



**MONOLİTİK ZİRKONYUMA UYGULANAN
YÜZEY İŞLEMLERİ İLE YAŞLANDIRMANIN
PÜRÜZLÜLÜK VE FAZ DÖNÜŞÜMÜNE
ETKİSİNİN İNCELENMESİ**

Firas SULEYMAN

Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı

Tez Danışmanı

Prof. Dr. Zeynep YEŞİL DUYMUŞ

Doktora Tezi – 2019

**T.C.
ATATÜRK ÜNİVERSİTESİ
SAĞLIK BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ**

**MONOLİTİK ZİRKONYUMA UYGULANAN YÜZEY
İŞLEMLERİ İLE YAŞLANDIRMANIN PÜRÜZLÜLÜK VE
FAZ DÖNÜŞÜMÜNE ETKİSİNİN İNCELENMESİ**

Firas SULEYMAN

**Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı
Doktora Tezi**

**Tez Danışmanı
Prof. Dr. Zeynep YEŞİL DUYSU**

**ERZURUM
2019**

T.C.
ATATÜRK ÜNİVERSİTESİ
SAĞLIK BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ
PROTETİK DİŞ TEDAVİSİ ANABİLİM DALI

**MONOLİTİK ZİRKONYUMA UYGULANAN YÜZEY İŞLEMLERİ İLE
YAŞLANDIRMANIN PÜRÜZLÜLÜK VE FAZ DÖNÜŞÜMÜNE
ETKİSİNİN İNCELENMESİ**

Firas SULEYMAN

Tez Savunma Tarihi : 09.04.2019

Tez Danışmanı : Prof. Dr. Zeynep YEŞİL DUYMUŞ

Jüri Üyesi : Prof. Dr. Gülfem ERGÜN

Jüri Üyesi : Prof. Dr. Filiz AYKENT

Jüri Üyesi : Prof. Dr. Cenk Fatih ÇANAKÇI

Jüri Üyesi : Prof. Dr. Nuran YANIKOĞLU

Onay

Bu çalışma yukarıdaki jüri tarafından **Doktora Tezi** olarak kabul edilmiştir

Prof. Dr. Duygu ARIKAN
Enstitü Müdürü

**Doktora Tezi
ERZURUM – 2019**

İÇİNDEKİLER

TEŞEKKÜR	VI
ÖZET	VII
ABSTRACT.....	VIII
SİMGELER VE KISALTMALAR DİZİNİ.....	IX
ŞEKİLLER DİZİNİ	X
TABLolar DİZİNİ.....	XII
1. GİRİŞ	1
2. GENEL BİLGİLER.....	3
2.1. Dental Seramiklerin Tarihçesi	3
2.2. Geleneksel Dental Seramiklerin Yapısı	4
2.2.1. Feldspat.....	5
2.2.2. Kuartz.....	5
2.2.3. Kaolin.....	5
2.2.4. Renk Pigmentleri ve Opaklaştırıcı Ajanlar	6
2.3. Dental Seramiklerin Sınıflandırılması	6
2.4. Tam Seramik Restorasyonlar	7
2.4.1. Endikasyonları	7
2.4.2. Kontrendikasyonları.....	8
2.4.3. Avantajları	8
2.4.4. Tam Seramiklerin Sınıflandırılması.....	9
2.4.4.1. Tam Seramiklerin Yapım Tekniklerine Göre Sınıflandırılması	9
2.4.4.2. Tam Seramiklerin İçeriklerine Göre Sınıflandırılması	10
2.5. Zirkonyum	11
2.5.1. Zirkonyumun Mikro Yapısı	12

2.6. Yttrium-Tetragonal Zirkonyum Polikristalleri (Y-TZP)	13
2.6.1. Y-TZP Seramik Restorasyonların Endikasyonları	14
2.6.2. Y-TZP Seramik Restorasyonların Kontrendikasyonları	14
2.6.3. Y-TZP Seramik Restorasyonların Avantajları	14
2.6.4. Y-TZP Seramik Restorasyonların Dezavantajları	15
2.7. Zirkonyumun Mekanik ve Fiziksel Özellikleri	15
2.7.1. Zirkonyumun Mekanik Özelliklerini Etkileyen Faktörler	16
2.8. Zirkonyumun Biyouyumluluğu	18
2.9. Zirkonyumun Üretim Şekilleri	19
2.9.1. Green Stage Zirkonyum Blok	19
2.9.2. Yarı Sinterize Zirkonyum Blok	19
2.9.3. Tam Sinterize Zirkonyum Blok	20
2.10. Zirkonyum Oksit Alt Yapıların Üretimi	20
2.10.1. Bilgisayar Destekli Tasarım/Bilgisayar Destekli Üretim	20
2.10.2. Manuel Tasarım/Manuel Üretim Sistemleri	21
2.11. Zirkonyum Esaslı Seramikler	22
2.11.1. Lava	22
2.11.2. Cercon	23
2.11.3. DC-Zirkon	23
2.11.4. Denzir	23
2.11.5. Procera	24
2.11.6. Celay	24
2.11.7. Cerec	25
2.11.8. Zeno Tec	25
2.11.9. Everest	25

2.11.10. Zirkonzahn	26
2.12. Monolitik Zirkonyum	26
2.12.1. Monolitik Zirkonyum Restorasyonların Endikasyonları	28
2.12.2. Monolitik Zirkonyum Restorasyonların Avantajları	28
2.13. Zirkonyum Seramiklere Uygulanan Yüzey İşlemleri	29
2.13.1. Aşındırma.....	29
2.13.2. Kumlama.....	30
2.13.3. Tribokimyasal Silika Kaplama	31
2.13.4. Lazerle Pürüzlendirme	31
2.14. Diş Hekimliğinde Kullanılan Lazerler	32
2.14.1. Karbondioksit (CO ₂) Lazer	32
2.14.2. Argon Lazer	32
2.14.3. Nd: YAG Lazer.....	32
2.14.4. Er: YAG Lazer.....	32
2.14.5. Erbiyum, Kromiyum: Yitriyum Skandiyum Galliyum Garnet (Er, Cr: YSGG) Lazer	33
2.14.6. Femtosaniye Lazer	33
2.15. Termal Siklus.....	34
2.16. Materyallerin Yüzey Özelliklerinin Değerlendirilmesi	34
2.16.1. Yüzey Pürüzlülüğünün Ölçümü (Profilometre Analizi)	34
2.16.2. Taramalı Elektron Mikroskobu (Scanning Electron Microscope) İncelemeleri	35
2.16.3. Atomik Kuvvet Mikroskobu (Atomic Force Microscope)	36
2.16.4. X-Ray Difraksiyon (XRD).....	36
3. MATERYAL VE METOT.....	38

3.1. Örneklerin Hazırlanması.....	38
3.2. Yüzey İşlemlerinin Uygulanması	40
3.2.1. Kontrol Grubu.....	40
3.2.2. Aşındırma.....	40
3.2.3. Kumlama.....	41
3.2.4. Silika Kaplı Alüminyum Oksit Tozu İle Kaplama	42
3.2.5. Femtosaniye Lazer	43
3.3. Termal Siklus (Yaşlandırma) Uygulaması	43
3.4. Yüzey Pürüzlülüğünün Ölçülmesi	44
3.5. SEM Analizi	45
3.6. AFM Analizi	46
3.7. XRD Analizi	47
3.8. İstatistiksel Analiz.....	49
4. BULGULAR.....	50
4.1. Yüzey Pürüzlülüğün Değerlendirilmesi.....	50
4.2. Taramalı Elektron Mikroskobu Görüntülerinin Değerlendirilmesi	52
4.2.1. Katana Materyaline ait Görüntülerin İncelenmesi.....	53
4.2.2. Prettau® Zirconia® Materyaline ait Görüntülerin İncelenmesi	56
4.3. Atomik Kuvvet Mikroskobu Görüntülerinin Değerlendirilmesi	59
4.4. X Işını Difraksiyon Analizi Verilerinin Değerlendirilmesi	63
4.5. Gruplar Arası İlişkinin Analizi	69
5. TARTIŞMA.....	71
6. SONUÇ VE ÖNERİLER.....	85
KAYNAKLAR	86
EKLER	107

EK-1. ÖZGEÇMİŞ	107
EK-2. ETİK BİLDİRİM VE İNTİHAL BEYAN FORMU	108
EK-3. ETİK KURUL ONAY FORMU	109



TEŞEKKÜR

Doktora eğitimim ve tez çalışmam süresince bilgi ve deneyimlerini paylaşmaktan mutluluk duyan, mesleki becerilerimi kazanmamda üzerimde büyük hakkı olan danışman hocam sayın Prof. Dr. Zeynep YEŞİL DUYMUŞ'a en derin saygı ve şükranlarımı sunarım.

Eğitim sürecim boyunca bilgilerini ve yardımlarını esirgemeyen bölümümüzün diğer öğretim üyeleri'ne,

Tez izleme komitesi üyesi değerli bilgileri ve desteğiyle gelişimime katkıda bulunan Prof. Dr. Cenk Fatih ÇANAKÇI'ya,

Çalışmanın istatistik sonuçlarını değerlendirmedeki katkılarından dolayı sayın Dr. Öğretim Üyesi Mustafa GÜNDOĞDU'ya,

Bu çalışmayı 2015/320 BAP proje numarası ile destekleyen Atatürk Üniversitesi Bilimsel Araştırma Projeleri Koordinatörlüğüne,

Değerli arkadaşlarım Dt. Harun Reşit BAL, Dt. Sümeyye CANSEVER, Dt. Zahide AYDIN, Dt. Ozan Barış AYDIN, Elif KARDEŞ'e,

Birlikte çalıştığım tüm araştırma görevlisi arkadaşlarım'a ,

Bu günlere gelmemde sonsuz emeği olan, büyük bir sabır ve sevgi ile her konuda yanımda olan, desteklerini benden esirgemeyen annem ve kardeşlerime,

Hayatıma kattığı tüm güzelliklerle bu süreçte de desteğiyle her an yanımda olan sevgili eşime teşekkürlerimi sunarım

Firas SULEYMAN

ÖZET

Monolitik Zirkonyuma Uygulanan Yüzey İşlemleri ile Yaşlandırmanın Pürüzlülük ve Faz Dönüşümüne Etkisinin İncelenmesi

Amaç: Bu *in vitro* çalışma monolitik zirkonyum restorasyonların üretim aşamalarında, simantasyon öncesinde laboratuvarda ve klinikte uygulanan yüzey işlemleri ile yaşlandırmanın pürüzlülük ve faz dönüşümüne etkisinin incelenmesi amacıyla yapıldı.

Materyal ve Metod: Çalışmada iki farklı monolitik zirkonyumdan Bilgisayar Destekli Tasarım/Bilgisayar Destekli Üretim (CAD/CAM) ile ISO 6872'ye uygun olarak 15 mm çapında ve 1.2 mm (aşındırma uygulanacak grup 1.3 mm) kalınlığında disk şeklinde toplam 80 örnek hazırlandı. Örnekler rastgele beş gruba (kontrol, aşındırma, kumlama, alüminyum oksit tozu ile kaplama, lazer) ayrılarak yüzey işlemleri uygulandı. Yüzey pürüzlülük değerleri saptandı, taramalı elektron mikroskobu (SEM) görüntüleri alındı, atomik kuvvet mikroskobu (AFM) ve X-ray difraktometre (XRD) analizleri yapıldı. Örneklerle yaşlandırma işlemi uygulandıktan sonra yüzey pürüzlülük değerleri ve göreceli monoklinik faz değişimleri tekrar tespit edildi. Veriler varyans analizi ve Tukey çoklu karşılaştırma testi ve t-testi ile değerlendirildi. Yüzey pürüzlülüğü ile monoklinik faz miktarı arasındaki ilişkinin araştırılması için Spearman'ın rho (ρ) katsayısı kullanıldı.

Bulgular: Her iki monolitik zirkonyum üzerinde de yüzey işlemlerinin çok anlamlı olduğu ($p < 0.001$), materyal çeşidinin ve monolitik zirkonyum materyaller ile yüzey işlemleri arasındaki etkileşiminin anlamlı olmadığı ($p > 0.05$) tespit edildi. En fazla yüzey pürüzlülüğü değerleri kumlama uygulanan grupta saptandı. XRD analizinde; her iki materyalde de göreceli monoklinik faz oranlarının yaşlandırma işlemleri ile arttığı tespit edildi.

Sonuç: Farklı yüzey işlemlerinin monolitik zirkonyumun yüzey pürüzlülüğünü ve göreceli monoklinik faz değerlerini etkilediği, yaşlandırma işleminin yüzey pürüzlülüğünü azaltıp faz dönüşümünü ($t \rightarrow m$) arttırdığı belirlendi.

Anahtar Sözcükler: Göreceli monoklinik faz, monolitik zirkonyum, yaşlandırma işlemi, yüzey pürüzlülüğü.

ABSTRACT

Investigation of the Effect of Surface Treatment and Aging on Roughness and Phase Transformation of Monolithic Zirconium

Aim: The aim of this in vitro study was to evaluate the effect of surface treatment that applied on monolithic zirconia restoration during the production stage in the laboratory and prior cementation in the clinic and aging on the surface roughness and phase transformation.

Material and Method: In the study, 80 samples were prepared from two different monolithic zirconium with the form of a disc according to ISO 6872 with 15 mm in diameter and 1.2 mm in thickness (1.3 mm thickness to be applied sand blasting to the group). The samples were randomly divided into five groups (control, grinding, sand blasting, tribochemical aluminum oxide silica coating, laser) and surface treatments were performed. Surface roughness values were determined, scanning electron microscopy (SEM) images were taken, atomic force microscope (AFM) and X-ray diffraction (XRD) analyzes were performed. After the aging process, surface roughness values and relative monoclinical phase changes were determined again. The data were analyzed using one-way analysis of variance followed by Tukey's multiple comparison test and t-test. Spearman's rho (ρ) coefficient was used to investigate the relationship between surface roughness and monoclinical phase amount.

Results: It was found that surface treatments on both monolithic zirconium were very significant ($p < 0.001$), and the interaction between material types and monolithic zirconium materials and surface treatments was not significant ($p > 0.05$). The maximum surface roughness values were determined in the blasting group. In XRD analysis; The relative monoclinical phase ratios in both materials were increased with aging processes.

Conclusion: Application of different surface treatments increased the surface roughness and relative monoclinical phase values of monolithic zirconium while the aging process decreased the surface roughness and increased the phase transformation.

Key Words: Monolithic zirconium, surface roughness, relative monoclinic phase, aging process.

