaşlandırmasının monoklinik faz miktarında artmaya sebep olduğu saptanmıştır.²⁰⁹

Ağız ortamında sürekli olarak meydana gelen ısısal değişimler ve çiğneme kuvvetleri zirkonyumun yapısındaki tetragonal fazların monoklinik faza dönüşümüne sebep olmaktadır. Bunun sonucunda zirkonyumun yapısında oluşan mikroçatlaklar ilerleyerek kırılma oluşturmaktadır.²⁴

Seramik restorasyonların tekrar tekrar fırınlanması porselenin yapısını değiştirerek olumsuz etki yaratabilmektedir.²¹⁰ Aşındırma işleminden sonra glaze işleminin uygulanmasının, materyalin yüzeyindeki çatlakları doldurarak materyalin dayanımını arttırdığı düşünülmekle²¹¹ birlikte kesin olmayıp bu konu hakkında farklı düşünceler bulunmaktadır.^{211,212}

Kırılma materyallerin dayanıklılığının değerlendirilmesinde kırılma dayanımı testleri güvenilir ve anlamlı olarak kabul edilmektedir.¹⁹⁸ Kırılma materyallerde iki eksenli testlerin daha güvenilir olduğu belirtilmiştir. Çünkü bu teknikte, maksimum gerilim stresleri materyalin merkezinde oluşur ve kenar başarısızlıkları bu sayede elimine edilir.²¹³

İki eksenli kırılma testlerinden biri olan üç top üzerine piston tekniği sıklıkla kullanılan bir yöntemdir.^{198,213,214} Ebeid ve ark.²¹⁵ monolitik saydam zirkonyuma sinterizasyon parametrelerinin etkilerini inceledikleri çalışmalarında örnekleri disk şeklinde hazırlamış iki eksenli kırılma dayanımı testlerinden üç top üstünde piston testini kullanmışlardır.

Gutierrez ve ark.²¹⁶ ZrO₂ esaslı materyallerin hidrotermal yaşlanmasını değerlendirdikleri çalışmalarında örnekleri disk şeklinde hazırlamışlar, kırılma dayanımı değerlerini üç top üstünde piston testi ile ölçmüşlerdir.

Bu tez çalışmasında uluslararası standartlara (ISO 6872) göre hazırlanan örneklerle ‘üç top üstünde piston’ testi uygulanmıştır. Mota ve ark.²¹⁷ da zirkonyumda faz dönüşümü ve kırılma dayanımını inceledikleri çalışmalarında iki eksenli kırılma dayanımı testi kullanmışlardır.

Bu tez çalışmasında cila kitlerinin glaze uygulamasına göre kırılma dayanımını azalttığı bulunmuştur.

Fairhurst ve ark.²¹¹ yaptıkları çalışmada, örneklerin tümüne glaze işlemi uyguladıktan sonra fırınlamışlar, bir kısmına ise tekrar glaze fırınlaması tatbik etmişlerdir. Tekrar glaze işlemi uygulanan örneklerin bükülme dayanımının diğer örneklerden %8 oranında daha az olduğunu belirtmişlerdir. Kırılma dayanımında, restorasyon materyali içerisindeki çatlak dağılımının önemli olduğunu ve glaze işleminin örnekte daha büyük çatlak meydana getirdiğini, bunun da kırılma dayanımını düşürdüğünü ifade etmişlerdir.

Monolitik zirkonyuma uygulanan yüzey işlemleri materyalin içeriğinde, kristal yapısında ve yüzey morfolojisinde değişiklik oluşturarak, mekanik ve kimyasal özelliklerini etkiler.^{70,145} Moon ve ark.²¹⁸ yüzey parlatma işlemlerinin zirkonyumun faz dönüşümüne sebep olarak transformasyon kapasitesini azaltacağından, uygulanan kuvvetlere karşı dirençsiz olacağını bildirmişlerdir. Zirkonyumun yüzeyine uygulanan aşındırma, termal siklus ve kumlama gibi işlemler tetragonal fazdan monoklinik faza transformasyona neden olmaktadır. Bunun sonucunda baskı gerilmeleri indüklenerek %3-4' lük hacim genişlemesi oluşmaktadır. Bu genişlemeyle çatlak uçlarına kompresif kuvvetler uygulanır ve çatlakların daha fazla ilerlemesi engellenir. Fakat fazla aşındırma ve kumlama işlemleri derin çukurlar ve kusurlar oluşturacağından stresi arttırarak dayanımı azaltabilir.²¹⁹

Öztürk²²⁰ yaptığı tez çalışmasında yapay yaşlandırma işleminin monolitik zirkonyum restorasyonların kırılma dayanımını etkilemediğini ifade etmiştir. Monolitik zirkonyuma uygulanan yüzey bitim işlemleri sonrasında uygulanan yapay yaşlandırmanın bükülme dayanımına etkisi değerlendirildiğinde yapay yaşlandırmanın kırılma dayanımını azalttığı saptanmış olmasına karşın, fark istatistiksel olarak anlamlı bulunmamıştır.

Bu çalışmada kırılma dayanımı üzerinde, yüzey parlatma sistemlerinin anlamlı, otoklav ile yaşlandırma işleminin ise anlamsız olduğu istatistiksel olarak belirlenmiştir. Yaşlandırma işlemi uygulanmayan grupta kırılma dayanımı değeri en yüksek kontrol grubunda (674.50 MPa), en düşük Meisinger cila kiti uygulanan grupta (605.25 MPa) tespit edilmiştir. Otoklavda yaşlandırma işlemi uygulanan grupta kırılma dayanım değeri en yüksek kontrol grubunda (630.38 MPa), en düşük ise Meisinger cila kiti uygulanan grupta (555.50 MPa) saptanmıştır.



6. SONUÇ ve ÖNERİLER

Farklı yüzey parlatma sistemleri ile otoklavda yaşlandırma işleminin monolitik zirkonyumun yüzey özellikleri, faz dönüşümü ve kırılma dayanımı üzerine etkisi değerlendirildiğinde;

1. En düşük yüzey pürüzlülük değerleri kontrol (glaze uygulanmış) grubundaki örneklerde saptanmıştır.
2. Parlatma sistemleri karşılaştırıldığında; OptraFine cila kitinde daha pürüzsüz yüzey sağlanmış, en yüksek yüzey sertliği ise Meisinger cila kiti uygulanan grupta bulunmuştur.
3. Otoklavda yaşlandırma işlemi yüzey pürüzlülüğünü arttırmıştır, yüzey mikro sertlik değerlerini ise azaltmıştır.
4. Uygulanan parlatma sistemleri ve otoklavda yaşlandırma işleminin faz dönüşümüne etkisi istatistiksel olarak anlamlı bulunmuştur.
5. Kırılma dayanımına yüzey parlatma sistemlerinin etkisinin anlamlı, otoklav ile yaşlandırma işleminin etkisinin ise anlamsız olduğu belirlenmiştir.