SİMGELER VE KISALTMALAR DİZİNİ

AFM	: Atomik Kuvvet Mikroskopi
Al_2O_3	: Alüminyum oksit
$^{\circ}C$	: Santigrat derece (sıcaklık birimi)
CAD	: Computer Aided Design (Bilgisayar Destekli Tasarım)
CAM	: Computer Aided Manufacturing (Bilgisayar Destekli Üretim)
CO_2	: Karbondioksit
Er:YAG	: Erbiyum katkılanmış Yttriyum Alüminyum Garnet Kristali
Fs	: Femtosaniye
$KAlSi_2O_6$	: Lössit
MAD/MAM	: Manuel Destekli Tasarım (Manuel Aided Design)/ Manuel Destekli Üretim (Manuel Aided Manufacturing)
MPa	: Mega paskal
μm	: Mikrometre
MZ	: Monolitik Zirkonyum
Nd:YAG	: Neodmiyum atomu katkılanmış Yttriyum Alüminyum Garnet Kristali
Ra	: Yüzeyin ortalama pürüzlülüğü
Rz	: Yüzeyden en yüksek uçların ortalamaları
SEM	: Scanning Electron Microscope (Taramalı Elektron Mikroskobu)
SiO_4	: Silisyum tetraoksit
XM	: Göreceli Monolitik Zirkonyum Değeri
XRD	: X-Ray Difraktometre
Y_2O_3	: Yttrium oksit
Y-TZP	: Yttrium-stabilize tetragonal zirkonyum
Zr	: Zirkonyum
Zr_2O_3	: Zirkonyum oksit

ŞEKİLLER DİZİNİ

<u>Şekil No</u>	<u>Sayfa No</u>
Şekil 2.1. SiO ₄ tetrahedra yapı.....	5
Şekil 2.2. Y-TZP'nin kristalin formları	12
Şekil 2.3. Zirkonyumda faz değişimi.....	13
Şekil 2.4. Ra diagramı	35
Şekil 2.5. Rz diagramı	35
Şekil 3.1. Hazırlanan Katana High Translucency örnekler.	39
Şekil 3.2. Hazırlanan Prettau Zirconia örnekler.	40
Şekil 3.3. Örnek yüzeylerini aşındırma işlemi	41
Şekil 3.4. Kumlama cihazı.....	42
Şekil 3.5. CoJet kumlama cihazı	42
Şekil 3.6. Femtosaniye lazer cihazı	43
Şekil 3.7. Termal siklus cihazı.....	44
Şekil 3.8. Profilometre cihazı	45
Şekil 3.9. Taramalı Elektron Mikroskobu	46
Şekil 3.10. Atomik Kuvvet Mikroskobu	47
Şekil 3.11. X-Ray Difraksiyon Cihazı.....	48
Şekil 4.1. Ortalama yüzey pürüzlülük değerleri (µm)	52
Şekil 4.2. Katana High Translucency kontrol grubuna ait SEM görüntüleri	53
Şekil 4.3. Katana High Translucency aşındırma grubuna ait SEM görüntüleri	54
Şekil 4.4. Katana High Translucency kumlama grubuna ait SEM görüntüleri	54
Şekil 4.5. Katana High Translucency CoJet grubuna ait SEM görüntüleri	55
Şekil 4.6. Katana High Translucency lazer grubuna ait SEM görüntüleri	55
Şekil 4.7. Prettau® Zirconia® kontrol grubuna ait SEM görüntüleri	56

Şekil 4.8. Prettau® Zirconia® aşındırma grubuna ait SEM görüntüleri	57
Şekil 4.9. Prettau® Zirconia® kumlama grubuna ait SEM görüntüleri	57
Şekil 4.10. Prettau® Zirconia® CoJet grubuna ait SEM görüntüleri	58
Şekil 4.11. Prettau® Zirconia® lazer grubuna ait SEM görüntüleri	58
Şekil 4.12. Katana High Translucency kontrol grubuna ait AFM görüntüleri	59
Şekil 4.13. Katana High Translucency aşındırma grubuna ait AFM görüntüleri	59
Şekil 4.14. Katana High Translucency kumlama grubuna ait AFM görüntüleri	60
Şekil 4.15. Katana High Translucency CoJet grubuna ait AFM görüntüleri	60
Şekil 4.16. Katana High Translucency lazer grubuna ait AFM görüntüleri	60
Şekil 4.17. Prettau® Zirconia® kontrol grubuna ait AFM görüntüleri	61
Şekil 4.18. Prettau® Zirconia® aşındırma grubuna ait AFM görüntüleri	61
Şekil 4.19. Prettau® Zirconia® kumlama grubuna ait AFM görüntüleri	61
Şekil 4.20. Prettau® Zirconia® CoJet grubuna ait AFM görüntüleri	62
Şekil 4.21. Prettau® Zirconia® lazer grubuna ait AFM görüntüleri	62
Şekil 4.22. Ortalama X_M değerleri	64
Şekil 4.23. Katana High Translucency kontrol grubuna ait XRD grafiği	65
Şekil 4.24. Katana High Translucency aşındırma grubuna ait XRD grafiği	65
Şekil 4.25. Katana High Translucency kumlama grubuna ait XRD grafiği	66
Şekil 4.26. Katana High Translucency CoJet grubuna ait XRD grafiği	66
Şekil 4.27. Katana High Translucency lazer grubuna ait XRD grafiği	67
Şekil 4.28. Prettau® Zirconia® kontrol grubuna ait XRD grafiği	67
Şekil 4.29. Prettau® Zirconia® aşındırma grubuna ait XRD grafiği	68
Şekil 4.30. Prettau® Zirconia® kumlama grubuna ait XRD grafiği	68
Şekil 4.31. Prettau® Zirconia® CoJet grubuna ait XRD grafiği	69
Şekil 4.32. Prettau® Zirconia® lazer grubuna ait XRD grafiği	69

TABLÖLAR DİZİNİ

<u>Tablo No</u>	<u>Sayfa No</u>
Tablo 2.1. Monolitik zirkonyum blokları üreten firmalar ve marka isimleri.....	28
Tablo 3.1. Çalışmada kullanılan monolitik zirkonyum bloklar ve özellikleri.	38
Tablo 4.1. İki yönlü varyans analiz sonuçları	50
Tablo 4.2. Pürüzlülük değerlerinin ortalama, standart sapma ve çoklu karşılaştırma testi sonuçları	51
Tablo 4.3. XRD testi sonucu elde edilen her bir grubun ortalama faz dönüşüm değerleri ve standart sapma sonuçları	63

1. GİRİŞ

Metal destekli seramik restorasyonların dirençleri ve uzun dönem klinik başarılarından dolayı sabit protetik restorasyonlarda en çok kullanılan sistemler olmalarına karşın, estetik beklentilerin artması ve bazı alaşımlara karşı gelişen toksik ve allerjik reaksiyonlar hastaları ve hekimleri metal içermeyen diş renginde restorasyonları tercih etmeye yöneltmiştir.¹

Tam seramik sistemlerin, estetik özellikleri ve biyouyumlulukları nedeniyle ön bölgedeki restorasyonlarda başarı ile uygulanabilmelerine karşın, kırılmaya karşı dirençlerinin az olması arka bölgelerde ve çok üyeli sabit restorasyonlarda kullanımlarını kısıtlamıştır. Üretici firmalar tarafından tam seramik sistemlerin malzeme dayanımını arttıracak araştırmalar yapılmış yeni seramik materyaller ve sistemler geliştirilerek kullanım alanları genişletilmiştir.²⁻⁵ Zirkonyum alt yapılı tam seramik restorasyonların kırılma dirençlerinin fazla olması ve estetik özellikleri nedeniyle tercih edilmelerine karşın, opak görünümleri anterior bölgede kullanımlarını kısıtlamıştır.⁶ Bu nedenle zirkonyum alt yapılı restorasyonların doğal dişleri taklit edebilmesi için alt yapının porselenle veneerlenmesi gerekmektedir.^{7,8} Veneer porseleniyle kullanılan zirkonyum alt yapılar ile estetik restorasyonlar hazırlanabilmesine karşın veneer porseleninin alt yapıdan ayrılması gibi olumsuzluklar restorasyonların uzun dönem klinik başarısını etkileyebilmektedir.⁹ Bu dezavantajı ortadan kaldırmak için monolitik zirkonyum geliştirilmiştir. Biyouyumluluğu, yüksek translusensliği ve mekanik özelliğinin iyi olması monolitik zirkonyumun klinik endikasyon sahasını genişletmiştir.¹⁰ Monolitik zirkonyum restorasyonların üretimleri sırasında uygulanan yüzey işlemleri uzun dönem başarılarını ve yaşlanma dayanıklılıklarını etkileyebilmektedir.¹¹⁻¹³ Yapılan literatür taramasında monolitik zirkonyumun özellikleri üzerine yüzey işlemlerinin uzun dönem etkisinin incelendiği çalışmaların sayısının yeterli olmadığı görülmüştür.

Çalışmanın hipotezi farklı yüzey işlemlerinin ve termal yaşlandırmanın monolitik zirkonyumun yüzey pürüzlülüğünü ve göreceli monoklinik faz oranını arttıracığı yönündedir.

Bu çalışmanın amacı monolitik zirkonyum restorasyonların üretim aşamalarında, simantasyon öncesinde laboratuvarda ve klinikte uygulanan yüzey işlemleri ile yaşlandırmanın pürüzlülük ve faz dönüşümüne etkisinin incelenmesidir.



2. GENEL BİLGİLER

2.1. Dental Seramiklerin Tarihçesi

Seramik kelimesi, Yunanca topraktan yapılmış anlamına gelen “keramikos” sözcüğünden türetilmiştir. Seramik, M.Ö. 50 yıllarında Çinliler tarafından kullanılmış, 16. yüzyılda Portekizli denizciler tarafından Avrupa’ya getirilmiştir.¹

Seramik ifadesi daha kapsamlı bir anlamda kullanılırken, porselen terimi bunun alt gruplarını ifade etmekte olup Ortaçağ İtalyancasındaki küçük deniz kabuğu anlamına gelen porcella’dan türetilmiştir.¹⁴ Seramik, diş hekimliği alanında ilk olarak 1774 yılında Saint-Germainen-Laye çevresinde eczacılık yapan Duchateau tarafından kullanılmıştır. Porselenin kontraksiyona uğradığını gören Duchateau, Chemant ile çalışarak bu problemi çözmüş ve kullanılabilir bir protez yapmayı başarmıştır.¹⁵ Platin pinler veya çerçeve ile proteze sabitlenen ilk kişisel porselen dişler 1808 yılında İtalyan diş hekimi Giussepangelo Fonzi tarafından yapılmıştır.¹⁶

Porselen jaket kuron 1900’lü yılların başlarında geliştirilmiştir. Jaket kuron ince platin folyolar üzerinde pişirilen feldspat veya alüminöz porselenden üretilmiş ve günümüzdeki tam seramik kuronun temelini oluşturmuştur.²

Porselene ilave edilen “lösit”; porselenin genleşme katsayısını, altın ise alt yapı metaline bağlanmayı arttırmıştır.¹⁶ İlk metal porselen restorasyonun patenti 1962 yılında Amerika Birleşik Devletleri’nde alınmıştır. İlk ticari porselen, Vita firması (Vita Zahnfabrik, Almanya) tarafından 1963 yılında üretilmiştir.⁵

McLean ve Hughes tarafından 1965 yılında alt yapısı platin folyo üzerinde metal destek olmaksızın fırınlanarak hazırlanan sistem geliştirilmiştir. Bu sistemde %40-50 oranında alümina kristalleri ile güçlendirilmiş yüksek dirençli bir seramik, alt yapı olarak kullanılmış ve kırılma dayanımında önemli artış sağlanmıştır.¹⁷⁻¹⁹ MacCulloch²⁰ 1968 yılında cam seramikleri üretmiştir.

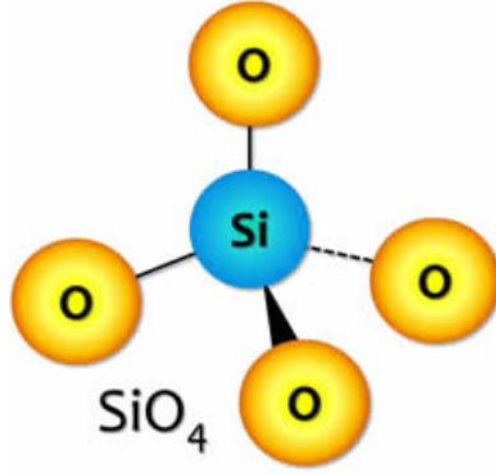
Tam seramik sistemlerdeki gelişmeler, 1984 yılında ilk dökülebilir cam seramik olan Dicor'un ve aynı yıllarda yeni bir refrakter day (ısıya dayanıklı güdük) metodu olan % 70 alümina içeren Hi-Ceram'ın geliştirilmesiyle hız kazanmıştır.²¹ Vita firması tarafından Fransa'da 1988 yılında "slip casting" yöntemi ile elde edilen, alümina içeriği %90'nın üzerinde olan yeni bir kor sistemi In-Ceram adıyla piyasaya sürülmüştür.²² IPS-Empress sistemi 1990 yılında geliştirilmiştir. Daha sonra yüksek kırılma dayanıklılığı gösteren IPS-Empress 2,²¹ takip eden dönemlerde ise fazla miktarda alümina kristalleri içeren yoğun sinterize alt yapı seramiği olan Procera All Ceram üretilmiştir.²²⁻²⁴

Preslenebilir ingotlara sahip, %70 lityum disilikat içeren bir cam seramik olan IPS e.max Press 2005 yılında geliştirilmiştir. Bu sistemin Empress ve Empress 2 sistemlerinden farkı; dört farklı opasiteye sahip ingotları sayesinde estetiği arttırması ve oldukça dirençli olmasıdır.^{25,26}

Diş hekimliğinde seramik teknolojisinde, diğer materyallere oranla çok daha büyük bir gelişme kaydedilmiştir. Geçen iki yüzyıl içerisinde tam seramik sistemler, inley ve kuronların yapımında kullanılan yüksek miktarda lösit içeren seramikler ve Bilgisayar Destekli Dizayn (Computer-Aided Design) ve Bilgisayar Destekli Üretim (Computer-Aided Manufacturing) (CAD-CAM) yapılabilen seramikler geliştirilmiştir.²⁷

2.2. Geleneksel Dental Seramiklerin Yapısı

Diş hekimliğinde kullanılan seramik; dört oksijen (O^{2-}) iyonunun merkezde yer alan bir silisyum (Si^{4+}) ile kuvvetli bağlar yapmasıyla oluşan silisyum tetrahedra (SiO_4) yapıda bir materyaldir. Feldspat, kuartz ve kaolin olmak üzere üç ana madde bileşiminde bulunur.²¹ Bu üç ana maddenin dışında akışkanlık vericiler veya cam modifiye ediciler, ara oksitler, çeşitli renk pigmentleri, opaklaştıran veya parlaklık (luminisans) özelliğini geliştiren çeşitli ajanlar da üretim sırasında ilave edilmiştir.²⁸



Şekil 2.1. SiO₄ tetrahedra yapı¹⁵

2.2.1. Feldspat

Dental porselene doğal translusensliğini veren ve ana yapıyı oluşturan madde olup, bileşimde %75-85 oranında bulunur. Fırınlama esnasında eriyerek kaolin ve kuartz'a matriks oluşturur. Feldspatın içeriğinde değişik oranlarda potasyum alümina silikat ($K_2O \cdot Al_2O_3 \cdot 6SiO_2$) ve sodyum alümina silikat ($Na_2O \cdot Al_2O_3 \cdot 6SiO_2$) bulunur.^{28,29}

2.2.2. Kuartz

Silika yapısında olan kuartz (SiO₂)'ın erime ısısı (yaklaşık 1700°C) porselenin içeriğindeki diğer maddelerden daha yüksektir. Kuartz, fırınlama işlemi sırasında oluşan büzülmeyi önler. Termal genleşme katsayısını kontrol etmeye yardımcı olur, dişin şeklinin ve detaylarının kaybolmasını engeller. Dental porselenin yapısının %10-30'unu oluşturur.³⁰

2.2.3. Kaolin

Kaolin ($Al_2O_3SiO_2 \cdot 2H_2O$) dental porselenin yapısına %1-5 oranında ilave edilir. Dehidrate olmuş alüminyum silikattır. Çin kili olarak da bilinir. Porselenin kolay modele edilmesini sağlar. Opak yapıdadır ve yüksek ısıya dayanıklıdır.^{29,31}

2.2.4. Renk Pigmentleri ve Opaklaştırıcı Ajanlar

Porselenin tozuna katılan metal ve metal oksitler, doğal diş görüntüsünün elde edebilmesi için gereken renklendirmeyi sağlarlar.¹ Dental porselene; titanyum oksit sarı, manganez oksit eflatun, demir veya nikel oksit kahverengi, kobalt oksit mavi, bakır veya krom oksit yeşil renk verir.^{1,19,32} Porselen üreticileri floresans özelliğın elde edilmesiyle ilgili önemli gelişme kaydetmişlerdir. Bazı porselenler ultraviyole ışık altında mavimsi beyaz bir floresans özellik gösterirler. Floresans özellik için günümüzde europinyum, samaryum, uterbiyum gibi lanthanitler, yani dünya elementleri kullanılmaktadır.²⁸

Diş rengine benzer görüntünün oluşturulması amacıyla ilave edilen yoğun renk fritleri porselenin fazla şeffaf olması nedeniyle yetersiz kalmaktadırlar. Özellikle dentin renklerinde yüksek opasiteye ihtiyaç duyulmaktadır. Opaklaştırıcı ajanların eklenmesi çok hassas bir işlem gerektirir. Opaklaştırıcı ajanlar genellikle çok ince parçacık boyutlarında öğütölmüş metal oksitler (seryum oksit, titanyum oksit ve zirkonyum oksit) içerirler.²⁹

2.3. Dental Seramiklerin Sınıflandırılması

Diş hekimliğinde kullanılan seramikler için değişik kriterler göz önüne alınarak farklı sınıflandırmalar yapılmıştır.

A. İçeriklerine Göre:²⁸

1. Feldspatik
2. Alüminöz
3. Metale bağlanan porselenler

B. Erime Isılarına Göre:^{23,27,28}

1. Yüksek ısı porselenleri (1315-1370°C)
2. Orta ısı porselenleri (1090-1260°C)
3. Düşük ısı porselenleri (870-1065°C)

4. Ultra düşük ısı porselenleri (650-850°C)

C. Şekillendirme Türlerine Göre:²³

1. Fırınlanan porselenler
2. Dökülebilir porselenler

D. Pişirme Metotlarına Göre:¹⁹

1. Atmosfer basıncında pişirilen porselenler
2. Vakumla pişirilen porselenler

E. Yapım Tekniklerine Göre:¹⁹

1. Geleneksel metal destekli restorasyonlar
2. Tam seramik restorasyonlar

2.4. Tam Seramik Restorasyonlar

Tam seramikler sabit protetik restorasyonlarda kullanılan materyaller içinde en iyi biyolojik uyuma, renk derinliğine ve ışığı yansıtma özelliğine sahip estetik materyallerdir.¹⁹ Sıkışma kuvvetlerine karşı çok dirençlidirler. Termal genleşme katsayılarının ve ısı iletkenliklerinin doğal dişe yakın olması tam seramik restorasyonları ideal dental materyal haline getirmiştir.²⁸

2.4.1. Endikasyonları

1. Travma ya da çürük nedeniyle kırılmış dişlerde,
2. Doğumsal ya da kazanılmış diş renklenmelerinde,
3. Abrazyon, atrizyon, erozyon sonucu aşınmış dişlerde,
4. Diastema vakalarında,
5. Diş arkında yerleşim bozukluğu olan dişlerde,
6. Şekil bozukluğu olan dişlerde,
7. Doğumsal ya da kazanılmış diş eksikliklerinde,
8. Kule defektlerinde,

9. İnceley, onley, veneer ve kuron yapımında,
10. Aşırı harabiyeti olan endodontik tedavili dişlerde,
11. Metal allerjisi olan hastalarda,
12. İmplant ve abutment yapımında,
13. İmplant üstü restorasyonlarda.^{19,33,34}

2.4.2. Kontrendikasyonları

1. Kuron boyu kısa olan dişlerde,
2. Bruksizm vakalarında,
3. Aşırı derin kapanış gibi oklüzyon bozukluklarında,
4. Çiğneme basıncının yüksek olduğu bölgelerde ve kapanışın uygun olmadığı vakalarda,
5. Travmatik spor yapan kişilerde,
6. Ağız hijyeni yönünden motive edilemeyen hastalarda.³⁵⁻³⁷

2.4.3. Avantajları

1. Işığı iyi yansıttıklarından daha doğal görünümde estetik restorasyonlar yapılabilir,
2. Dokularla biyolojik açıdan uyumludurlar,
3. Plak birikimi azdır,
4. Diş dokusuna yakın termal genleşme katsayısına sahiptirler ve ısı iletkenlikleri düşüktür,
5. Korozyona ve aşınmaya karşı dayanıklıdırlar,
6. Sıkışma kuvvetlerine karşı dirençlidirler,
7. Ağızda metalik tat bırakmazlar ve galvanik akım oluşmasına neden olmazlar.^{17,33,38-42}

2.4.4. Tam Seramiklerin Sınıflandırılması

2.4.4.1. Tam Seramiklerin Yapım Tekniklerine Göre Sınıflandırılması^{43,44}

1. Sinterleme tekniği

- Lössit (KAlSi_2O_6) (IPS Empress, Ivoclar Vivadent)
- Alumina (Al_2O_3) (Procera Allceram, Nobel Biocare)
- Floroapatit ($\text{Ca}_5(\text{PO}_4)_3\text{F}$) (IPS e.max Ceram, Ivoclar Vivadent)

2. Isı ile presleme tekniği

- Lössit (KAlSi_2O_6) (IPS Empress, Ivoclar Vivadent)
- Lityum disilikat ($\text{Li}_2\text{Si}_2\text{O}_5$) (IPS e.max Press, Ivoclar Vivadent)
- Floroapatit ($\text{Ca}_5(\text{PO}_4)_3\text{F}$) (IPS e.max ZirPress, Ivoclar Vivadent)

3. Slip-cast&cam infiltrasyonu tekniği

- Alumina (Al_2O_3) (In-Ceram Alumina, Vident)
- Spinel (MgAl_2O_4) (In-Ceram Spinell, Vident)
- Zirkonya ($12\text{Ce-TZP/Al}_2\text{O}_3$) (In-Ceram Zirconia, Vident)

4. Sert freze tekniği

- Lityum disilikat ($\text{Li}_2\text{Si}_2\text{O}_5$) (IPS e.max CAD, Ivoclar Vivadent)
- Feldspar ($(\text{Na, K})\text{AlSi}_3\text{O}_8$) (Vita Mark II, Vident)
- Lössit (KAlSi_2O_6) (IPS Empress CAD, Ivoclar Vivadent)

5. Yumuşak freze tekniği

- Zirkonyum (3Y-TZP) (Cercon Dentsply, Lava 3M ESPE, IPS e.max ZirCAD Ivoclar Vivadent, In-Ceram YZ Vident)
- Alumina (Al_2O_3) (Procera Nobel Biocare, In-Ceram AL Vident)

6. Yumuşak freze tekniği&cam infiltrasyonu tekniği

- Alumina (Al_2O_3) (In-Ceram Alumina, Vident)
- Spinel (MgAl_2O_4) (In-Ceram Spinell, Vident)

- Zirkonyum (12Ce-TZP/Al₂O₃) (In-Ceram Zirconia, Vident)

2.4.4.2. Tam Seramiklerin İçeriklerine Göre Sınıflandırılması⁴⁵

1. Cam seramikler

a. Feldspatik seramikler

- Vitablocks Esthetic Line (Vita, Bad Sackingen, Almanya)
- Vitablocks Mark II (Vita, Bad Sackingen, Almanya)
- Vita Triluxe Block (Vita, Bad Sackingen, Almanya)

b. Lösit kristalleri ile güçlendirilmiş seramikler

- IPS Empress (Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein)
- IPS ProCAD (Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein)
- Optec OPC (Jeneric Pentron, Kusterdingen, Almanya)

c. Lityum disilikat kristalleri ile güçlendirilmiş seramikler

- IPS Empress II (Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein)
- IPS e.max Press (Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein)

2. Alumina Esaslı Seramikler

- a. In-Ceram Alumina (Vita, Bad Sackingen, Almanya)
- b. In-Ceram Spinell (Vita, Bad Sackingen, Almanya)
- c. In-Ceram Zirconia (Vita, Bad Sackingen, Almanya)
- d. Turkom-Cera (Turkom-Ceramic, Malezya)
- e. Procera All-Ceram (Nobel Biocare, Göteborg, İsveç)
- f. Synthoceram (Cicero, Horn, Hollanda)

3. Zirkonyum Esaslı Seramikler

- a. Cerec, Cerec II, Cerec III (Sirona, Bensheim, Almanya)
- b. Celay (Vita, Bad Sackingen, Almanya)
- c. Procera (Nobel Biocare, Göteborg, İsveç)

- d. Cercon (DeguDent, Hanau, Almanya)
- e. DC-Zirkon (DCS Dental AG, Allschwill, İsviçre)
- f. Zeno Tec (Wieland, Pforzheim, Almanya)
- g. Kavo Everest (Kavo Dental, Biberach, Almanya)
- h. Zirkonzahn (Steger, Ahrntal, İtalya)
- i. Lava (3M Espe Dental AG, Seefeld, Almanya)
- j. Evolution D4D (D4D Technologies)
- k. Vita In-Ceram Zirconia (VITA Zahnfabrik)

2.5. Zirkonyum

Zirkon ismi, Farsça zar (altın) ve gun (renk) kelimelerinden türetilmiştir. Zirkonyum, 1789 yılında Alman kimyacı Martin Heinrich Klaproth tarafından bazı değerli taşlar ısıtılarak üretilmiştir.⁴⁶ Zirkonyum atom numarası 40, atom ağırlığı 91.22, sembolü Zr olan metalik bir elementtir ve kimyasal özelliğinden dolayı oldukça aktiftir. N, O, H ve diğer elementler ile çok kolay reaksiyona girer. Bu nedenle, doğada hiçbir zaman serbest metal olarak tek başına bulunmaz, farklı bileşikler halinde bulunur ve hekzagonal kristal formunda bir yapı gösterir. Zirkonyumun bilinen iki bileşiği; zirkonyum silikat ($ZrSiO_4$) ve zirkonyum oksittir (ZrO_2), zirkonyum silikatın diğer adı ‘zirkon’ iken; zirkonyum oksitin diğer adları ise ‘zirkonya, zirkonyum dioksit ve baddeleyit’ tir.⁴⁷

Zirkonyum cam komponent içermeyen polikristalin seramik yapısında bir materyaldir. Saf zirkonyuma CaO , MgO , CeO_2 ve Y_2O_3 gibi stabilizasyon oksitleri eklenerek çok fazlı parsiyel stabilize zirkonyum (PSZ) üretilir.⁴⁸

Zirkonyum metali sıcaklığa, aşınmaya ve korozyona karşı çok dirençli bir materyaldir.⁴⁹ Zirkonyum hava veya solüsyon ile temas ettiğinde yüzeyinde oksit tabakası oluşur. Bu oksit tabakası zirkonyumun havaya, neme ve asitlere karşı inaktif olmasını

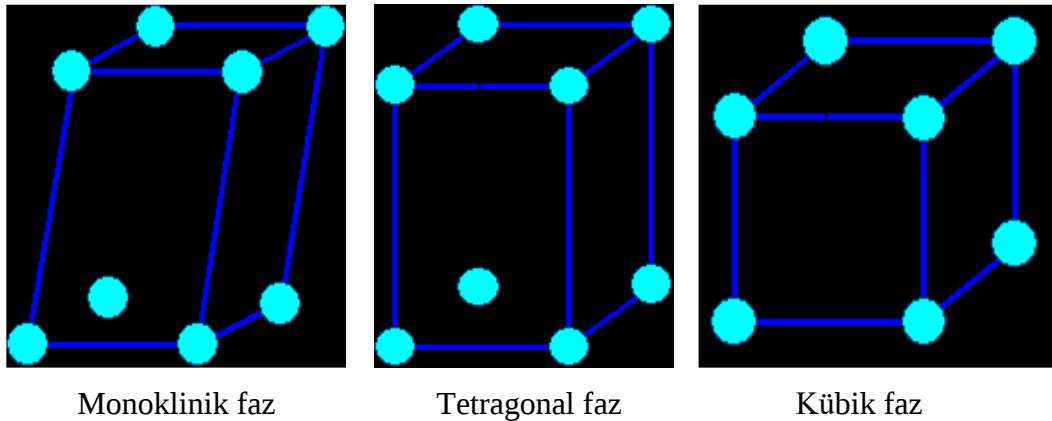
sağlar. Bundan dolayı zirkonyum normal koşullar altında, su, hava veya alkali çözeltiler ile reaksiyona girmez.⁵⁰ Oluşan oksit tabakası zirkonyumu korozyona karşı dirençli kılar. Zirkonyum, birçok ortamda titanyum ve paslanmaz çelikten daha dayanıklı bir yapı sergiler.⁵¹

Yttrium oksit ile stabilize edilen zirkonyum, yüksek dayanım gücü, biyolojik olarak uyumlu olması ve artmış estetik özellikleri nedeniyle arka bölgeye uygulanan çok üyeli köprülerde metal alaşımlarına karşı önemli bir alternatif haline gelmiştir. Kırılma ve esneme direnci feldspatik porselenden yaklaşık 6 kat, alüminadan ise 2 kat daha fazladır. Zirkonyumun bükülme direnci, 800-1000 MPa aralığında olup, bu değer diğer seramiklerin bükülme direncinden oldukça yüksektir.⁵⁰

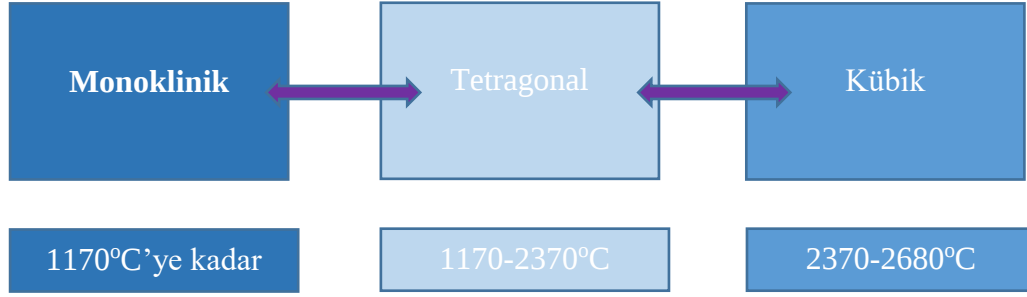
Zirkonyumun biyouyumluluğu fazladır.⁵² Yapılan çalışmalarda, zirkonyum ile ilgili herhangi bir lokal ya da sistemik yan etkiye rastlanılmamıştır. Ayrıca termal iletkenliği az olduğundan pulpayı irrite etme ihtimali de düşüktür.⁵³ Zirkonyumun kaynama sıcaklığı 4409°C, erime sıcaklığı ise 1855°C'dir.⁵⁴

2.5.1. Zirkonyumun Mikro Yapısı

Zirkonyum kristalleri; monoklinik (m), tetragonal (t) ve kübik (c) olmak üzere üç farklı kristal mikroyapıda bulunurlar.⁴⁷



Şekil 2.2. Y-TZP'nin Kristalin Formları⁵⁵



Şekil 2.3. Zirkonyumda faz değişimi⁵⁵

Saf zirkonyum oda sıcaklığında monoklinik fazda olup fırınlama ısısında ise 1170°C'ye kadar stabildir. 1170-2370°C arası tetragonal fazda, 2370-2680°C arası kübik fazda bulunur. Fırınlamadan sonra soğuma esnasında t→m faz dönüşümü meydana gelir ve faz dönüşümü ile ortaya çıkan kompresif stresler dayanıklılığı artırır. Ayrıca bu esnada %3-5'lik bir hacim artışı oluşur. Hacim artışı kırıklara neden olabileceğinden, t→m faz dönüşümünün kontrol altında tutulması gerekir. Saf zirkonyumu, oda sıcaklığında tetragonal fazda tutmak ve hacimsel genleşmeyi kontrol altına almak için CaO, MgO, Al₂O₃, Y₂O₃ ve CeO₂ gibi metal oksitler ilave edilmiştir.⁴⁷

Dental uygulamalar için; parsiyel stabilize zirkonyum (PSZ), zirkonyum ile sertleştirilmiş alümina (ZTA), alümina ile sertleştirilmiş zirkonyum (ATZ) ve yttria ilave edilmiş tetragonal zirkonyum polikristali (3Y-TZP) olmak üzere dört farklı şekilde stabilize edilmiş zirkonyum materyali bulunmaktadır.⁵² Diğer metal oksitlerden daha üstün özelliklere sahip olması nedeniyle stabilize edici ajan olarak genellikle yitrium oksit (Y₂O₃) kullanılır.⁴⁷

2.6. Yttrium-Tetragonal Zirkonyum Polikristalleri (Y-TZP)

Zirkonyum okside stabilize edici ajan olarak yaklaşık %2-3 mol yttria eklenmesi sonucunda elde edilen %100 tetragonal fazdaki partiküllerden oluşan yapıya Y-TZP adı verilir. Restorasyonlar, önceden sinterlenmiş blokların hafif bir şekilde

şekillendirilmesini (soft machining) takiben yüksek ısıda sinterleme ile ya da tamamen sinterlenmiş blokların sert bir şekilde işlenmesi (hard machining) ile üretilirler.⁵⁶

Yttriyum oksit içeriği, tanecik boyutu, işlem ve oda sıcaklığı zirkonyumu tetragonal fazda tutan faktörlerdir.⁶ Oda sıcaklığında metastabil (yarı kararlı) bir tetragonal yapı elde etmek için tanecik boyutunun 0.8 µm'den küçük olması gerekmektedir.⁵⁷ Y₂O₃ konsantrasyonuna bağlı olarak var olan kritik bir tanecik boyutu vardır. Tanecik boyutu belirli bir büyüklüğün üzerindeyken t→m faz dönüşümü kendiliğinden gerçekleşebilir. Çok küçük tanecikli yapıda ise bu dönüşüm inhibe olur.⁴⁷

2.6.1. Y-TZP Seramik Restorasyonların Endikasyonları^{49,58}

1. Anterior ve posterior tek kuronlarda,
2. 3-4 üyeli kısa köprülerde.

2.6.2. Y-TZP Seramik Restorasyonların Kontrendikasyonları^{49,58}

1. Bruksizm gibi parafonksiyonel alışkanlıklar,
2. Kanatlı köprü (kantilever) tasarlanan vakalarda,
3. Yetersiz periodontal destek,
4. Derin (örtülü) kapanış vakaları,
5. Oklüzal mesafenin az olduğu vakalarda,
6. Kuron boyu kısa olan dişlerde.

2.6.3. Y-TZP Seramik Restorasyonların Avantajları^{49,59}

1. Kırılma direnci ve dayanıklılığı fazla,
2. Biyouyumlu,
3. Partikül yapısının ince olması nedeniyle detaylı bir şekilde manipüle edilebilir,
4. Diş preparasyonu sub gingival veya supra gingival olarak yapılabilir,
5. Isı iletkenliğin düşük olması nedeniyle hassasiyet ve pulpa irritasyonlarına sebep olmaz,

6. Titanyumdan daha az bakteri ve mikrobiyal adezyon görülür,
7. Hazırlanan restorasyonlar radyopak olduğundan radyolojik olarak değerlendirme yapılabilir,
8. Hem adeziv hem de konvansiyonel simantasyon yöntemleri kullanılabilir.