Elde edilen bulgular doğrultusunda, ağız içerisinde uyumlama yapılan monolitik zirkonyum restorasyonlara glaze işlemi yerine farklı parlatma sistemleri kullanılmasının klinik olarak yeterli olacağını düşünmekteyiz. Bu çalışmanın sınırlamaları kullanılan materyal çeşidinin az olmasıdır.

KAYNAKLAR

1. Teughels W, Van Assche N, Sliepen I, Quirynen M. Effect of material characteristics and/or surface topography on biofilm development. *Clinical oral implants research*, 2006, 17:68-81.
2. Kang SH, Chang J, Son HH. Flexural strength and microstructure of two lithium disilicate glass ceramics for CAD/CAM restoration in the dental clinic. *Restorative dentistry endodontics*, 2013, 38:134-140.
3. Luthardt RG, Holzhüter MS, Rudolph H, Herold V, Walter MH. CAD/CAM-machining effects on Y-TZP zirconia. *Dental materials*, 2004, 20:655-662.
4. Guess PC, Kuliš A, Witkowski S, Wolkewitz M, Zhang Y, Strub JR. Shear bond strengths between different zirconia cores and veneering ceramics and their susceptibility to thermocycling. *Dental materials*, 2008, 24:1556-1567.
5. Bindl A, Lüthy H, Mörmann WH. Strength and fracture pattern of monolithic CAD/CAM-generated posterior crowns. *Dental materials*, 2006, 22:29-36.
6. Zhang Y, Lee JJW, Srikanth R, Lawn BR. Edge chipping and flexural resistance of monolithic ceramics. *Dental materials*, 2013, 29:1201-1208.
7. Jung M. Finishing and polishing of a hybrid composite and a heat-pressed glass ceramic. *Operative dentistry*, 2002, 27:175-183.
8. Jefferies SR. The art and science of abrasive finishing and polishing in restorative dentistry. *Dental Clinics of North America*, 1998, 42:613-627.
9. Whitehead S, Shearer A, Watts D, Wilson N. Comparison of methods for measuring surface roughness of ceramic. *Journal of oral rehabilitation*, 1995, 22:421-427.

10. Bultan Ö, Öngül D, Türkoğlu P. Zirkonyanın mikroyapılarına ve üretim şekillerine göre sınıflandırılması. *İstanbul üniversitesi diş hekimliği fakültesi dergisi*, 2010, 44:197-204.
11. Karakoca DS, Yılmaz H. Zirkonyum ve sabit protezlerde kullanımı. *Atatürk üniversitesi diş hekimliği fakültesi dergisi*, 2006, 36-44.
12. Elyutin V, Pavlov Y, Levin B, Alekseev E. Ferroalaşımların İstihsalı Elektrometalurji. *İstanbul teknik üniversitesi kütüphanesi*, 1968, 104-175.
13. Piconi C, Maccauro G. Zirconia as a ceramic biomaterial. *Biomaterials*, 1999, 20:1-25.
14. Varol M, Güncü MB, Aktaş G, Canay MŞ. Diş hekimliği pratiğinde zirkonyum ve uygulamalarına panoramik bakış. *Atatürk üniversitesi diş hekimliği fakültesi dergisi*, 2016, 26:534-541.
15. Helmer J, Driskell T. Research on Bioceramics: Symposium on Use of Ceramics as Surgical Implants. *Clemson university*, 1969.
16. Christel P, Meunier A, Dorlot JM, Crolet JM, Witvoet J, Sedel L, Boutin P. Biomechanical compatibility and design of ceramic implants for orthopedic surgery. *Annals of the new york academy of sciences*, 1988, 523:234-256.
17. Garvie RC, Nicholson PS. Phase analysis in zirconia systems. *Journal of the american ceramic society*, 1972, 55:303-305.
18. Christel P, Meunier A, Heller M, Torre J, Peille C. Mechanical properties and short-term in vivo evaluation of yttrium-oxide-partially-stabilized zirconia. *Journal of biomedical materials research part B: applied biomaterials*, 1989, 23:45-61.
19. Hayashi K, Matsuguchi N, Uenoyama K, Sugioka Y. Re-evaluation of the biocompatibility of bioinert ceramics in vivo. *Biomaterials*, 1992, 13:195-200.

20. Taira M, Nomura Y, Wakasa K, Yamaki M, Matsui A. Studies on fracture toughness of dental ceramics. *Journal of oral rehabilitation*, 1990, 17:551-563.
21. Besimo C, Spielmann H, Rohner H. Computer-assisted generation of all-ceramic crowns and fixed partial dentures. *International journal of computerized dentistry*, 2001, 4:243-262.
22. Edelhoff D, Sorensen J. Retention of selected core materials to zirconia posts. *Operative dentistry*, 2002, 27:455-461.
23. Kelly JR, Denry I. Stabilized zirconia as a structural ceramic: an overview. *Dental materials*, 2008, 24:289-298.
24. Kosmač T, Oblak C, Jevnikar P, Funduk N, Marion L. The effect of surface grinding and sandblasting on flexural strength and reliability of Y-TZP zirconia ceramic. *Dental materials*, 1999, 15:426-433.
25. Guazzato M, Albakry M, Quach L, Swain MV. Influence of grinding, sandblasting, polishing and heat treatment on the flexural strength of a glass-infiltrated alumina-reinforced dental ceramic. *Biomaterials*, 2004, 25:2153-2160.
26. Denry I, Kelly JR. State of the art of zirconia for dental applications. *Dental materials*, 2008, 24:299-307.
27. Jeong S-M, Ludwig K, Kern M. Investigation of the fracture resistance of three types of zirconia posts in all-ceramic post-and-core restorations. *The international journal of prosthodontics*, 2002, 15:154-158.
28. Heydecke G, Butz F, Hussein A, Strub JR. Fracture strength after dynamic loading of endodontically treated teeth restored with different post-and-core systems. *The journal of prosthetic dentistry*, 2002, 87:438-445.