2.6.4. Y-TZP Seramik Restorasyonların Dezavantajları^{49,58}

1. Opak görünümündedir,
2. Yüzey işlemleri sırasında materyalin mekanik özellikleri olumsuz etkilenir,
3. Köprü restorasyonlarında, interoklüzal mesafenin yetersiz olduğu vakalarda gövde ile destek kuronun birleşim alanı daralacağından oklüzal kuvvetler altında restorasyonun dayanıklılığı azalır,
4. Restorasyonda uyumsuzluk görüldüğünde ölçünün tekrarlanarak yeniden yapılması gerekir.

2.7. Zirkonyumun Mekanik ve Fiziksel Özellikleri

Zirkonyumun; esneme dayanımı 900-1200 MPa,⁵¹ kırılma dayanımı 7-10 MPa, elastiklik modülü yaklaşık 200 MPa dır.⁶

Zirkonyumun sert yapısının, transformasyon doygunluğu denilen kuvvetlendirme mekanizmasına bağlı olduğu düşünülmektedir. Zirkonyumda, soğuma esnasında %3-4 oranında genişleme görülür ve tetragonal-monoklinik (t-m) faz transformasyonunu gerçekleştirir. Dışarıdan bir enerji uygulandığında bir değişim fazı oluşur ve zirkonyum monoklinik forma dönüşür. Faz dönüşümü sonucunda meydana gelen hacim artışı çatlak uçlarında sınırlandırılmış baskı streslerine sebep olur. Lokalize hacim artışı kırığın etrafında gerilme streslerinin baskı streslerine dönüşmesiyle sonuçlanır. Baskı stresleri materyal içindeki mikro çatlakların ilerlemesini önler. Bu mekanizma, transformasyon doygunluğu olarak adlandırılır ve çok yüksek dayanımı olan Tetragonal Zirkonya

Polikristali (TZP)'nin temeli olarak kabul edilir. Mikroskobik kırıkların olduğu bölgelerde bu işlem kırıkların örtülmesini sağlar.⁵⁶

Zirkonyumun yapısındaki zirkonya kristallerinin, düşük ısı ve özellikle de suyun olduğu ortamda, kendiliğinden tetragonal fazdan daha zayıf olan monoklinik faza geçmesi nedeniyle materyalin fiziksel özelliklerinin zayıflamasına “Düşük ısılarda bozulma (low temperature degradation)” fenomeni denir.⁶⁰ Tetragonal fazdan monoklinik faza dönüşüm, transformasyon doyumluğuna neden olmasının yanında faz bütünlüğünü tehlikeye atar ve materyalin düşük ısılarda bozulma fenomenine yatkınlığını artırır. Düşük ısılarda bozulma fenomeni, Y-TZP partiküllerinin materyalin yüzeyinde artmasına, mikroçatlak oluşumuna ve zirkonyum restorasyonlarda erken dönemde başarısızlıkların görülmesine neden olabilir.⁵⁴

2.7.1. Zirkonyumun Mekanik Özelliklerini Etkileyen Faktörler

Tetragonal fazdan monoklinik faza dönüşüm miktarını etkileyen faktörler aşağıda belirtilmiştir.^{54,61,62}

1. Stabilize edici oksidin miktarı
2. Zirkonya partiküllerinin boyutu ve şekli
3. Sıcaklık
4. Nem
5. Zaman

Stabilize Edici Oksitin Miktarı:

Stabilize edici oksitlerin tanecik büyüklüğü ve miktarının artması faz dönüşümünü etkileyen faktörlerden biridir. Y_2O_3 'e %8 den fazla ilave edilen saf zirkonyum faz dönüşümünü engelleyerek zirkonyumu tamamen stabilize eder ve materyali güçlendiren dönüşüm doyumluğu mekanizmasını sağlar.^{47,55} Saf zirkonyuma ilave edilen stabilize edici oksitlerin yapıya homojen bir şekilde dağılması ve mekanik

özellikleri arttırması için miktarının az olması gerekir. %2 oranında ilave edilen stabilize edici oksitler ile yeterli mekanik özellikler sağlanır. TZP yapısına ilave edilen Y_2O_3 oranının artması, tetragonal faz yüzdesinin azalmasına, stabil yapının bozulmasına, sinterleme ısısının düşmesine ve porozite miktarının artarak kırılma direncinin azalmasına neden olur.^{63,64}

Zirkonyum Partiküllerinin Boyutu ve Şekli: Zirkonyum partiküllerinin boyutu ve şekli mekanik özellikleri etkiler. Partikül boyutu küçüldükçe ($<1\mu m$) faz dönüşümüne eğilim azalır. Çok küçük partikül boyutlarında ($\sim 0.2\mu m$) dönüşüm gerçekleşmeyip zirkonyumun kırılma direnci düşer. Partikül büyüklüğünün $0.8\mu m$ 'den küçük olması oda sıcaklığında yarı stabil bir tetragonal yapı elde edilmesine sebep olur. İtiryum konsantrasyonuna bağlı olarak belirli bir boyutun üzerindeki partiküller kendiliğinden tetragonal fazdan monoklinik faza dönüşür.^{45,64}

Stabilize edici oksit miktarının artması, partikül boyutlarının $1\mu m$ 'a ulaşmasına ve mekanik özelliklerin azalmasına neden olur.⁶⁵

Porozite: Porozite zirkonyumun mekanik özelliklerini etkileyen başka bir faktördür. Porozite miktarı arttıkça mekanik özellikler zayıflar. Porozite mikro çatlakların ilerlemesini de etkiler. Mikro çatlaklar materyalin mekanik özelliklerinin düşük olduğu durumlarda ilerler.^{66,67}

Sıcaklık ve Nem: Sıcaklığın artması ile Y-TZP yapısının içindeki tetragonal fazdan monoklinik faza kontrolsüz dönüşüm gerçekleşir ve Y-TZP yarı stabil özelliğini kaybeder. Faz dönüşümü için $200-300^\circ C$ 'lik kritik bir ısı aralığı gerekmektedir. $100-400^\circ C$ sıcaklıktaki bir ortamda uzun süre tutulan Y-TZP yapısında kontrolsüz faz dönüşümü yani 'Düşük Isıda Bozulma' fenomeni oluşur. Nem oranı fazla olan ortamlarda faz dönüşüm miktarı artar.^{61,65,68}

Zaman: Mikro çatlakların ilerlemesi ve korozyon zirkonyumun uzun dönem stabilitesini etkileyen faktörlerdir. Y-TZP seramikler cam matriks içermeyen, küçük partiküllerden oluşurlar. Zirkonyumun yapısal farklılığından dolayı Y-TZP içeren seramiklerde geleneksel seramiklerde görülen yorgunluk olayına rastlanmaz. Ancak zamana bağlı olarak tetragonal fazın monoklinik faza dönüşümünün kontrolsüz bir şekilde artmasından dolayı ‘yaşlanma’ olayı gelişir. Yaşlanma, zirkonyumun yarı stabil özelliğini kaybetmesine ve mekanik özelliklerinin zayıflamasına neden olur.⁶⁹

Y-TZP’nin yaşlanması aşağıdaki şekilde özetlenebilir:⁶⁸

- Yaşlanmanın ortaya çıkması için kritik ısı 200-300°C aralığıdır.
- Yaşlanma sonucu zirkonyumun dayanıklılığı, sertliği ve yoğunluğu azalır, monoklinik faz oranı artar, tetragonal faz oranı azalır.
- Tetragonal fazın monoklinik faza dönüşmesi nedeniyle zirkonyumun içinde mikro ve makro çatlaklar oluşur.
- Tetragonal fazın monoklinik faza dönüşümü yüzeyde başlar ve yapının içine doğru ilerler.
- Stabilize edici oksitlerin konsantrasyonunun artması ve partikül boyutunun azalması faz dönüşümünü azaltır.
- Tetragonal-monoklinik faz dönüşümü su ve buharlı ortamda artar.

2.8. Zirkonyumun Biyouyumluluğu

Yapılan *in-vivo* ve *in-vitro* araştırmalar sonucunda, radyoaktif içeriğinden arındırılmış saf zirkonyum tozlarının biyouyumluluğunun oldukça fazla olduğu, hiçbir lokal veya sistemik reaksiyon oluşturmadığı tespit edilmiştir.⁵² Saflaştırılmış ve saflaştırılmamış tozdan elde edilen zirkonyum seramiklerinin mutajenik ve karsinojenik etkilerinin araştırıldığı bir çalışmada Y-TZP’nin mutajenik ve karsinojenik etkisinin

olmadığı belirlenmiştir.⁵⁹ Y-TZP seramikler üzerindeki bakteri adezyonunun titanyumdan daha az olduğu saptanmıştır.⁵³

2.9. Zirkonyumun Üretim Şekilleri

Sinterleme, preslenmiş materyali oluşturan tozların yüksek sıcaklıkta birbirine bağlanmasını sağlamak suretiyle materyalin direncini arttıran ısı bir işlemdir. Sinterleme süresi zirkonyumun fiziksel özelliklerini etkiler. Dental işlemlerde kullanılan zirkonyum blokların aynı kimyasal bileşime sahip olmalarına karşın, bloğun üretim şekline göre direnç ve translüenslik açısından farklılıklar bulunur. Zirkonyum restorasyonlar tam sinterlenmiş, yarı sinterlenmiş ve green stage hazır bloklardan freze yöntemi ile hazırlanabilirler.⁷⁰

2.9.1. Green Stage Zirkonyum Blok

İşlenmesi en kolay olan, Y-TZP tozlarının özel bağlayıcı ajanlar kullanılarak ısı uygulanmadan basınçsız preslenmesi ile hazırlanan tebeşir yumuşaklığında bir bloktur. Restorasyonlar, sinterleme işlemi sırasında oluşacak büzülmeyi kompanse etmek için normal boyutlarından %20-25 oranında daha büyük hazırlanırlar. Sinterlemeden sonra daha dirençli ve dayanıklı bir hale gelirler.^{49,71,72}

2.9.2. Yarı Sinterize Zirkonyum Blok

Yarı sinterize zirkonyum bloklar, green zirkonyumun yaklaşık 30 dakika 500°C’de fırınlanması ile elde edilirler. Yarı sinterize zirkonyum bloklar tungsten karbit ve elmas frezler kullanılarak su soğutmalı ortamda ‘green machining’ adı verilen işlemle frezlenerek şekillendirilirler. Restorasyonlar normal boyutlardan %20-25 oranında daha büyük hazırlanırlar. Sinterleme basınçsız olarak 1350-1500°C sıcaklıkta yapılır. Bu tip zirkonyum bloklara non-HIP zirkon adı verilir.⁷²

2.9.3. Tam Sinterize Zirkonyum Blok

Bu tip bloklar sinterlenmiş olup direk frezleme işlemine tabi tutulurlar. Yaklaşık 1300°C sıcaklıkta sinterlendikten sonra gren yoğunluğunu arttırmak amacıyla 1400-1500°C sıcaklıkta 1000 bar'lık bir basınç altında izostatik bir ortamda (genellikle argon gazı kullanılarak) ısıtılırlar. Y-TZP sinterleme sırasındaki basınçtan dolayı gri-siyah renk alır. Beyaz rengi tekrar kazanması için ısıtma işlemine açık havada devam edilir. Tam sinterlenmiş zirkonya'ya HIP zirkon da denir.⁷² Restorasyonlar gerçek boyutlarında şekillendirilir. HIP zirkon blokların, non-HIP zirkon bloklara göre daha dirençli ve sert olmaları nedeniyle frezleme işlemi daha zordur.⁷³

2.10. Zirkonyum Oksit Alt Yapıların Üretimi

Y-TZP blokların şekillendirilmesi iki farklı yöntemle yapılabilir:

- 1- Bilgisayar Destekli Tasarım/Bilgisayar Destekli Üretim (Computer Aided Design-Computer Aided Manufacturing; CAD/CAM)
- 2- Manuel Tasarım/Manuel Üretim (Manual Aided Design-Manual Aided Manufacturing; MAD/MAM)

2.10.1. Bilgisayar Destekli Tasarım/Bilgisayar Destekli Üretim

Sistem; elde edilen final modelin üç boyutlu görüntüsünün kullanılan bir optik tarayıcı ile bilgisayar ekranına aktarılması, özel bir yazılım programı kullanılarak restorasyonun üç boyutlu tasarımının yapılması ve bilgisayar kontrolündeki makineye yerleştirilmiş olan bloktan restorasyonun şekillendirilmesi esasına dayanır.^{49,74}

CAD/CAM sistemleri üç ana bileşenden oluşmaktadır:

Tarayıcı: Hazırlanan kavite veya prepare edilen dişler üç boyutlu olarak taranır ve bilgisayarın algılayabileceği verilere dönüştürülür. Diş hekimliğinde üç farklı tarayıcı ile tarama yapılabilir.

1. İntraoral tarayıcılar: Ağız içinde prepare edilen ve komşu dişlerin, karşıt dişlerin ve çevre dokularının dijital olarak görüntüsü elde edilir.
2. Mekanik tarayıcılar: Hazırlanan çalışma modelinin tüm yüzeyi bir pin veya iğne ile temas ettirilerek tarama yapılır.
3. Optik tarayıcılar: Çalışma modelinin yüzeyi renkli veya beyaz ışık ile optik olarak taranır.⁷⁵

Yazılım (Software): Bilgisayar ekranında restorasyonların üç boyutlu dizaynının ve planlamasının yapılabilmesini sağlar. Firmalar tarafından değişik dental restorasyonları hazırlamak için farklı yazılımlar üretilmiştir.⁵³ Tarayıcıdan bilgisayara aktarılan verilere göre alt yapı tasarlanır, restorasyonların bitim kenarları belirlenebildiği gibi üç boyutlu dizayn üzerinde de değişiklik yapılabilir.⁶⁷

Donanım (Hardware):

Donanım, bilgisayar kontrolündeki frezeleme ve aşındırma cihazlarından oluşur. CAD ünitesinde tasarlanan restorasyon CAM ünitesine aktarılır ve önceden üretilen bloklar frezelenerek restorasyonlar elde edilir. Aşındırma işleminin tamamı CAM ünitesi tarafından gerçekleştirilir. İşlem sırasında sisteme teknisyen tarafından müdahale edilebilir.^{74,76}

2.10.2. Manuel Tasarım/Manuel Üretim Sistemleri

Zirkonyum restorasyonlar MAD/MAM prensibi ile dizayn edilebilir ve freze işlemi yapılarak üretilirler. Şekillendirme sonrası sinterleme işlemi uygulanır ve homojen bir büzülme elde edilir.⁷⁷

MAD/MAM sistemi tasarım aşamasında CAD/CAM sisteminden farklılık gösterir. Restorasyonun alt yapısının modelajı rezin esaslı bir materyal kullanılarak refrakter model üzerinde yapıldıktan sonra, cihaza taşınan modelin tüm yüzeyleri lazer veya sensör ile taranır. Alt yapı sinterleme büzülmesini karşılayacak miktarda büyük

şekillendirilir ve aşındırma cihazında bu boyutlarda hazırlanır. Restorasyon gerçek boyutlarına sinterlemeden sonra ulaşır.³²

2.11. Zirkonyum Esaslı Seramikler

- Lava
- Cercon
- DC-Zirkon
- Denzir
- Procera AllZirkon
- Celay
- Cerec in Lab
- Zeno Tec
- Everest
- Zirkonzahn

2.11.1. Lava

Lava (3M Espe Dental AG, Seefeld, Almanya) 2003 yılında piyasaya sürülen bir CAD/CAM sistemidir. Bu sistem; tarayıcı, bilgisayar yazılımı ve freze ünitesinden oluşur.⁴⁹ Sistemde işlenmesi kolay olan sinterlenmemiş zirkonyum bloklar kullanılır.⁴⁵ Sinterleme işleminden sonra restorasyonda oluşacak olan %20 oranındaki büzülme tasarım sırasında daha büyük ve geniş hazırlanarak kompanse edilir.⁷⁸ Çalışma modeli elde edildikten sonra tüm yüzeyi optik tarayıcı ile taranır. Daha sonra sistem için geliştirilen özel yazılım programı kullanılarak restorasyonun tasarımı yapılır. Bu veriler Lava Form freze ünitesine aktarılır. Freze işlemi tamamlandıktan sonra 11 saat süreyle Lave Therm fırınında 1500°C’de sinterleme işlemi yapılır. Alt yapı için yedi farklı renk seçeneği bulunur. Veneerleme işlemi Lava Ceram kullanılarak gerçekleştirilir. Yüksek

translÜsenliği ve mekanik özelliklerinden dolayı anterior ve posterior restorasyonlarda kullanılır.⁷⁹

2.11.2. Cercon

Cercon sisteminde tasarım bilgisayarda yapılmaz. Alt yapı konvensiyonel mum modelaj yöntemi ile hazırlanır. Mum modelaj, gümüş tozuyla kaplandıktan sonra lazer tarayıcı ile Cercon Brain  nitesinde tarama işlemi gerçekleştirilir. Elde edilen veriler freze ünitesine aktarılır, alt yapılar ‘Cercon Base’ denilen bloklardan üretilir. Sinterleme işlemi 1150 C’de 6 saat süreyle sisteme ait Cercon Heat fırınında yapılır. Veneerleme sisteme uygun olan Cercon Ceram Kiss porselenle yapılır.² üretilen büyük bloklar altı üyeli restorasyonların yapımına imkan sağlamıştır.^{49,80}

2.11.3. DC-Zirkon

Bu sistemde (DCS Dental AG, Allschwill, İsviçre) alt yapı üretimi için tam sinterlenmiş zirkonyum bloklar kullanılır. Restorasyonların tasarımı gerçek final boyutlarında yapılır. Tek üyeli restorasyonların üretimi yaklaşık iki saat sürer, marjinal uyumları büzülme olmadığı için çok iyidir.^{81,82}

2.11.4. Denzir

Bu sistem (Decim AB, Skelleftea, İsvi ) ilk olarak inley restorasyonların hazırlanmasında kullanılmıştır. Bu sistemde ölçü işlemi Decim Reader ile gerçekleştirilir. Restorasyonların tasarımı bilgisayarda Decim Designer adı verilen sisteme ait özel yazılım ile yapılır. CAM  nitesinde  l  mler Decim Calculator ile yapıldıktan sonra  retim Decim Producer tarafından gerçekleştirilir. Restorasyonların  retiminde tam sinterlenmiş bloklar kullanılır. Bu bloklar, 1400-1500 C’de yüksek basınç altında hot yöntemi ile üretilir.⁸⁰

2.11.5. Procera

Procera bloklar (Nobel Biocare, Göteborg, İsveç) 1994 yılında piyasaya sürülmüştür. Sistemin CAD ünitesi diş hekiminin çalıştığı laboratuvarında, CAM ünitesi ise biri İsveç diğeri ABD’de bulunmaktadır. Elde edilen çalışma modelinin taraması yapıldıktan sonra veriler üretim merkezine gönderilir. Üretim merkezinden gelen alt yapı üzerine bu sisteme ait olan özel üst yapı porseleni (Nobel Rondo) uygulanarak restorasyon tamamlanır. Yapılan kuronların uyumunun geliştirilen son sistemler kadar iyi olmaması, tarayıcısının karmaşık şekilleri tarayamaması bu sistemin dezavantajlarıdır. Ayrıca bu sistemde yüksek alümina içeren bloklar (Procera AllTitan, Procera AllCeram, Procera AllZirkon) kullanılarak kuron-köprü alt yapıları, lamina ve abutment üretilmektedir.⁸³

2.11.6. Celay

Celay (Vita Zahnfabrik, Bad Sackingen, Almanya), kopya/freze tekniği çalışma prensibine dayanarak çalışan ve bilgisayar destekli sistemlere alternatif olarak piyasaya sürülmüş olan bir sistemdir. Celay sisteminde Vita firması tarafından hazırlanan dört farklı (feldspatik, alumina, spinell ve zirkonyum) blok kullanılır. Elde edilen model üzerinde teknisyen tarafından özel bir rezin esaslı malzeme kullanılarak alt yapı hazırlanır. Hazırlanan alt yapı üniteye bulunan sol bölmeye yerleştirilir. Bu bölmede kompozit modelasyon üzerinde dolaştırılarak alt yapıyı taşıyan ve aşındırıcı özelliği olmayan tarayıcı uçlar bulunur. Cihazın sağ taraftaki bölmesine aşındırılması istenilen blok yerleştirilir. Restorasyonun yapımı yaklaşık 15 dakika sürer. Üretilen alt yapı 1120°C’de sinterlendikten sonra sisteme ait olan Vitadur Alpha porseleni uygulanarak restorasyon tamamlanır.⁸⁴

2.11.7. Cerec

Cerec (Sirona Dental Systems GmbH, Bensheim, Almanya), bilgisayar destekli tasarım ve üretim için en sık kullanılan sistemdir. Sistem, optik tarayıcı yardımı ile intraoral olarak alınan ölçülerin bilgisayar ekranına aktarılması ve gelişmiş bir freze ünitesi ile seramik blokların şekillendirilmesi prensibine dayanır.⁸⁵ Bu sistemin en büyük avantajı tek seansta restorasyonların bitirilmesi ve simante edilmesidir. Cerec sistemi ile inley, onley, lamina, tek kuron ve üç üyeyi geçmeyen köprü restorasyonları hazırlanabilir. Oklüzal yüzeyin tam şekillendirilememesi bu sistemin en büyük dezavantajıdır.¹⁰

2.11.8. Zeno Tec

Zeno Tec (Wieland, Pforzheim, Almanya) sistemi; lazer tarayıcı (3 Shape D 200), bilgisayar yazılımı (ZENO CAD), üretim ünitesi (ZENO CAM 4030), sinterleme fırını (ZENO Fire) ve vakum cihazından oluşur. Zirkonyum blokların yanı sıra titanyum ve krom-kobalt alt yapılarda bu sistemde kullanılabilir. Ölçü alındıktan sonra elde edilen çalışma modeli lazer tarayıcı ile taranır. Tarama süresi tek kuron için 45-60 saniyedir. Alt yapı tasarımı yapılırken restorasyon gerçek boyutlarından %20 daha büyük hazırlanır ve Zeno Fire fırınında 12 saatlik sinterleme süresinden sonra gerçek boyut ve sertliğine ulaşır. ZENO Color ve ZENO Color Fix solüsyonları alt yapıları renklendirmek amacıyla kullanılırlar.⁸⁶

2.11.9. Everest

Everest (Kavo, Biberach, Almanya) ön ve arka bölgelerde uygulanan restorasyonların alt yapılarının üretiminde kullanılan bir sistemdir. Bu sistem tarayıcı (Everest Scan), freze ünitesi (Everest Engine), sinterleme fırını (Everest Therm) ve yapılacak restorasyonların tasarımının yapıldığı bilgisayardan oluşmaktadır. Tek üyeli restorasyonların dizayn süresi yaklaşık olarak beş dakikadır. Daha sonra üretime geçilir. Frezleme ünitesi ile beş eksenle frezleme yapılabilir. Üretilen alt yapılar Everest Therm

fırınında 1500°C’de sinterlenir. Zirkonyum blok kullanıldığında renk uyumunu sağlamak için Ivoclar IPS e.max porseleni uygulanır.⁸⁷

2.11.10. Zirkonzahn

Zirkonzahn (Steger, Ahrntal, İtalya)’da CAD/CAM ya da MAD/MAM ile üretim yapılabilir. MAD/MAM yönteminde firmanın ürettiği kompozit esaslı materyal ile alt yapı tasarımı yapılır. Hazırlanan tasarım ünitenin okuyucu ucu bulunan tarafa, zirkonyum blok ise aşındırma işleminin yapılacağı tarafa yerleştirilir. Okuyucu frez, teknisyen tarafından hazırlanan kompozit alt yapı üzerinde manuel olarak hareket ettirildikten sonra, kesici frez ile zirkonyum bloktan restorasyon susuz ortamda şekillendirilir. Üretilen alt yapı 1600°C’ de sinterlenir. CAD/CAM sisteminde ise çalışma modeli Optical Scanner S 600 ile tarandıktan sonra bilgisayar yazılımıyla alt yapı dizaynı yapılır ve CAD/CAM M5 kullanılarak zirkonyum bloktan alt yapı frezelenerek hazırlanır.⁸⁸

2.12. Monolitik Zirkonyum

Monolitik terimi Yunancadaki “mono: tek” ve “lithos: taş” kelimelerinden türeyen ve materyallerin tamamının homojen bir yapıya sahip olduğunu ifade eden bir kelimedir. Monolitik materyaller mikro yapı olarak iki veya daha çok fazlıdır ve sabit özelliklere sahiptirler.⁸⁹

Monolitik zirkonyumun (MZ), bükülme direnci (1570 MPa) ve ısıya dayanma gücü (2600°C’ye kadar) fazladır.⁹⁰ Solid ya da translusent olarak da adlandırılan bu materyaller, herhangi bir organik bağlayıcı olmadan birbirinin içine geçen atomlardan oluşurlar.⁹¹

Zirkonyum restorasyonlarda en sık karşılaşılan problemlerin ve ömürlerinin kısa olmasının nedeni veneer porseleni ile alt yapı arasında meydana gelen koheziv kırılmalardır.⁹² Bunun için CAD/CAM sistemler kullanılarak hazırlanan, veneer porselen uygulanmasına ihtiyaç duyulmayan, yalnızca tek bir materyalden üretilen monolitik

restorasyonlar geliştirilmiştir. Son zamanlarda, mekanik özellikleri arttırılan MZ'un klinik endikasyon sahası oldukça genişlemiştir.¹⁰

MZ restorasyonlar biyouyumluluklarının yanı sıra, translüenslik özelliklerinin fazla olması ve gözeneksiz yapıları sayesinde mükemmel estetik görünüme ve mekanik özelliklere sahiptirler.⁹⁰ Görünümünün doğala yakın olması nedeni ile estetiği sağlamak için porselenle veneere edilmeleri gerekmemektedir. Yalnızca özel renklendirici solüsyonlar ile renklendirilerek doğal diş rengi elde edilebilmektedir. MZ restorasyonların en büyük avantajı veneer porselen ile zirkonyum alt yapı arasında görülen “chipping” denilen kopma ve kırılma olaylarıyla karşılaşılmasıdır.^{10,89} Bu avantajlarından dolayı, MZ restorasyonlar, gülme hattı içerisinde bulunan her bir dişte estetik kaygı yaşamadan rahatlıkla kullanılabilirler.⁷²

Veneer seramik olarak kullanılan porselen mikroyapısı nedeniyle zamanla karşıt doğal dişte aşınmaya sebep olmaktadır. MZ restorasyonlar, antagonist dişlerde aşınmaya sebep olmazlar ve aşınma dirençleri doğal dişe çok yakındır.⁸⁹ MZ restorasyonların antagonist dişlerde Zr esaslı kuronlardan anlamlı derecede düşük ve minimal derecede aşındırma oluşturduğu saptanmıştır.^{93,94}

MZ restorasyonların bir diğer avantajı ise, kırılmaya karşı yüksek direnç göstermeleri nedeniyle yetersiz interokluzal mesafenin olduğu vakalarda hatta 0.5 mm'lik bir okluzal kalınlıkta bile posterior restorasyonlarda kullanılabilirler. CAD/CAM sistemleri ile hazırlanan MZ restorasyonlarda, antagonist çene ile uyumlu bir kapanış ilişkisi elde edilebilir. MZ restorasyonların, kenar uyumlarının ABD sağlık servisi kriterlerine göre yeterli olduğunu bildirilmiştir.⁹⁵

Monolitik zirkonyum blokları üreten firmalar ve marka isimleri **Tablo 2.1’de** gösterilmiştir.

Tablo 2.1. Monolitik zirkonyum blokları üreten firmalar ve marka isimleri

Monolitik Zirkonyum Blok	Üretici Firma
Prettau Zirconia	Zirconzahn/İTALYA
Ceramill Zolid	AmanGirrbach/AVUSTURYA
inCoris TZI	Sirona/ ALMANYA
Lava Plus High Translucency Zirconia	3M Espe/ ABD
Bruxzir Solid Zirconia	Glidewell/ ABD
Katana High Translucency Block	Noritake/Japan

2.12.1. Monolitik Zirkonyum Restorasyonların Endikasyonları

Zirkonyum alt yapılı seramik kuronların kullanıldığı tüm vakalarda MZ restorasyonlarda kullanılabilir. Ayrıca yüksek sertlik ve kırılma dirençlerinden dolayı bu endikasyonlara ek olarak;

- İnteroklüzal mesafenin yetersiz olduğu vakalarda,
- Uzun gövdeli/ full ark köprü protezlerinde,
- Endo kuronlarda,
- İnley ve onley restorasyonlarda,
- İmplantüstü restorasyonlarda uygulanabilmektedirler.

2.12.2. Monolitik Zirkonyum Restorasyonların Avantajları

- Daha yüksek translüenslik ve bükülme direnci,
- Seramik ile zirkonyum arasında kopma meydana gelmemesi,

- Antagonist dişlerde abrazyona neden olmaması,
- Dişlerde minimal preparasyon gerektirmesidir.⁹⁰

2.12.3. Monolitik Zirkonyum Restorasyonların Dezavantajları

- Maliyetinin yüksek olması,
- Laboratuvar aşamalarının zor olmasıdır.⁹⁶

2.13. Zirkonyum Seramiklere Uygulanan Yüzey İşlemleri

2.13.1. Aşındırma

Aşındırma işlemi, tam seramiklerin alt yapısının işlenmesi ve uyumlandırılması sırasında teknisyen, hasta üzerindeki kontroller sırasında ise diş hekimi tarafından sıklıkla uygulanır. Zirkonyuma, aşındırma ve kumlama gibi eksternal kuvvetler uygulandığında tetragonal tanecikler monoklinik taneciklere dönüşürler.⁹⁷ Yapılan çalışmalar sonucunda; aşındırma işleminin yüzey pürüzlülüğünde değişikliğe, plastik deformasyona, 30-40 mikron derinliğinde çatlakların ve artık streslerin oluşmasına ve %80' nin üzerinde direnç azalmasına sebep olduğu gösterilmiştir.⁹⁸

Aşındırmanın iki şekilde etkisi olabilir; birincisi yüzeyde oluşan rezidüel baskı stresleri zirkonyum destekli seramiklerin bükülme dayanımını yükseltir. İkincisi de aşındırma sonucunda yüzeyde derin çatlaklar meydana gelir ve bunlar materyaldeki stresi artırır. Çatlakların derinliği, yüzeyde aşınma sonucu oluşan baskı tabakasını aşarsa dayanıklılık azalır.⁸²

Aşındırmanın etkisi diskteki elmas grenlerinin sayısı ve büyüklüğü ile orantılıdır. Her bir çentik, hacmi kadar materyali uzaklaştırırken sıkıştırıcı stres oluşur. Bu stresler, yüzeyin altında birkaç mikron derinliğinde gerilim oluştururken daha derine indikçe sıfıra yaklaşır. Yüzeye yakın bölgelerdeki sıkıştırıcı stresler, aynı zamanda materyalin bükülme direncini artırır. Seramik yüzeyinin pürüzlendirilmesi için genellikle kalın grenli elmas frezler kullanılır.^{83,99,100}

Aşındırma işleminden sonra zirkonyum seramiklerin mekanik özelliklerini etkileyen parametreler aşağıda belirtilmiştir.^{97,99,101}

1. Zirkonyumun yüzeyinde oluşan çatlakların uzunluğu ve derinliği, aşındırmanın yönü, miktarı ve derinliği,
2. Aşındırma işlemine bağlı olarak oluşan yüksek ısının t → m faz dönüşümünü aktive edecek seviyeye ulaşması zirkonyumun yüzeyindeki baskı tabakasının zayıflamasına neden olarak direncini azaltır,
3. Tetragonal faz → monoklinik faz dönüşümü mekanik özellikleri etkiler,
4. Aşındırma işlemi sırasında uygulanan kuvvet ve hız arttıkça zirkonyumun dayanıklılığı azalır,
5. Aşındırma işlemi sırasında kullanılan frezlerin şekli ve gren boyutları mekanik özellikleri etkiler,

Aşındırma işleminin parametrelerini en uygun koşullarda uygulamak dayanıklılık üzerine olumsuz etkiyi en aza indirir.