29. Balcı B. Farklı estetik abutmentların döngüsel yorulma yüklemesi sonrasında kırılma dayanımlarının değerlendirilmesi. Yüksek lisans tezi, İstanbul: Bezmialem üniversitesi, 2015.
30. Guazzato M, Albakry M, Ringer SP, Swain MV. Strength, fracture toughness and microstructure of a selection of all-ceramic materials. Part II. Zirconia-based dental ceramics. *Dental materials*, 2004, 20:449-456.
31. Çelik M, Bural C, Bayrakdar G. Diş hekimliğinde zirkonya uygulamaları. *Atatürk üniversitesi diş hekimliği fakültesi dergisi*, 2014, 24:106-116.
32. Sundh A, Molin M, Sjögren G. Fracture resistance of yttrium oxide partially-stabilized zirconia all-ceramic bridges after veneering and mechanical fatigue testing. *Dental materials*, 2005, 21:476-482.
33. Guazzato M, Proos K, Quach L, Swain MV. Strength, reliability and mode of fracture of bilayered porcelain/zirconia (Y-TZP) dental ceramics. *Biomaterials*, 2004, 25:5045-5052.
34. Blue DS, Griggs JA, Woody RD, Miller BH. Effects of bur abrasive particle size and abutment composition on preparation of ceramic implant abutments. *The journal of prosthetic dentistry*, 2003, 90:247-254.
35. Manicone PF, Iommetti PR, Raffaelli L. An overview of zirconia ceramics: basic properties and clinical applications. *Journal of dentistry*, 2007, 35:819-826.
36. Saygili G, Şahmali S. Effect of ceramic surface treatment on the shear bond strengths of two resin luting agents to all-ceramic materials. *Journal of oral rehabilitation*, 2003, 30:758-764.
37. Lugh V, Sergo V. Low temperature degradation-aging-of zirconia: A critical review of the relevant aspects in dentistry. *Dental materials*, 2010, 26:807-820.

38. Chevalier J, Deville S, Münch E, Jullian R, Lair F. Critical effect of cubic phase on aging in 3 mol% yttria-stabilized zirconia ceramics for hip replacement prosthesis. *Biomaterials*, 2004, 25:5539-5545.
39. Muñoz-Saldaña J, Balmori-Ramírez H, Jaramillo-Vigueras D, Iga T, Schneider G. Mechanical properties and low-temperature aging of tetragonal zirconia polycrystals processed by hot isostatic pressing. *Journal of materials research*, 2003, 18:2415-2426.
40. Richerson DW. *Modern Ceramic Engineering: Properties, Processing and Use In Design*. 3. Baskı. CRC Press, 2005.
41. Kern M, Wegner SM. Bonding to zirconia ceramic: adhesion methods and their durability. *Dental materials*, 1998, 14:64-71.
42. Matinlinna JP, Lassila LV, Özcan M, Yli-Urpo A, Vallittu PK. An introduction to silanes and their clinical applications in dentistry. *International journal of prosthodontics*, 2004, 17:155-164.
43. Chevalier J. What future for zirconia as a biomaterial? *Biomaterials*, 2006, 27:535-543.
44. Guo X. Hydrothermal degradation mechanism of tetragonal zirconia. *Journal of materials science*, 2001, 36:3737-3744.
45. Guazzato M, Quach L, Albakry M, Swain MV. Influence of surface and heat treatments on the flexural strength of Y-TZP dental ceramic. *Journal of dentistry*, 2005, 33:9-18.
46. El-Ghany OSA, Sherief AH. Zirconia based ceramics, some clinical and biological aspects. *Future dental journal*, 2016, 2:55-64.
47. Flinn BD, Raigrodski AJ, Singh A, Mancl LA. Effect of hydrothermal degradation on three types of zirconias for dental application. *Journal of prosthetic dentistry*, 2014, 112:1377-1384.

48. Chevalier J, Gremillard L, Virkar AV, Clarke DR. The tetragonal-monoclinic transformation in zirconia: lessons learned and future trends. *Journal of the american ceramic society*, 2009, 92:1901-1920.
49. Papanagiotou HP, Morgano SM, Giordano RA, Pober R. In vitro evaluation of low-temperature aging effects and finishing procedures on the flexural strength and structural stability of Y-TZP dental ceramics. *Journal of prosthetic dentistry*, 2006, 96:154-164.
50. Strub JR, Rekow ED, Witkowski S. Computer-aided design and fabrication of dental restorations: current systems and future possibilities. *The journal of the american dental association*, 2006, 137:1289-1296.
51. Witkowski S. (CAD-)/CAM in dental technology. *Quintessence dental technology*. 2005, 28:169-184.
52. Filser F, Kocher P, Weibel F, Luthy H, Scharer P, Gauckler L. Reliability and strength of all-ceramic dental restorations fabricated by direct ceramic machining (DCM). *International journal of computerized dentistry*, 2001, 4:89-106.
53. Li RWK, Chow TW, Matinlinna JP. Ceramic dental biomaterials and CAD/CAM technology: state of the art. *Journal of prosthodontic research*, 2014, 58:208-216.
54. Beuer F, Schweiger J, Eichberger M, Kappert HF, Gernet W, Edelhoff D. High-strength CAD/CAM-fabricated veneering material sintered to zirconia copings—a new fabrication mode for all-ceramic restorations. *Dental materials*, 2009, 25:121-128.
55. Aboushelib MN, Kleverlaan CJ, Feilzer AJ. Microtensile bond strength of different components of core veneered all-ceramic restorations: Part II: Zirconia veneering ceramics. *Dental materials*, 2006, 22:857-863.
56. Aboushelib MN, Kleverlaan CJ, Feilzer AJ. Microtensile bond strength of different components of core veneered all-ceramic restorations. Part 3: double veneer technique. *Journal of prosthodontic research*, 2008, 17:9-13.

57. Beuer F, Stimmelmayer M, Gueth J-F, Edelhoff D, Naumann M. In vitro performance of full-contour zirconia single crowns. *Dental materials*, 2012, 28:449-456.
58. Phillips RW, Anusavice KJ. *Phillips' science of dental materials*, 12. Baski, Elsevier/Saunders, 2013: 291, 451.
59. Batson ER, Cooper LF, Duqum I, Mendonça G. Clinical outcomes of three different crown systems with CAD/CAM technology. *The journal of prosthetic dentistry*, 2014, 112:770-777.
60. Sripetchdanond J, Leevailoj C. Wear of human enamel opposing monolithic zirconia, glass ceramic, and composite resin: an in vitro study. *The journal of prosthetic dentistry*, 2014, 112:1141-1150.
61. Ilie N, Stawarczyk B. Quantification of the amount of light passing through zirconia: the effect of material shade, thickness, and curing conditions. *Journal of dentistry*, 2014, 42:684-690.
62. Awad MM, Alqahtani H, Al-Mudahi A, Murayshed M, Alrahlah A, Bhandi SH. Adhesive bonding to computer-aided design/computer-aided manufacturing esthetic dental materials: an overview. *The journal of contemporary dental practice*, 2017, 18:622-626.
63. Chen M, Zhang Y, Yao X, Li H, Yu Q, Wang Y. Effect of a non-thermal, atmospheric-pressure, plasma brush on conversion of model self-etch adhesive formulations compared to conventional photo-polymerization. *Dental materials*, 2012, 28:1232-1239.
64. Han GJ, Kim JH, Cho BH, Oh KH, Jeong JJ. Promotion of resin bonding to dental zirconia ceramic using plasma deposition of tetramethylsilane and benzene. *European journal of oral sciences*, 2017, 125:81-87.

65. Valverde GB, Coelho PG, Janal MN, Lorenzoni FC, Carvalho RM, Thompson VP, Weltemann K-D, Silva NR. Surface characterisation and bonding of Y-TZP following non-thermal plasma treatment. *Journal of dentistry*, 2013, 41:51-59.
66. Goekce B, Özpınar B, Dündar M, Cömlekoglu E, Sen B, Güngör M. Bond strengths of all-ceramics: acid vs laser etching. *Operative dentistry*, 2007, 32:173-178.
67. Piwowarczyk A, Lauer H-C, Sorensen JA. In vitro shear bond strength of cementing agents to fixed prosthodontic restorative materials. *The journal of prosthetic dentistry*, 2004, 92:265-273.
68. Wood D, Bubb N, Millar B, Dunne S. Preliminary investigation of a novel retentive system for hydrofluoric acid etch-resistant dental ceramics. *The journal of prosthetic dentistry*, 1997, 78:275-280.
69. Moravej-Salehi E, Moravej-Salehi E, Valian A. Surface topography and bond strengths of feldspathic porcelain prepared using various sandblasting pressures. *Journal of investigative clinical dentistry*, 2016, 7:347-354.
70. Zhang Y, Lawn BR, Rekow ED, Thompson VP. Effect of sandblasting on the long-term performance of dental ceramics. *Journal of biomedical materials research part B: applied biomaterials*, 2004, 71:381-386.
71. Kosmač T, Oblak Č, Jevnikar P, Funduk N, Marion L. Strength and reliability of surface treated Y-TZP dental ceramics. *Journal of biomedical materials research part B: applied biomaterials*, 2000, 53:304-313.
72. Aboushelib MN, Kleverlaan CJ, Feilzer AJ. Selective infiltration-etching technique for a strong and durable bond of resin cements to zirconia-based materials. *The journal of prosthetic dentistry*, 2007, 98:379-388.

73. Addison O, Cao X, Sunnar P, Fleming GJ. Machining variability impacts on the strength of a 'chair-side' CAD–CAM ceramic. *Dental materials*, 2012, 28:880-887.
74. Dutra D, Pereira G, Kantorski K, Exterkate R, Kleverlaan C, Valandro L, Zanatta F. Grinding with diamond burs and hydrothermal aging of a Y-TZP material: effect on the material surface characteristics and bacterial adhesion. *Operative dentistry*, 2017, 42:669-678.
75. Sevmez H, Güngör MB, H. Y. Tam seramik restorasyonlarda uygulanan yüzey işlemleri. *Ege üniversitesi diş hekimliği fakültesi dergisi*, 2018, 39:148-159.
76. Lundberg K, Wu L, Papia E. The effect of grinding and/or airborne-particle abrasion on the bond strength between zirconia and veneering porcelain: a systematic review. *Acta biomaterialia odontologica scandinavica*, 2017, 3:8-20.
77. Puschmann D, Wolfart S, Ludwig K, Kern M. Load-bearing capacity of all-ceramic posterior inlay-retained fixed dental prostheses. *European journal of oral sciences*, 2009, 117:312-318.
78. Tzanakakis E-GC, Tzoutzas IG, Koidis PT. Is there a potential for durable adhesion to zirconia restorations? A systematic review. *The journal of prosthetic dentistry*, 2016, 115:9-19.
79. Dérand P, Dérand T. Bond strength of luting cements to zirconium oxide ceramics. *International journal of prosthodontics*, 2000, 13:131-135.
80. Yoshida K, Tsuo Y, Atsuta M. Bonding of dual-cured resin cement to zirconia ceramic using phosphate acid ester monomer and zirconate coupler. *Journal of biomedical materials research part B: applied biomaterials*, 2006, 77:28-33.

81. Laufer B, Nicholls J, Townsend J. SiOx-C coating: a composite-to-metal bonding mechanism. *Journal of prosthetic dentistry*, 1988, 60:320-327.
82. Amaral R, Özcan M, Bottino MA, Valandro LF. Microtensile bond strength of a resin cement to glass infiltrated zirconia-reinforced ceramic: the effect of surface conditioning. *Dental materials*, 2006, 22:283-290.
83. Uludamar A, Akalin B, YK O. Zirkonyum esaslı tam seramik restorasyonlarda simantasyon öncesi yüzey hazırlıkları. *Cumhuriyet üniversitesi diş hekimliği fakültesi dergisi*, 2011, 14:140-153.
84. Valandro LF, Della Bona A, Bottino MA, Neisser MP. The effect of ceramic surface treatment on bonding to densely sintered alumina ceramic. *The journal of prosthetic dentistry*, 2005, 93:253-259.
85. Anusavice K.J. Shen C, Rawls H.R. *Philips' Science of Dental Materials*, 12. Baskı. Elsevier Health Sciences, 2012: 54-57.
86. Yap A, Yap S, Teo C, Ng J. Comparison of surface finish of new aesthetic restorative materials. *Operative dentistry*, 2004, 29:100.
87. O'Brien WJ. Dental materials and their selection. *Quintessence of dental technology*, 2002, 4:90-110.
88. Ferracane JL. *Materials in Dentistry: Principles and Applications*, Lippincott Williams & Wilkins, 2001, 2:63-64.
89. Schmidlin PR, Göhring TN. Finishing tooth-colored restorations in vitro: an index of surface alteration and finish-line destruction. *Operative dentistry*, 2004, 29:80-86.
90. Jefferies SR. Abrasive finishing and polishing in restorative dentistry: a state-of-the-art review. *Dental clinics of north america*, 2007, 51:379-397.