2.13.2. Kumlama

Kumlama işlemi, materyallerin yüzeyini temizler ve mikromekanik oluklar oluşturarak yüzey alanını artırır. Alüminyum oksit partikülleri ile yapılan kumlama işlemi en yaygın olarak uygulanan yöntemdir. Kullanılan alüminyum oksitin partikül boyutları 50-250 µm arasında değişir.^{66,100,102-104} Kumlama işlemi sırasında mikro çatlakların oluşmasına karşın yüzeyin hemen altında tetragonal fazın monoklinik faza dönüşümü başlar. Buda materyalin hacminin %3-5 oranında artmasına sebep olur. Böylece kumlama işlemi uygulanan yüzeyin hemen altında bir sıkıştırıcı stres tabakası açığa çıkar ve mikro çatlakların ilerlemesini engeller.¹⁰⁵ Kumlama işlemi sonucu meydana gelen mikro çatlakların, oluşan yüksek stresli tabakayı geçmediği için bükülme dayanıklılığının arttığı öngörülmektedir.¹² Araştırmacılar tarafından kumlama işleminin var

olan mikro çatlakların büyümesine yol açtığı bununda uzun dönemde mekanik özellikler üzerinde negatif etki yaptığı belirlenmiştir.^{106,107} Kullanılan Al_2O_3 kumunun partiküllerinin çapının, uygulanan basıncın, kumlama süresinin ve seramik yüzeyiyle temas sırasında açığa çıkan kinetik enerji miktarının kumlama işleminde dikkat edilmesi gereken noktalar olduğu saptanmıştır.^{108,109}

2.13.3. Tribokimyasal Silika Kaplama

Bu yöntemde materyalin yüzeyi silika ile modifiye edilmiş alüminyum oksit ile kumlanır. Kullanılan kumlar seramik yüzeyine 15 µm derinliğe kadar gömülme özelliğine sahiptir. Kumlama sonrası silika ile kaplanan yüzeyde oluşan camsı faz, materyale uygulanacak silan ile kimyasal bağlantı oluşturur. Yöntem hem klinikte hem de laboratuvar da kullanıma uygundur. Bu amaçla en sık kullanılan sistemler CoJet ve Rocatec'dir. CoJet klinikte kullanılan en yaygın tribokimyasal silika kaplama sistemi'dir. Kaplayıcı-aşındırıcı bir kum ve silandan oluşur. Silika ile modifiye edilmiş 30 µm alüminyum oksit kum partikülleri 2.8 bar basınçla, 10 mm mesafeden 15 saniye boyunca 90° ile uygunlandığında, yüzey küçük silika partikülleri ile kaplanır. CoJet sistemi; yüzeyin silan uygulaması için hazırlanması ve mikromekanik retantif alanlar oluşturmak için kullanılır.¹¹⁰

2.13.4. Lazerle Pürüzlendirme

Lazer, 1960 yılında Mamian tarafından geliştirilmiştir. İlk geliştirilen Ruby lazeri 0.694 Zm dalga boyuna sahiptir. Snitzer tarafından 1961 yılında neodmiyum lazeri üretilmiştir. Tek renkli (monocromatik), doğrusal (collimated) ve ışığı oluşturan fotonların aynı fazda (koherans) olması gibi özellikler, lazer ışığını diğer ışıklardan ayırır. Bu özellikler lazer ışığını güçlü ve kontrol edilebilir bir hale getirir.¹¹¹

2.14. Diş Hekimliğinde Kullanılan Lazerler

2.14.1. Karbondioksit (CO₂) Lazer

Karbondioksit lazer Patel ve arkadaşları tarafından 1964 yılında geliştirilmiştir. 10.6 µm dalga boyuna sahiptir. Islak dokuya duyarlıdır ve oral mukoza tarafından emilimi fazladır.¹¹² Dalga boyunun yüksek olması nedeniyle temassız modda çalışır. Yumuşak dokular tarafından iyi şekilde absorbe edildiği için en etkili lazer sistemidir.^{112,113}

2.14.2. Argon Lazer

Görünür ışık spektrumunda yer alan ve aktif ortamı argon gazı olan lazerlerdir. Diş hekimliğinde kullanılan argon lazerler 488 nm veya 514 nm dalga boyuna sahiptirler. Kompozit materyallerin polimerizasyonu için 488 nm dalga boyunda olan mavi renkteki tipi kullanılır. Argon lazerlerin hemostatik özelliği oldukça iyidir.¹¹⁴

2.14.3. Nd: YAG Lazer

Nd: YAG lazer 1064 nm dalga boyundadır ve elektromanyetik spektrumun yakın kızıl ötesi bölgesinde konumlanır. Su tarafından absorbe edilmemelerine karşın melanin, hemoglobin gibi pigmente dokular tarafından iyi absorbe edilirler.¹¹²

Sağladığı hemostazın mükemmel olması nedeniyle oral ülserlerin tedavisinde, gingivanın estetik olarak konturlanmasında, gingival retraksiyonda, frenektomi ve gingivektomi gibi pek çok uygulamada Nd:YAG lazer sıklıkla kullanılır.¹¹⁵

2.14.4. Er: YAG Lazer

Er:YAG lazer 2940 nm dalga boyuna sahiptir ve elektromanyetik spektrumun yakın ve orta kızıl ötesi bölümünde bulunur. FDA tarafından 1997 yılında kavite preparasyonlarının şekillendirilmesi, çürüğün temizlenmesi, mine ve dentinin pürüzlendirilmesi için kullanımı onaylanmıştır.^{116,117} Er:YAG lazerin sert dokuda etkili olabilmesini, enerjisinin yüksek oranda radikal OH⁻ iyonları tarafından emilmesi sağlar.

Hemostatik özelliğinin yumuşak doku lazerleri kadar iyi olmamasıyla birlikte Er:YAG lazerler ile yumuşak doku kesilebilir.¹¹³

2.14.5. Erbiyum, Kromiyum: Yitriyum Skandiyum Galliyum Garnet (Er, Cr: YSGG) Lazer

Atımlı dalga formuna sahip olan bu lazerin dalga boyu 2.78 μm dir. Elektromanyetik spektrumun yakın ve orta kızıl ötesi bölümünde bulunur. Er:YAG lazer gibi sert doku lazeridir.^{118,119} Çürük tedavisinde, kök kanalının hazırlanmasında, minenin pürüzlendirilmesinde, kavite preparasyonu gibi sert doku işlemlerinde kullanılır.^{118,120}

2.14.6. Femtosaniye Lazer

Son 20 yılda çok kısa darbe süresine sahip lazerlerin geliştirilmesi ile ilgili önemli ilerlemeler kaydedilmiştir. Darbe sürelerinin Fs ($1\text{fs}=10^{-15}$)'ler düzeyinde olması sebebiyle Femtosaniye (Fs) ya da ultra hızlı olarak isimlendirilen bu lazerler, teknolojik gelişmelerde lazerlerin önemli bir rol üstlendiği günümüzde kendilerine ayrı bir yer edinmişlerdir. Fs lazerler darbe sürelerinin çok kısa olması nedeniyle oldukça hassas ve yüksek çözünürlükte işlem yapma olanağı sunarlar. Fs lazerlerin uygulandıkları madde üzerine odaklanmasının çok yüksek anlık güçlere ulaşılmasına olanak sağlaması kadar, darbe süresinin çok kısa olmasının da özellikle malzemelerin işlenmesinde çok büyük avantajı vardır. Fs lazerin nanosaniye darbe süresine sahip lazerlere göre en büyük üstünlüğü uygulanan malzemeye termal difüzyon vermeden enerjinin aktarılmasıdır. Fs lazerler belirli bir frekansta darbe sırası oluşturularak malzemeye gönderilir. Bu frekans tekrarlama frekansı olarak adlandırılır.¹²¹ Diş hekimliğinde zirkonyum oksit seramikler ile rezin siman¹²² ve mine ile ortodontik braketlerin bağlantısını arttırmak amacıyla kullanılabilirler.^{123,124}

2.15. Termal Siklus

Ağız ortamının ısı ve pH değişiklikleri dental restoratif materyallerin özelliklerini etkileyen faktörlerdir. Yemek, içmek ve nefes almak ağız içinde ısı değişikliklerine neden olur. Ağız içi sıcaklığı ortalama 35°C olarak belirlenmiştir. Nefes alma sırasında alınan havanın ısı, nem oranı ve gıdaların sıcaklığı ya da soğukluğu ağız ısılarında radikal değişiklikler meydana getirebilir.¹²⁵ Termal streslere bağlı olarak oluşan büzülme ve genleşme nedeniyle marjinal aralıkta mikro sızıntı oluşabilir.¹²⁶ Ağız içindeki ısı değişikliklerinin restorasyon üzerindeki etkilerini taklit etmek için termal siklus yöntemi uygulanır.¹²⁷ Termal siklus testleri, 5-55°C aralığında, ortalama 30 saniye bekletme süresinde gerçekleştirilir. Ağız içerisindeki siklus sayısı ile ilgili çok kesin bilgi olmadığı için günde 20-50 siklus olabileceği düşünülerek 10 000 siklusun bir yıla karşılık geleceği bildirilmiştir.¹²⁸

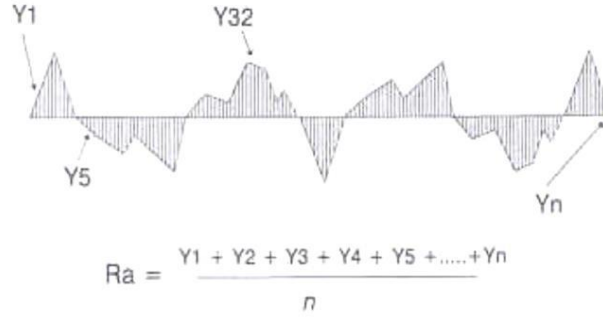
2.16. Materyallerin Yüzey Özelliklerinin Değerlendirilmesi

2.16.1. Yüzey Pürüzlülüğünün Ölçümü (Profilometre Analizi)

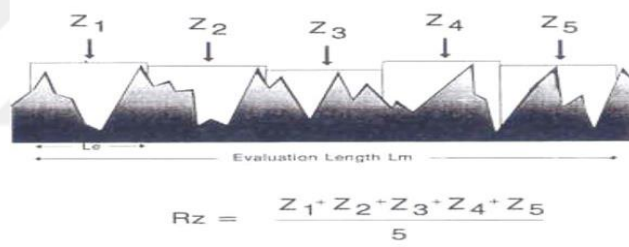
Materyallerin yüzey pürüzlülüğünü değerlendirmek amacıyla profilometre cihazı kullanılır. Cihazda, elmas tarayıcı bir uç örnek yüzeyinde gezinirken elde edilen yüzey pürüzlülüğü bulguları dijital olarak hesaplanır ve kaydedilir. Yüzeylerin profilometre ile incelenmesinde değişik parametreler kullanılabilir. En çok kullanılan parametreler Ra, Rz, Rpm ve Rz:Rpm oranıdır. Ra parametresi bir yüzeyin ortalama pürüzlülüğü olarak tanımlanır ve profilde tüm pürüzlülük mesafesinin merkez çizgiye göre uzaklığı ölçülerek aritmetik ortalamanın alınmasıyla saptanır. Rz yüzey parametresi, ard arda gelen beş parçada, ortalama tepe-vadi yüksekliği olarak tanımlanır.¹²⁹

Rpm yüzey parametresi ard arda gelen beş örnek parçasındaki ana derinlik seviyesi olarak tanımlanır. İstisnai profil tepeleri bir dereceye kadar dikkate alınır. Ra ve Rz parametreleriyle karşıtlık gösterdiğinden Rpm nispeten profil şekli hakkında bilgi

verir. Küçük Rpm değeri geniş tepeli ve dar vadili yüzeyleri, büyük Rpm değerleri ise sivri ve keskin kenarlı profili gösterir. Rpm: Rz oranı önemli bir değerdir, çünkü profil şekli hakkında kayda değer bir bilgi verir. Bu oran 0.5'den daha yüksek ise keskin kenarlı profili, 0.5'den daha küçük ise yuvarlak kenarlı profili gösterir.¹³⁰



Şekil 2.4. Ra diagramı¹³⁰



Şekil 2.5. Rz diagramı¹³⁰

2.16.2. Taramalı Elektron Mikroskobu (Scanning Electron Microscope)

İncelemeleri

Taramalı elektron mikroskobu odaklanmış elektron demetleri ile görüntü veren bir çeşit elektron mikroskobudur. Materyalin yüzeyindeki elektronlarla etkileşimde olan elektron demetleri çeşitli sinyaller üretir ve bu sinyaller materyalin yüzey görüntüsü ve bileşimi hakkında bilgi verir. Yüzey incelemesi yapılmadan önce iletkenliği sağlamak için örnekler ince bir tabaka altın ile kaplanmalıdır. Bu yöntemle incelenecek materyalin yüzeyine elektron demetleri gönderilerek yüzey nokta nokta taranır. Tarama işlemi

sırasında birincil elektron demetinin materyal yüzeyindeki elektronlarla etkileşime girmesi bu elektronların etrafa dağılmasına sebep olur.¹³¹

Materyalin yüzeyinin herhangi bir noktasından yayılan ikincil elektronların algılayıcılar tarafından toplanmasıyla yüzeyin görüntüsü elde edilir. Algılayıcıya ulaşan elektron sayısı ne kadar fazla ise o bölgenin görüntüsü o kadar parlak, ne kadar az ise o kadar karanlık olur. Bu şekilde örnek yüzeyinin gri tonlarında görüntüsü elde edilir.¹³⁰

2.16.3. Atomik Kuvvet Mikroskobu (Atomic Force Microscope)

Atomik Kuvvet Mikroskobu (AFM) yüzey topografisinin analizinde kullanılan bir cihazdır. AFM'nin en önemli özelliği yüzey analizi yapılan materyalin iletken olmasının gerekmemesidir.¹³¹ AFM ile SEM'in aksine üç boyutlu görüntü elde edilir. Profilometreye karşılaştırıldığında nanometre seviyesinde topografik görüntülerin detayı saptanır.^{132,133} AFM, üç boyutlu bir yüzey görüntüsü üzerinde incelemeye olanak sağlar. Yüzey pürüzlülük parametreleri rakamsal olarak elde edilir. Ancak, tarama yapılan saha, diğer yöntemlere göre küçük olduğundan, tekrarlanan ölçümlerde aynı sahayı yeniden bulmak zordur.¹³⁴⁻¹³⁶

AFM'nin çok hassas bir iğne'ye (tip) sahip olmasından dolayı tarama sırasında atomlar arası kuvvetler nanonewton hassasiyetinde ölçülür.¹³⁷

2.16.4. X-Ray Difraksiyon (XRD)

X-Ray Difraksiyon monoklinik, tetragonal, kübik fazları içeren zirkonyum sistemlerin nicel analizinde kullanılır. XRD yönteminde, seramik ve metallerin kristal yapılı moleküllerinin geometrisini belirlemek amacı ile X ışını kullanılır. Böylece materyalin kristal yapısı, fiziksel ve kimyasal faktörlerin kristal yapı üzerindeki etkisi ve kristal boyutları tespit edilir. Yüksek enerji ve düşük dalga boyuna sahip X ışınları kristal yapıda bir materyal üzerine gönderildiğinde, ışının yayılma doğrultusunda bulunan atom veya iyonlara ait elektronlar tarafından kırılarak farklı yönlerde dağıtılır. Difraktometre,

materyalde kırınımın hangi açılarda en fazla olduğunu belirleyerek kristal yapının geometrisi ve boyutunun anlaşılmasını sağlar. İnce taneciklerden oluşmuş polikristalin materyaller için en sık kullanılan difraksiyon tekniği monokromatik X radyasyonudur.¹³⁸



3. MATERYAL VE METOT

Tez çalışması, Atatürk Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı Laboratuvarı, BY Dental Diş Laboratuvarı, Selçuk Üniversitesi İleri Teknoloji Araştırma ve Uygulama Merkezi ve Doğu Anadolu Yüksek Teknoloji Uygulama ve Araştırma Merkezinde gerçekleştirildi. Çalışma için etik kurul onayı alındı (EK-2). Kullanılan monolitik zirkonyum örnekler ve laboratuvar giderleri Atatürk Üniversitesi Bilimsel Araştırma Projeleri Birimi tarafından desteklenen 2015/320 no'lu projeden sağlandı.

3.1. Örneklerin Hazırlanması

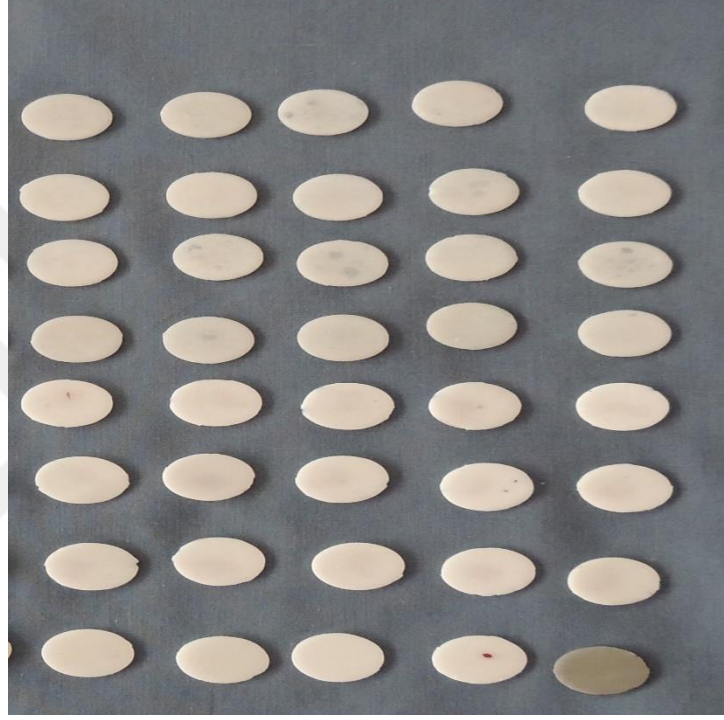
Çalışmada kullanılan monolitik zirkonyum örnekler; **Tablo 3.1**'de özellikleri gösterilen, Katana High Translucency ve Prettau® Zirconia® bloklardan CAD/CAM ile ISO 6872'ye uygun olarak¹³⁹ 15 mm çapında ve 1.2 mm (aşındırma uygulanacak grup 1.3 mm) kalınlığında disk şeklinde hazırlandı.