91. O'Brien WJ. *Dental Materials and Their Selection*, 4thed. Chicago, Quintessence Publishing Company, 2008: 16.
92. Zaimoğlu A, Can, G. *Sabit Protezler*. 1. Baskı. Ankara üniversitesi diş hekimliği fakültesi yayınları, 2004.
93. Ölmez A., Kisbet S. Kompozit rezin restorasyonlarda bitirme ve polisaj işlemlerindeki yeni gelişmeler. *Acta odontologica turcica*, 2012, 30:115-122.
94. Yavuzylmaz H, Ulusoy M, Kedici P, Kansu G. *Protetik diş tedavisi terimleri sözlüğü*. Ankara, Özyurt Matbaacılık, 2003: 196.
95. Anusavice K. Dental casting alloys. *Phillip's science of dental materials*, 10. Baskı. 1996: 423-459.
96. Kawai K, Urano M, Ebisu S. Effect of surface roughness of porcelain on adhesion of bacteria and their synthesizing glucans. *The journal of prosthetic dentistry*, 2000, 83:664-667.
97. Patterson C, McLundie A, Stirrups D, Taylor W. Refinishing of porcelain by using a refinishing kit. *The journal of prosthetic dentistry*, 1991, 65:383-388.
98. Scurria MS, Powers JM. Surface roughness of two polished ceramic materials. *The journal of prosthetic dentistry*, 1994, 71:174-177.
99. Zaimoğlu A, Can G, Ersoy E, Aksu L. *Diş hekimliğinde maddeler bilgisi*. Ankara, Ankara Üniversitesi Basımevi, 1993: 515.
100. Naylor WP, King AH. *Introduction To Metal-Ceramic Technology*, 3rd ed. Quintessence Publishing Company, 1992: 9-10.
101. Geis-Gerstorfer J. In vitro corrosion measurements of dental alloys. *Journal of dentistry*, 1994, 22:247-251.

102. Gale M, Darvell B. Thermal cycling procedures for laboratory testing of dental restorations. *Journal of dentistry*, 1999, 27:89-99.
103. Versluis A, Douglas WH, Sakaguchi RL. Thermal expansion coefficient of dental composites measured with strain gauges. *Dental materials*, 1996, 12:290-294.
104. McInnes P, Dickinson G. The effect of thermocycling in microleakage analysis. *Dental materials*, 1992, 8:181-184.
105. Papacchini F, Toledano M, Monticelli F, Osorio R, Radovic I, Polimeni A, García-Godoy F, Ferrari M. Hydrolytic stability of composite repair bond. *European journal of oral sciences*, 2007, 115:417-424.
106. Hekimoğlu C, Anıl N, Etikan I. Effect of accelerated aging on the color stability of cemented laminate veneers. *International journal of prosthodontics*, 2000, 13:29-33.
107. Çal E, Güneri P, Bıçakçı A. Diş hekimliğindeki estetik ikilem: diş rengi. *Ege üniversitesi diş hekimliği fakültesi dergisi*, 2005, 26:117-125.
108. Hashimoto M, Ohno H, Kaga M, Endo K, Sano H, Oguchi H. In vivo degradation of resin-dentin bonds in humans over 1 to 3 years. *Journal of dental research*. 2000, 79:1385-1391.
109. Harada K, Shinya A, Gomi H, Hatano Y, Shinya A, Raigrodski AJ. Effect of accelerated aging on the fracture toughness of zirconias. *The journal of prosthetic dentistry*, 2016, 115:215-223.
110. Ramesh S, Lee KS, Tan C. A review on the hydrothermal ageing behaviour of Y-TZP ceramics. *Ceramics International*, 2018, 44:20620-20634.
111. Roy M, Whiteside L, Katerberg B, Steiger J. Phase transformation, roughness, and microhardness of artificially aged yttria-and magnesia-stabilized zirconia femoral heads. *Journal of biomedical materials research part B: applied biomaterials*, 2007, 83:1096-1102.

112. Deville S, Gremillard L, Chevalier J, Fantozzi G. 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*, 2005, 72:239-245.
113. Itinoche KM, Özcan M, Bottino MA, Oyafuso D. Effect of mechanical cycling on the flexural strength of densely sintered ceramics. *Dental materials*, 2006, 22:1029-1034.
114. Joniot S, Salomon JP, Dejou J, Grégoire G. Use of two surface analyzers to evaluate the surface roughness of four esthetic restorative materials after polishing. *Operative dentistry*, 2006, 31:39-46.
115. Zhang X, Anderson P, Dowker S, Elliott J. Optical profilometric study of changes in surface roughness of enamel during in vitro demineralization. *Caries research*, 2000, 34:64-174.
116. Phillips RW, Anusavice KJ. *Phillips' Science of Dental Materials*, 12. Baskı. Elsevier/Saunders, 2013: 69-143.
117. Sakaguchi RL, Powers JM. *Craig's restorative dental materials-e-book*, 13. Baskı. Elsevier Health Sciences, 2012: 83-107.
118. Attar N. The effect of finishing and polishing procedures on the surface roughness of composite resin materials. *The journal of contemporary dental practice*, 2007, 8:27-35.
119. Onaran K. *Malzeme Bilimi*. İstanbul, Bilim Teknik Yayınevi, 2014, 13:98-105.
120. Caughman WF, Rueggeberg F. Shedding new light on composite polymerization. *Operative dentistry*, 2002, 27:636-638.
121. Callister WD. *Fundamentals of materials science and engineering*, 5. Baskı. Wiley London, 2001: 251-268.

122. Poskus LT, Placido E, Cardoso PEC. Influence of placement techniques on Vickers and Knoop hardness of class II composite resin restorations. *Dental materials*, 2004, 20:726-732.
123. Attin T, Kocabiyik M, Buchalla W, Hannig C, Becker K. Susceptibility of enamel surfaces to demineralization after application of fluoridated carbamide peroxide gels. *Caries Research*, 2003, 37:93-99.
124. Sanches RP, Otani C, Damião AJ, Miyakawa W. AFM characterization of bovine enamel and dentine after acid-etching. *Micron*, 2009, 40:502-506.
125. Oura K, Lifshits V, Saranin A, Zotov A, Katayama M. *Surface science: an introduction*, Baskı. Springer Science & Business Media, 2013: 164-167.
126. Dörterler E. Zirkonyum oksit esaslı seramik sistemlerinde lazerle yapılan pürüzlendirmenin bağlantı gücüne etkisi. Sağlık Bilimleri Enstitüsü, Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı. Doktora tezi, Ankara: Ankara Üniversitesi, 2007.
127. Silikas N, Watts D, England K, Jandt K. Surface fine structure of treated dentine investigated with tapping mode atomic force microscopy. *Journal of dentistry*, 1999, 27:137-144.
128. Teixeira EC, Thompson JL, PIASCIK JR, Thompson JY. In vitro toothbrush-dentifrice abrasion of two restorative composites. *Journal of esthetic restorative dentistry*, 2005, 17:172-181.
129. Tholt B, Miranda-Júnior WG, Prioli R, Thompson J, Oda M. Surface roughness in ceramics with different finishing techniques using atomic force microscope and profilometer. *Operative dentistry*, 2006, 31:442-449.
130. Alacakir A, Tan E, Aladli F, Pervan O, Güven O. Investigation of morphological effects of gamma irradiation on secondary coating surface of optical fibers by atomic force microscopy. *Radiation Physics Chemistry*, 1995, 46:1295-1298.