Tablo 3.1. Çalışmada kullanılan monolitik zirkonyum bloklar ve özellikleri

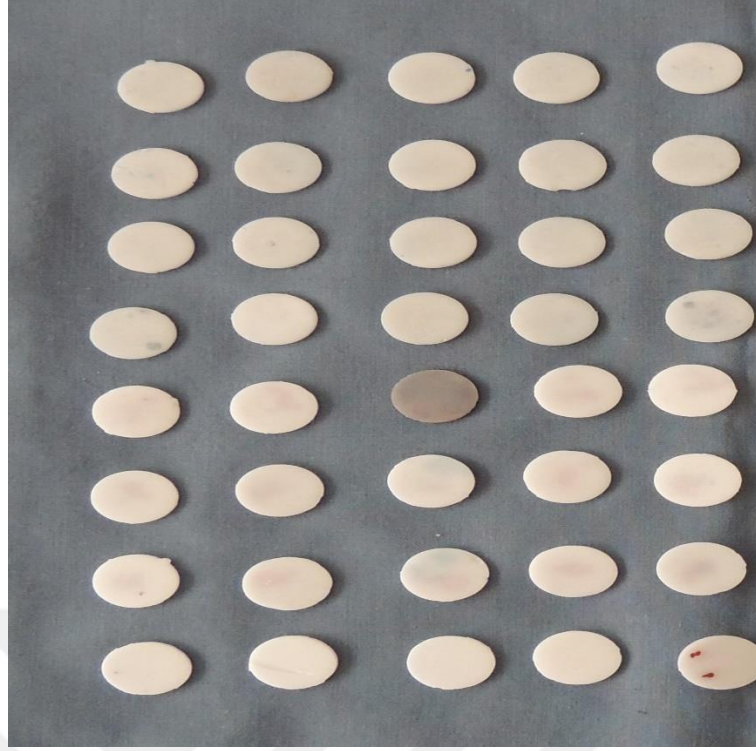
Ürün Adı	Üretici Firma	İçerik
Katana High Translucency Blok	Kuraray Noritake INC, Noritake, Japan	(ZrO ₂ + HfO ₂ + Y ₂ O ₃) >99%, (Y ₂ O ₃) >4.5-≤6%, (HfO ₂) ≤5%, diğer oksitler ≤1%
Prettau® Zirconia®	Zirkonzahn GmbH, Gais, İtalya	Y ₂ O ₃ 4-6%, Al ₂ O ₃ 0-1% , SiO ₂ 0.02%, Fe ₂ O ₃ 0.01%, Na ₂ O 0.04%

Örnekleri hazırlamak için; 15 mm çapında, 1.2 mm kalınlığında hazırlanan kompozit rezin disk sisteme ait tarayıcı ile tarandı. Görüntüler bilgisayara aktarıldı ve gerekli düzeltmeler yapıldı. Sinterleme işlemi sırasında meydana gelecek olan büzülme miktarı göz önüne alınarak gerçek boyutlarından yaklaşık %25 oranında daha büyük olarak tasarlanan örnekler, CAM sistemi ile hazırlandı. Sinterleme işlemi; üretici firma talimatlarına uygun olarak Katana High Translucency örnekler Tegra Speed (Teknik

Dental, Bayrampaşı/İstanbul) fırınında 1500°C sıcaklıkta 2 saat, Prettau Zirconia örnekler ise Zirkonofen fırınında (Zirkonzahn, Gais, İtalya) 1600°C’de 8 saat bekletilerek gerçekleştirildi. İşlemden sonra örnek boyutları dijital mikrometre ile ölçülerek kontrol edildi. Her bir monolitik zirkonyum için 40 adet olmak üzere toplam 80 örnek elde edildi (Şekil 3.1, 3.2).



Şekil 3.1. Hazırlanan Katana High Translucency örnekler



Şekil 3.2. Hazırlanan Prettau Zirconia örnekler

3.2. Yüzey İşlemlerinin Uygulanması

İki farklı monolitik zirkonyumdan hazırlanan toplam 80 örnek rastgele beş gruba (kontrol, aşındırma, kumlama, alüminyum oksit tozu ile kaplama, lazer) ayrılarak aşağıdaki yüzey işlemleri uygulandı.

3.2.1. Kontrol Grubu

Bu gruptaki örneklerle 16 örnek (8 tane Katana High Translucency, 8 tane Prettau Zirconia) herhangi bir yüzey işlemi uygulanmadı.

3.2.2. Aşındırma

Örneklerin aşındırılması için 5 mm çapında, 11 mm uzunluğunda, 100 µm gren boyutunda elmas frezler (KG Sorensen, SaoPaulo, Brezzilya) kullanıldı. Frezler laboratuvar piyasemenine monte edildi. Motorun dönme hızı 20.000 min⁻¹ olarak ayarlandı. Örnekler, ortalama 100 g olarak kabul edilen parmak basıncı ile 0.1 mm

materyal kaldırılarak 1.3 mm' den 1.2 mm kalınlığına gelecek şekilde aşındırıldı (**Şekil 3.3.**). Standardizasyonu sağlamak amacıyla her bir örnek için ayrı bir frez kullanıldı.



Şekil 3.3. Örnek yüzeylerini aşındırma işlemi

3.2.3. Kumlama

Örneklerin kumlama işlemi; partikül büyüklüğü 90 μm olan Al_2O_3 kum (Dentsply International, Inc., Bohemia, USA) ile 4 MPa basınç altında yaklaşık 10 mm mesafeden 20 saniye süre ile Atatürk Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Ortodonti Anabilim Dalı'nda bulunan kumlama cihazıyla (Star Dental., İstanbul, Türkiye) aynı araştırmacı tarafından tüm yüzey taranacak şekilde uygulandı (**Şekil 3.4**). Kumlama işleminden sonra Al_2O_3 kumunu uzaklaştırmak için örnekler 30 saniye yıkandı ve kurutuldu.



Şekil 3.4. Kumlama cihazı

3.2.4. Silika Kaplı Alüminyum Oksit Tozu İle Kaplama

Silanize edilmiş 30 μm büyüklüğünde Al_2O_3 kum (3M ESPE CoJet™ Sand, Seefeld, Germany) ince kalem uçlu CoJet kumlama cihazıyla (3M ESPE CoJet™ Prep, St. Paul, USA) 2.8 atmosfer basıncı altında 1 mm mesafeden 15 saniye süreyle tüm yüzeye farklı yönlerde tek bir araştırmacı tarafından tatbik edildi (Şekil 3.5.). Oluşan silanizasyonu bozmamak için örnek yüzeyine herhangi bir temizleme işlemi uygulanmadı.



Şekil 3.5. CoJet kumlama cihazı

3.2.5. Femtosaniye Lazer

Çalışmada kullanılan lazer 90 Fs lazer pulsarı üreten bir Ti: Sapphire lazer (Quantronix Integra-C-3.5, NY, USA) sistemidir. Bu lazer ile yapılacak şekiller bir software yazılımı kullanılarak tasarlandı ve 800 nm dalga boyunda, 350 Mw gücünde 3 mm/s hızında lazer ışığı elde edildi. Çıkış ucundan 11 cm uzaklıktaki tabla üzerine sabit bir şekilde yerleştirilen örneklere lazer uygulandı (Şekil 3.6.).



Şekil 3.6. Femtosaniye lazer cihazı

3.3. Termal Siklus (Yaşlandırma) Uygulaması

Tüm örneklere ilk ölçümlerden sonra termal siklus (Gökçeler Makine, Sivas, Türkiye) (Şekil 3.7.) işlemi uygulandı. Termal siklus cihazı, taşıyıcı bir kol ve birbirine komşu biri soğuk, diğeri sıcak su bulunan iki adet banyo tankından oluşmaktadır. Bu banyo tankları, içlerindeki suyu ayarlanan sıcaklıkta (2 ile 65°C arasında) muhafaza ederler. Test edilecek olan deney örnekleri taşıma kolunun ucundaki sepete

yerleştirilmekte ve taşıma kolunun deney örneklerini bir tanktan çıkarıp diğetine transfer etme süresi ile her bir tanktaki daldırma (bekleme) süresi aygıt üzerinde bulunan kontrol panelinden ayarlanabilmektedir. Cihaz zerindeki kontrol panelinde; her bir tankın içerisindeki sıvının sıcaklık ayar düğmesi, taşıma kolunun test örneklerini bir tanktan diğetine transfer etme süresi, her bir tanktaki daldırma süresi ve yapılacak total daldırma sayısına ilişkin (siklus sayısı) kontrol mekanizması bulunmaktadır. Termal siklus işlemi her bir haznede 30 saniye bekletilen örneklerle toplam 5000 defa uygulandı.



şekil 3.7. Termal siklus cihazı

3.4. Yüzey Pürüzlülüğünün llmesi

Yüzey pürüzlülük ölçümleri için, Atatürk Üniversitesi Diş Hekimliğı Fakültesi Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı Araştırma laboratuvarında bulunan profilometre cihazı (Surtronic 25, Taylor Hobson Leicester, Britanya) kullanıldı. Ölçümler her örneğın altı farklı bölgesinden yapıldı ve ortalamaları alınarak Ra değeri saptandı (**şekil 3.8.**).



Şekil 3.8. Profilometre cihazı

3.5. SEM Analizi

Yüzey işlemleri uygulandıktan sonra her gruptan (kontrol, aşındırma, kumlama, alüminyum oksit tozu ile kaplama, lazer) rast gele olarak bir örnek seçildi. Örneklerin görüntüsü Doğu Anadolu Yüksek Teknoloji ve Araştırma Merkezinde bulunan SEM (Zeiss Sigma 300, Carl Zeiss Microscopy GmbH, Jena, Almanya) ile her hangi bir kaplama işlemi yapılmadan 250, 500, 1000 ve 5000 kez büyütmede alınarak kaydedildi (Şekil 3.9.).



Şekil 3.9. Taramalı Elektron Mikroskobu

3.6. AFM Analizi

Her gruptan rast gele seçilen bir örneğin yüzeyi ($20 \mu\text{m}^2$ alan) Doğu Anadolu Yüksek Teknoloji ve Araştırma Merkezinde bulunan atomik kuvvet mikroskobu (Hitachi 5100N, Tokyo, Japonya) kullanılarak 1.6 Hz hız ve 10 KHz titreşim frekansı ile tarandı ve 256×256 piksel çözünürlükte üç boyutlu görüntüler elde edildi (**Şekil 3.10.**).



Şekil 3.10. Atomik Kuvvet Mikroskobu

3.7. XRD Analizi

Örneklerin kristal yapı analizleri, Doğu Anadolu Yüksek Teknoloji ve Araştırma merkezinde bulunan monokromatik $\text{CuK } \alpha$ ışını kullanan X-ray difraktometre (X'pert Pro PANalytical, Hollanda) cihazı kullanılarak yapıldı. Analizi yapılacak örnek, cihazın tutucu kısmına yerleştirildi. Örnek yüzeyinde, 0.01 adım aralığıyla 20° - 40° θ açıları arasında tarama işlemi yapıldı. X-ray difraksiyonu sonucu bulunan yoğunluk değerleri kaydedildi. Her örnekte, yoğunluğun arttığı bölgelerde gözlenen en yüksek değer ve bu değerlerin gözlemlendiği 2θ açıları belirlendi (Şekil 3.11.). Örneklerin işleme tabi tutulmuş

yüzeylerindeki faz değiştirmiş monoklinik zirkonyanın tetragonal faza oranla göreceli miktarı (XM) Garvie ve Nicholson yöntemine göre aşağıdaki denklem kullanılarak hesaplandı.¹⁴⁰

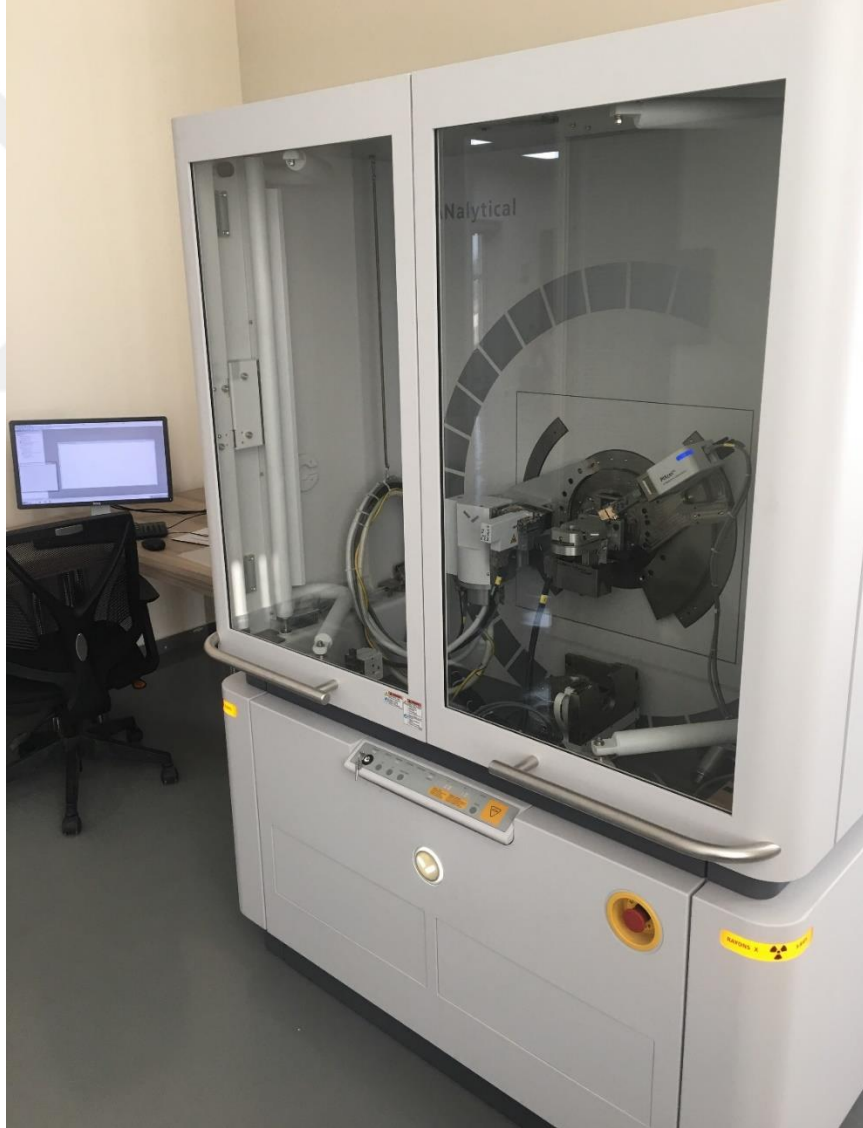
$$XM = [Im(-111) + Im (111)] / [Im (-111) + Im (111) + It (101)]$$

XM = Monoklinik fazın tamamlı şiddet değeri

Im (-111) = 28.2 °’de monolinik zirve noktasının şiddeti

Im (111) = 31.5 °’de monolinik zirve noktasının şiddeti

It (101) = 30.2 °’de tetragonal zirve noktasının şiddeti



şekil 3.11. X-Ray Difraksiyon cihazı

3.8. İstatistiksel Analiz

İstatistiksel değ erlendirme; IBM SPSS Statistics 20 (SPSS v20.0; SPSS Inc., Chicago, IL., ABD) yazılım programı ile varyans analizi, Tukey  oklu karşılaştırma testi, t testi ve Spearman'ın rho (p) katsayısı kullanılarak yapıldı.



4. BULGULAR

4.1. Yüzey Pürüzlülüğün Değerlendirilmesi

Verilerin homojenliği Kolomongorov-Smirnov testi ile tespit edildi. Pürüzlülük değerlerinin iki yönlü varyans analizi sonuçları **Tablo 4.1.**'de gösterildi. İki yönlü varyans analizi sonucunda; yüzey işlemlerinin çok anlamlı olduğu ($p<0.001$), materyal çeşidinin ve monolitik zirkonyum materyaller ile yüzey işlemleri arasındaki etkileşiminin anlamlı olmadığı ($p>0.05$) tespit edildi.