131. Mironov VL. Fundamentals of scanning probe microscopy. *Nizhniy Novgorod*, 2004: 5.
132. Yañez MJ, Barbosa SE. Changes in particle area measurements due to SEM accelerating voltage and magnification. *Microscopy research technique*, 2003, 61:463-468.
133. Reardon S. The operation of the transmission electron microscope (microscopy handbooks 2). 1985: 696-699.
134. Bona AD, Anusavice KJ, Hood JA. Effect of ceramic surface treatment on tensile bond strength to a resin cement. *International journal of prosthodontics*, 2002, 15:248-253.
135. Cengiz A, Mısırlıgil A, Aydın M. *Tıp ve Diş Hekimliğinde Genel ve Özel Mikrobiyoloji*. Ankara, Güneş Kitapevi, 2004: 213-217.
136. Skoog D, West D, Holler F, Crouch S. *Fundamentals of Analytical Chemistry*, 9. Baskı. Nelson Education, 2013.
137. Samuel R, Chandrasekar S, Farris TN, Licht RH. Effect of residual stresses on the fracture of ground ceramics. *Journal of the american ceramic society*, 1989, 72:1960-1966.
138. Woolfson MM, Woolfson MM. *An Introduction to X-ray Crystallography*, 2. Baskı. Cambridge University Press, 1997.
139. Albakry M, Guazzato M, Swain MV. Biaxial flexural strength, elastic moduli, and x-ray diffraction characterization of three pressable all-ceramic materials. *The journal of prosthetic dentistry*, 2003, 89:374-380.
140. Yilmaz H, Nemli SK, Aydın C, Bal BT, Tıraş T. Effect of fatigue on biaxial flexural strength of bilayered porcelain/zirconia (Y-TZP) dental ceramics. *Dental materials*, 2011, 27:786-795.

141. Scherrer SS, Cesar PF, Swain MV. Direct comparison of the bond strength results of the different test methods: a critical literature review. *Dental materials*, 2010, 26:78-93.
142. Van Meerbeek B, Peumans M, Poitevin A, Mine A, Van Ende A, Neves A, De mck J. Relationship between bond-strength tests and clinical outcomes. *Dental materials*, 2010, 26:100-121.
143. Guazzato M, Albakry M, Swain MV, Ironside J. Mechanical properties of In-Ceram Alumina and In-Ceram Zirconia. *International journal of prosthodontics*, 2002, 15:339-346.
144. Sunnegårdh-Grönberg K, Peutzfeldt A, van Dijken JW. Flexural strength and modulus of a novel ceramic restorative cement intended for posterior restorations as determined by a three-point bending test. *Acta odontologica scandinavica*, 2003, 61:87-92.
145. Karakoca S, Yilmaz H. Influence of surface treatments on surface roughness, phase transformation, and biaxial flexural strength of Y-TZP ceramics. *Journal of biomedical materials research part B: applied biomaterials*, 2009, 91:930-937.
146. Prö L. Compressive strength of two modern all-ceramic crowns. *International journal of prosthodontics*, 1992, 5:409-414.
147. Thompson G. Influence of relative layer height and testing method on the failure mode and origin in a bilayered dental ceramic composite. *Dental materials*, 2000, 16:235-243.
148. Ikejima I, Nomoto R, McCabe JF. Shear punch strength and flexural strength of model composites with varying filler volume fraction, particle size and silanation. *Dental materials*, 2003, 19:206-211.

149. Hsueh C-H, Thompson G. Appraisal of formulas for stresses in bilayered dental ceramics subjected to biaxial moment loading. *Journal of dentistry*, 2007, 35:600-606.
150. Murillo-Gómez F, Wanderley R, De Goes M. Impact of silane-containing universal adhesive on the biaxial flexural strength of a resin cement/glass-ceramic system. *Operative dentistry*, 2019, 44:200-209.
151. Wagner W, Chu T. Biaxial flexural strength and indentation fracture toughness of three new dental core ceramics. *The journal of prosthetic dentistry*, 1996, 76:140-144.
152. ISO I. 6872: Dentistry-ceramic materials. Switzerland: International Organization for Standardization, 2008.
153. Stawarczyk B, Özcan M, Hallmann L, Ender A, Mehl A, Hämmerlet CH. The effect of zirconia sintering temperature on flexural strength, grain size, and contrast ratio. *Clinical oral investigations*, 2013, 17:269-274.
154. Zhang Y, Lawn B. Novel zirconia materials in dentistry. *Journal of dental research*, 2018, 97:140-147.
155. Sundh A, Sjögren G. Fracture resistance of all-ceramic zirconia bridges with differing phase stabilizers and quality of sintering. *Dental materials*, 2006, 22:778-784.
156. Jiang L, Liao Y, Wan Q, Li W. Effects of sintering temperature and particle size on the translucency of zirconium dioxide dental ceramic. *Journal of materials science: materials in medicine*, 2011, 22:2429-2435.
157. Ortorp A, Kihl ML, Carlsson GE. A 3-year retrospective and clinical follow-up study of zirconia single crowns performed in a private practice. *Journal of dentistry*, 2009, 37:731-736.
158. Avşar A, Tuloglu N. Effect of different topical fluoride applications on the surface roughness of a colored compomer. *Journal of applied oral science*, 2010, 18:171-177.

159. Fuzzi M, Zaccheroni Z, Vallania G. Scanning electron microscopy and profilometer evaluation of glazed and polished dental porcelain. *International journal of prosthodontics*, 1996, 9:452-458.
160. Klausner LH, Cartwright CB, Charbeneau GT. Polished versus autoglazed porcelain surfaces. *The journal of prosthetic dentistry*, 1982, 47:157-162.
161. Ma T, Johnson GH, Gordon GE. Effects of chemical disinfectants on surface characteristics and color of three fixed prosthodontic crown materials. *The journal of prosthetic dentistry*, 1999, 82:600-607.
162. Rupawala A, Musani SI, Madanshetty P, Dugal R, Shah UD, Sheth EJ. A study on the wear of enamel caused by monolithic zirconia and the subsequent phase transformation compared to two other ceramic systems. *The journal o indian prosthodontic society*, 2017, 17:8-14.
163. Gundugollu Y, Yalavarthy RS, Krishna MH, Kalluri S, Pydi SK, Tedlapu SK. Comparison of the effect of monolithic and layered zirconia on natural teeth wear: An in vitro study. *The journal of indian prosthodontic society*, 2018, 18:336-342.
164. Anusavice KJ. *Phillips' science of dental materials*, 11. Bask1. Saunders. Elsevier; 2003.
165. Valois CR, Silva LP, Azevedo RB. Atomic force microscopy study of stainless-steel and nickel-titanium files. *Journal of endodontics*, 2005, 31:882-885.
166. Raimondo Jr RL, Richardson JT, Wiedner B. Polished versus autoglazed dental porcelain. *The journal of prosthetic dentistry*, 1990, 64:553-557.
167. Lin WS, Ercoli C, Feng C, Morton D. The effect of core material, veneering porcelain, and fabrication technique on the biaxial flexural strength and weibull analysis of selected dental ceramics. *Journal of prosthodontics: implant, esthetic and reconstructive dentistry*, 2012, 21:353-362.

168. Vichi A, Sedda M, Del Siena F, Louca C, Ferrari M. Flexural resistance of Cerec CAD/CAM system ceramic blocks. Part 1: Chairside materials. *American journal of dentistry*, 2013, 26:255-259.
169. Wright MD, Masri R, Driscoll CF, Romberg E, Thompson GA, Runyan DA. Comparison of three systems for the polishing of an ultra-low fusing dental porcelain. *The journal of prosthetic dentistry*, 2004, 92:486-490.
170. Chen C, Trindade FZ, de Jager N, Kleverlaan CJ, Feilzer AJ. The fracture resistance of a CAD/CAM Resin Nano Ceramic (RNC) and a CAD ceramic at different thicknesses. *Dental materials*, 2014, 30:954-962.
171. Dhima M, Assad DA, Volz JE, An KN, Berglund LJ, Carr AB, Salinas TJ. Evaluation of fracture resistance in aqueous environment of four restorative systems for posterior applications. Part 1. *Journal of prosthodontics*, 2013, 22:256-260.
172. Pieger S, Salman A, Bidra AS. Clinical outcomes of lithium disilicate single crowns and partial fixed dental prostheses: a systematic review. *The journal of prosthetic dentistry*, 2014, 112:22-30.
173. Aksoy G, Polat H, Polat M, Coskun G. Effect of various treatment and glazing (coating) techniques on the roughness and wettability of ceramic dental restorative surfaces. *Colloids and surfaces B: biointerfaces*, 2006, 53:254-259.
174. Al-Wahadni A, Muir Martin D. Glazing and finishing dental porcelain: a literature review. *Journal-Canadian dental association*, 1998, 64:580-583.
175. Kim HK, Kim SH, Lee JB, Ha SR. Effects of surface treatments on the translucency, opalescence, and surface texture of dental monolithic zirconia ceramics. *Journal of prosthetic dentistry*, 2016, 115:773-779.

176. Cattell MJ, Chadwick TC, Knowles JC, Clarke RL. The development and testing of glaze materials for application to the fit surface of dental ceramic restorations. *Dental materials*, 2009, 25:431-441.
177. Sarac D, Sarac YS, Yuzbasioglu E, Bal S. The effects of porcelain polishing systems on the color and surface texture of feldspathic porcelain. *The journal of prosthetic dentistry*, 2006, 96:122-128.
178. Bottino MC, Valandro LF, Kantorski KZ, Bressiani JC, Bottino MA. Polishing methods of an alumina-reinforced feldspar ceramic. *Brazilian dental journal*, 2006, 17:285-289.
179. Vieira AC, Oliveira MC, Lima EM, Rambob I, Leite M. Evaluation of the surface roughness in dental ceramics submitted to different finishing and polishing methods. *The journal of indian prosthodontic society*, 2013, 13:290-295.
180. Jacobi R, Shillingburg Jr HT, Duncanson Jr MG. A comparison of the abrasiveness of six ceramic surfaces and gold. *The journal of prosthetic dentistry*, 1991, 66:303-309.
181. Sasahara RMC, Ribeiro FdC, Cesar PF, Yoshimura HN. Influence of the finishing technique on surface roughness of dental porcelains with different microstructures. *Operative dentistry*, 2006, 31:577-583.
182. Gaonkar SH, Aras MA, Chitre V. An in vitro study to compare the surface roughness of glazed and chairside polished dental monolithic zirconia using two polishing systems. *The journal o indian prosthodontic society*, 2020, 20:186-192.
183. Yap AU, Sau CW, Lye KW. Effects of finishing/polishing time on surface characteristics of tooth-coloured restoratives. *Journal of oral rehabilitation*, 1998, 25:456-461.

184. Haywood VB, Heymann H, Scurria M. Effects of water, speed, and experimental instrumentation on finishing and polishing porcelain intra-orally. *Dental materials*, 1989, 5:185-188.
185. Preis V, Grumser K, Schneider-Feyrer S, Behr M, Rosentritt M. The effectiveness of polishing kits: influence on surface roughness of zirconia. *International journal of prosthodontics*, 2015, 28:149-151.
186. Huh Y-H, Park C-J, Cho L-R. Evaluation of various polishing systems and the phase transformation of monolithic zirconia. *The journal of prosthetic dentistry*, 2016, 116:440-449.
187. Park C, Vang M-S, Park S-W, Lim H-P. 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*, 2017, 117:430-437.
188. Giti R, Haghdooost S, Ansarifard E. Effect of different coloring techniques and surface treatment methods on the surface roughness of monolithic zirconia. *Dental research journal*, 2020, 17:152.
189. Sethi S, Kakade D, Jambhekar S, Jain V. An in vitro investigation to compare the surface roughness of auto glazed, reglazed and chair side polished surfaces of Ivoclar and Vita feldspathic porcelain. *The journal o indian prosthodontic society*, 2013, 13:478-485.
190. Khayat W, Chebib N, Finkelman M, Khayat S, Ali A. Effect of grinding and polishing on roughness and strength of zirconia. *The journal of prosthetic dentistry*, 2018, 119:626-631.
191. Alghazzawi TF, Lemons J, Liu PR, Essig ME, Bartolucci AA, Janowski GM. Influence of low-temperature environmental exposure on the mechanical properties and structural stability of dental zirconia. *Journal of prosthodontics: implant, esthetic and reconstructive dentistry*, 2012, 21:363-369.

192. Steiner R, Beier US, Heiss-Kisielewsky I, Engelmeier R, Dumfahrt H, Dhima M. Adjusting dental ceramics: An in vitro evaluation of the ability of various ceramic polishing kits to mimic glazed dental ceramic surface. *The journal of prosthetic dentistry*, 2015, 113:616-622.
193. Akin GE, Kaval ME, Turk T, Akin H. Surface roughness and bond strength of zirconia posts to a resin cement after various surface pretreatments. *Photomedicine and laser surgery*, 2015, 33:246-251.
194. da Silva TM, Salvia ACRD, de Carvalho RF, Pagani C, da Rocha DM, da Silva EG. Polishing for glass ceramics: which protocol? *Journal of prosthodontic research*, 2014, 58:160-170.
195. Motro PFK, Kursoglu P, Kazazoglu E. Effects of different surface treatments on stainability of ceramics. *The journal of prosthetic dentistry*, 2012, 108:231-237.
196. Caglar I, Ates SM, Duymus ZY. The effect of various polishing systems on surface roughness and phase transformation of monolithic zirconia. *The journal of advanced prosthodontics*, 2018, 10:132-137.
197. Stawarczyk B, Özcan M, Trottmann A, Hämmerle CH, Roos M. Evaluation of flexural strength of hiped and presintered zirconia using different estimation methods of Weibull statistics. *Journal of the mechanical behavior of biomedical materials*, 2012, 10:227-234.
198. Pittayachawan P, McDonald A, Petrie A, Knowles JC. The biaxial flexural strength and fatigue property of Lava™ Y-TZP dental ceramic. *Dental materials*, 2007, 23:1018-1029.
199. Hjerppe J, Vallittu PK, Fröberg K, Lassila LV. Effect of sintering time on biaxial strength of zirconium dioxide. *Dental materials*, 2009, 25:166-171.

200. Goo CL, Yap A, Tan K, Fawzy AS. Effect of Polishing Systems on Surface Roughness and Topography of Monolithic Zirconia. *Operative dentistry*, 2016, 41:417-423.
201. Traini T, Gherlone E, Parabita SF, Caputi S, Piattelli A. Fracture toughness and hardness of a Y-TZP dental ceramic after mechanical surface treatments. *Clinical oral investigations*, 2014, 18:707-714.
202. Silami FDJ, Tonani R, Alandia-Román CC, Pires-de-Souza FdCP. Influence of different types of resin luting agents on color stability of ceramic laminate veneers subjected to accelerated artificial aging. *Brazilian dental journal*, 2016, 27:95-100.
203. Zucuni CP, Guilardi L, Fraga S, May L, Pereira G, Valandro L. CAD/CAM machining Vs pre-sintering in-lab fabrication techniques of Y-TZP ceramic specimens: Effects on their mechanical fatigue behavior. *Journal of the mechanical behavior of biomedical materials*, 2017, 71:201-208.
204. Lee TH, Lee SH, Her SB, Chang WG, Lim BS. Effects of surface treatments on the susceptibilities of low temperature degradation by autoclaving in zirconia. *Journal of biomedical materials research part B: applied biomaterials*, 2012, 100:1334-1343.
205. Pereira GKdR, Silvestri T, Camargo R, Rippe MP, Amaral M, Kleverlaan C, Valandro LF. Mechanical behavior of a Y-TZP ceramic for monolithic restorations: effect of grinding and low-temperature aging. *Materials science and engineering: C*, 2016, 63:70-77.
206. Guilardi L, Pereira G, Gündel A, Rippe M, Valandro L. Surface micro-morphology, phase transformation, and mechanical reliability of ground and aged monolithic zirconia ceramic. *Journal of the mechanical behavior of biomedical materials*, 2017, 65:849-856.

207. Kohorst P, Borchers L, Strempel J, Stiesch M, Hassel T, Bach F-W, Hübsch C. Low-temperature degradation of different zirconia ceramics for dental applications. *Acta biomaterialia*, 2012, 8:1213-1220.
208. Chevalier J, Cales B, Drouin JM. Low-temperature aging of Y-TZP ceramics. *Journal of the american ceramic society*. 1999, 82:2150-2154.
209. Flinn BD, Raigrodski AJ, Mancl LA, Toivola R, Kuykendall T. Influence of aging on flexural strength of translucent zirconia for monolithic restorations. *The journal of prosthetic dentistry*, 2017, 117:303-309.
210. Brewer JD, Garlapo DA, Chipps EA, Tedesco LA. Clinical discrimination between autoglazed and polished porcelain surfaces. *The journal of prosthetic dentistry*, 1990, 64:631-635.
211. Fairhurst C, Lockwood P, Ringle R, Thompson W. The effect of glaze on porcelain strength. *Dental materials*, 1992, 8:203-207.
212. Baharav H, Laufer B-Z, Pilo R, Cardash HS. Effect of glaze thickness on the fracture toughness and hardness of alumina-reinforced porcelain. *The journal of prosthetic dentistry*, 1999, 81:515-519.
213. Zeng K, Odén A, Rowcliffe D. Flexure tests on dental ceramics. *International journal of prosthodontics*, 1996, 9:434-439.
214. Yilmaz H, Aydin C, Gul BE. Flexural strength and fracture toughness of dental core ceramics. *The journal of prosthetic dentistry*, 2007, 98:120-128.
215. Ebeid, K., Wille, S., Hamdy, A., Salah, T., El-Etreby, A., & Kern, M. Effect of changes in sintering parameters on monolithic translucent zirconia. *Dental materials*, 2014, 30:419-424.
216. Gutierrez MF., Perdigão J., Malaquias P., Cardenas AM., Siqueira F., Hass V., Reis A., Loguericio AD. Effect of methacryloyloxydecyl dihydrogen phosphate-containing

silane and adhesive used alone or in combination on the bond strength and chemical interaction with zirconia ceramics under thermal aging. *Operative dentistry*, 2020, 45:516-527.

217. Mota YA, Cotes C, Carvalho RF, Machado JP, Leite FP, Souza RO, Özcan M. Monoclinic phase transformation and mechanical durability of zirconia ceramic after fatigue and autoclave aging. *Journal of biomedical materials research part B: applied biomaterials*, 2017, 105:1972-1977.

218. Moon J-e, Kim S-h, Lee J-b, Ha S-r, Choi Y-s. The effect of preparation order on the crystal structure of yttria-stabilized tetragonal zirconia polycrystal and the shear bond strength of dental resin cements. *Dental materials*, 2011, 27:651-663.

219. Egilmez F, Ergun G, Cekic-Nagas I, Vallittu PK, Lassila LV. Factors affecting the mechanical behavior of Y-TZP. *Journal of the mechanical behavior of biomedical materials*, 2014, 37:78-87.

220. Öztürk I. Farklı bitim ve suni yaşlandırma işlemlerinin monolitik zirkonyum restorasyonların değişik özellikleri üzerine etkisi. Sağlık Bilimleri Enstitüsü, Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı. Doktora tezi, Rize: Recep Tayyip Erdoğan Üniversitesi, 2019.

EKLER

EK-1. ÖZGEÇMİŞ

Kişisel Bilgiler	
Adı Soyadı	: Gülşah AKYILDIZ
Eğitim	
Lisans	: İstanbul Üniversitesi (2017)
Uzmanlık	:Recep Tayyip Erdoğan Üniversitesi Dış Hekimliği Fakültesi, Protetik Dış Tedavisi Anabilim Dalı
Yabancı Dil Bilgisi	
İngilizce	