Tablo 4.1. İki yönlü varyans analiz sonuçları

Kaynak		Kareler Toplamı	df	Kareler Ortalaması	F	P Değeri
Materyal (M)	T.önce	0.053	1	0.053	0.988	0.324
	T.sonra	0.098	1	0.098	6.834	0.011
Yüzey İşlemi (Yİ)	T.önce	24.843	4	6.211	114.672	<0.001
	T.sonra	19.412	4	4.853	338.125	0
M*Yİ	T.önce	0.158	4	0.039	0.728	0.576
	T.sonra	0.083	4	0.021	1.439	0.23
Hata	T.önce	3.791	70	0.054		
	T.sonra	1.005	70	0.014		
Toplam	T.önce	404.78	80			
	T.sonra	305.884	80			

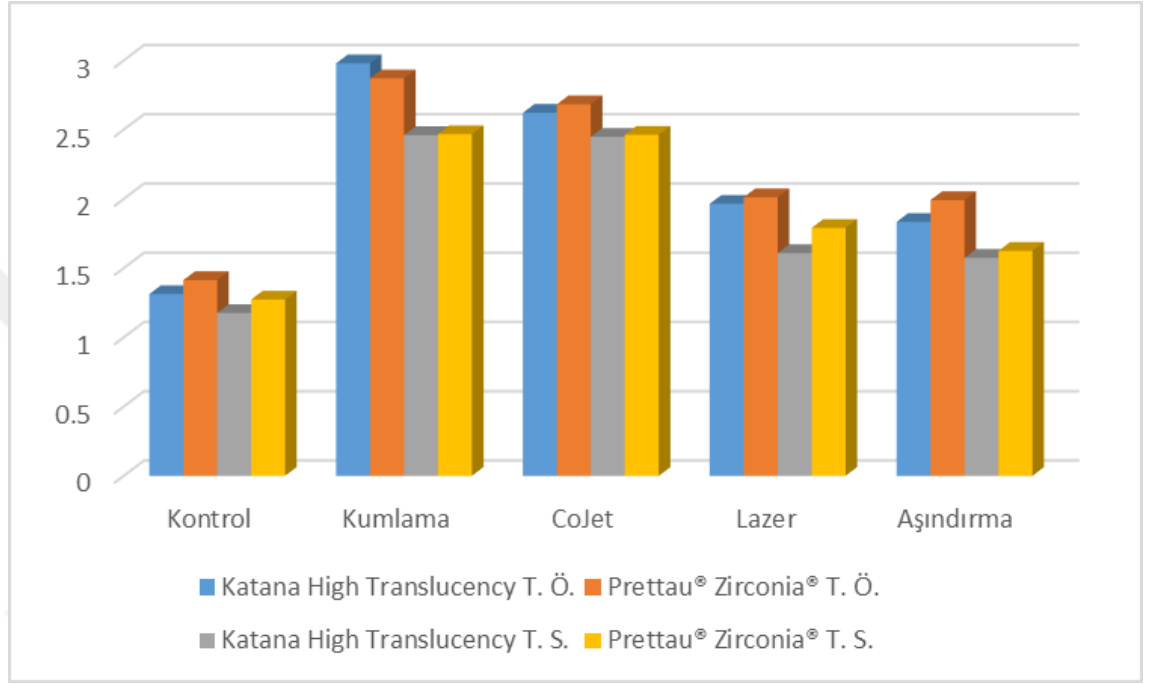
Tablo 4.2. Pürüzlülük değerlerinin ortalama, standart sapma ve çoklu karşılaştırma testi sonuçları

%95 Güven Aralığı					
Termal siklus	Materyal	Yüzey İşlemi	Ortalama (μm)	Alt sınır	Üst sınır
Önce	Katana High Translucency	Kontrol	1.31 $\pm$ 0.18 ^a	1.17	1.46
		Aşındırma	1.83 $\pm$ 0.11 ^c	1.74	1.93
		Kumlama	2.98 $\pm$ 0.44 ^b	2.61	3.34
		CoJet	2.68 $\pm$ 0.11 ^b	2.52	2.73
		Lazer	1.97 $\pm$ 0.16 ^c	1.83	2.10
	Prettau® Zirconia®	Kontrol	1.41 $\pm$ 0.16 ^a	1.28	1.55
		Aşındırma	1.99 $\pm$ 0.14 ^c	1.88	2.11
		Kumlama	2.87 $\pm$ 0.33 ^b	2.60	3.14
		CoJet	2.68 $\pm$ 0.23 ^b	2.48	2.89
		Lazer	2.02 $\pm$ 0.24 ^c	1.82	2.21
Sonra	Katana High Translucency	Kontrol	1.18 $\pm$ 0.10 ^a	1.10	1.26
		Aşındırma	1.57 $\pm$ 0.09 ^c	1.50	1.65
		Kumlama	2.46 $\pm$ 0.07 ^b	2.41	2.52
		CoJet	2.45 $\pm$ 0.12 ^b	2.35	2.54
		Lazer	1.61 $\pm$ 0.13 ^c	1.50	1.71
	Prettau® Zirconia®	Kontrol	1.27 $\pm$ 0.13 ^a	1.17	1.38
		Aşındırma	1.62 $\pm$ 0.15 ^c	1.50	1.75
		Kumlama	2.47 $\pm$ 0.18 ^b	2.32	2.61
		CoJet	2.46 $\pm$ 0.10 ^b	2.38	2.54
		Lazer	1.79 $\pm$ 0.12 ^c	1.70	1.89

Tablo 4.2'de görüldüğü üzere termal siklus işlemi öncesi pürüzlülük değeri; en yüksek kumlama işlemi uygulanan (2.98 μm), en düşük kontrol (1.31 μm) grubundaki Katana High Translucency Bloklardan hazırlanan örneklerde tespit edildi.

Termal siklus işleminden sonra pürüzlülük değeri; en yüksek kumlama işlemi uygulanan (2.47 μm), en düşük kontrol grubunda (1.18 μm) Katana High Translucency bloktan hazırlanan örneklerde saptandı.

Tukey çoklu karşılaştırma testi sonucunda; termal siklus öncesi ve sonrası yüzey işlemlerinin yüzey pürüzlülüğünü anlamlı derecede azalttığı, kontrol grubu ile diğer gruplar arasındaki farkın anlamlı ($p<0.05$) olduğu, kumlama grubu ile CoJet grubu, aşındırma grubu ile lazer grubu arasındaki farkın anlamlı ($p>0.05$) olmadığı, bunların birbirlerinden farkının ise anlamlı ($p<0.05$) olduğu istatistiksel olarak saptandı.



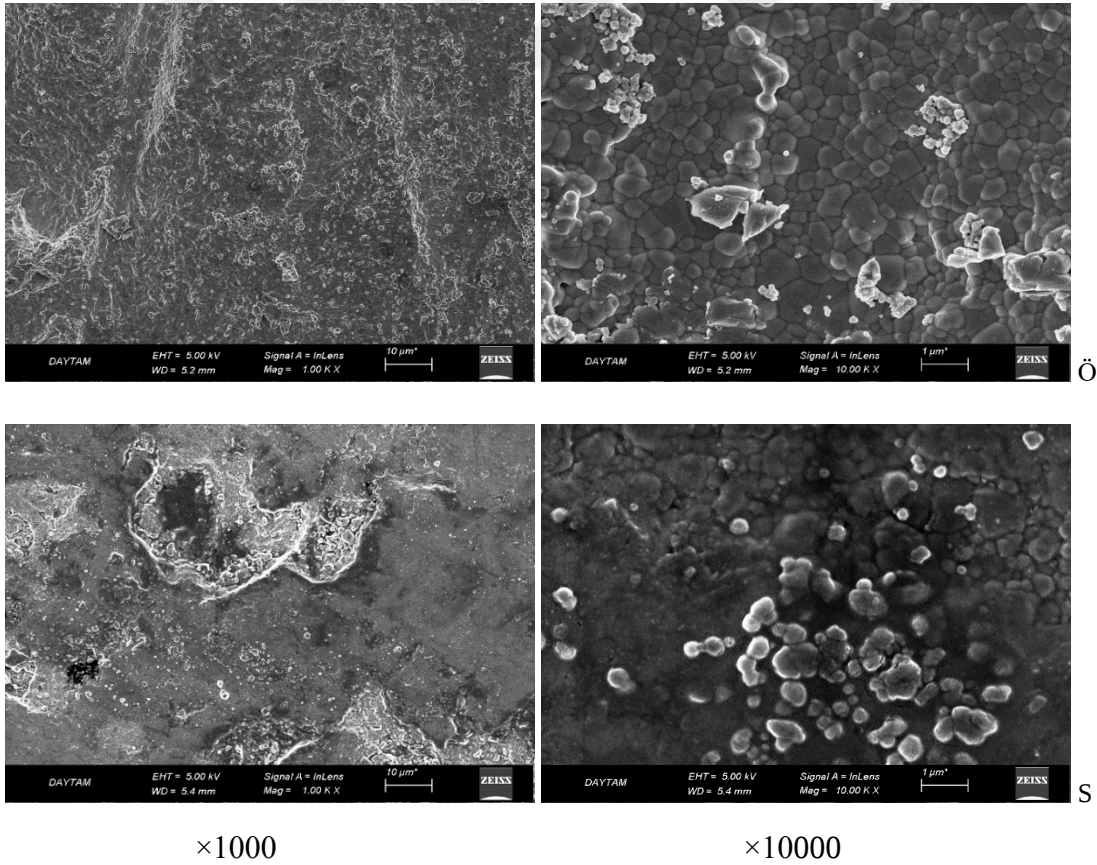
Şekil 4.1. Ortalama yüzey pürüzlülük değerleri (µm)

4.2. Taramalı Elektron Mikroskobu Görüntülerinin Değerlendirilmesi

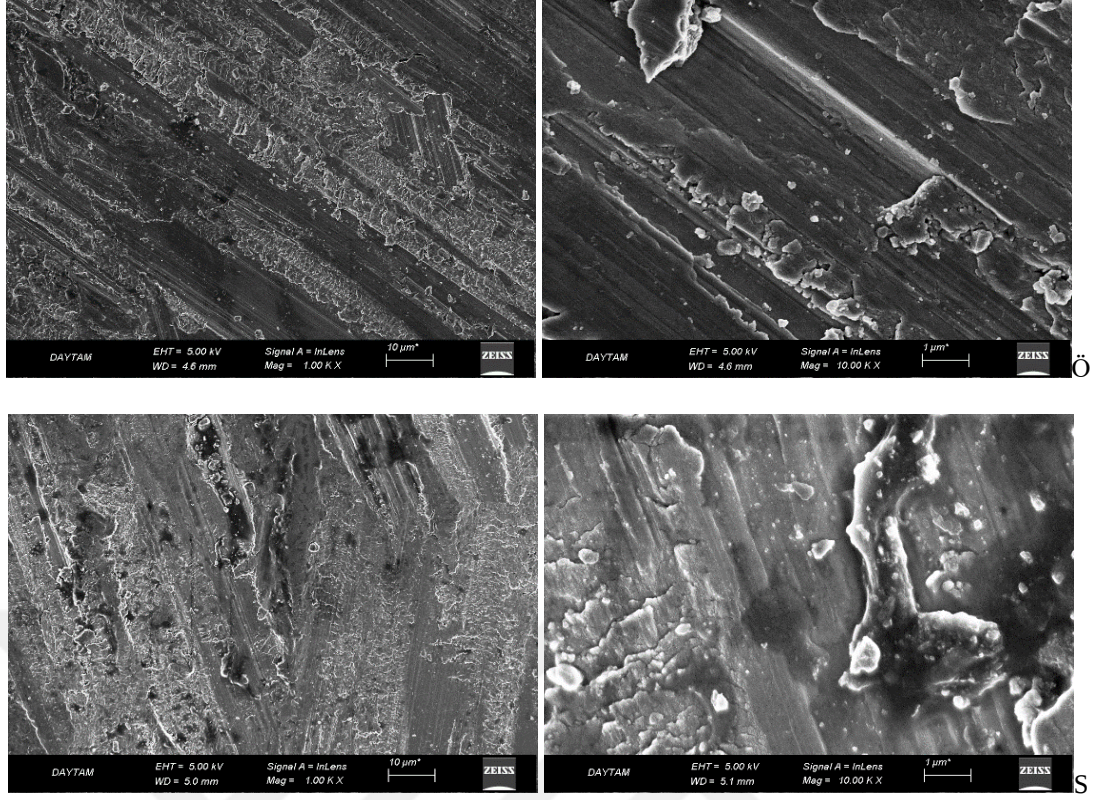
Katana High Translucency ve Prettau® Zirconia® materyallerinin yüzey işlemlerini takiben termal siklus öncesi ve sonrasına ait SEM görüntüleri $\times 1000$ ve $\times 10000$ büyütme olarak sırasıyla incelendi. Her bir gruptan alınan SEM görüntüleri değerlendirildiğinde; birbirlerinden oldukça farklı yüzey görüntülerine sahip oldukları belirlendi.

4.2.1. Katana Materyaline ait Görüntülerin İncelenmesi

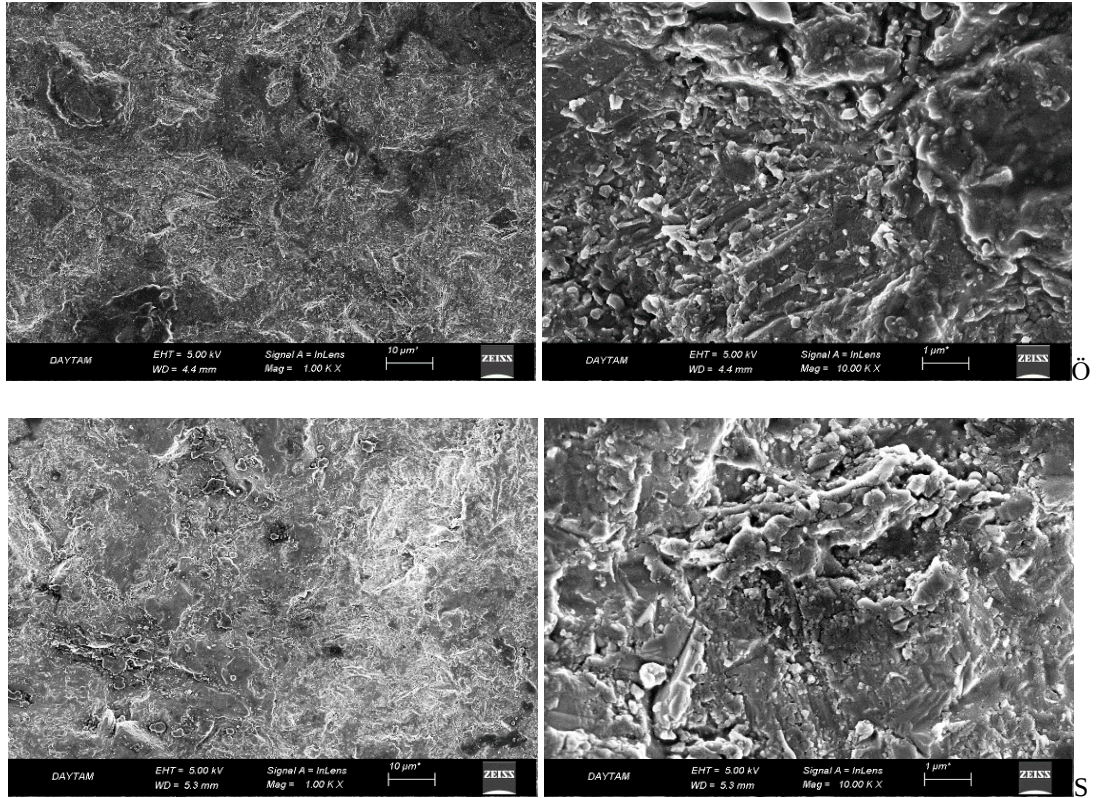
Kontrol grubuna ait örneğin yüzeyi incelendiğinde; hazırlama sırasında oluşan yüzeysel çizgiler, orta derecede pürüzlü yüzey ve yuvarlak homojen olmayan partikül boyutları gözlemlendi. Aşındırma grubunda belirgin frez izlerine rastlanırken, frezin temas ettiği yüzeyde ise partikül yapısının bozulduğu saptandı. Kumlama grubuna ait görüntülerde yüzeydeki çizgilerin kaybolduğu, mikro retantif alanlar oluştuğu ve Al_2O_3 partiküllerinin çarptığı bölgelerde zirkonyum partikül yapısında bozulmalar olduğu gözlemlendi. CoJet grubunda yüzeyde bazı bölgelerde kopmalar olduğu ve belirgin girintiler oluştuğu belirlendi. Lazer grubundaki örneğin yüzeyinin kontrol grubundaki örneğin yüzeyine benzemesiyle birlikte bazı düzensiz alanlar tespit edildi. Termal siklus işlemi uygulandıktan sonra tüm grupların yüzey partikül yapısındaki bozukluğun arttığı saptandı (Şekil 4.2- 4.6.).



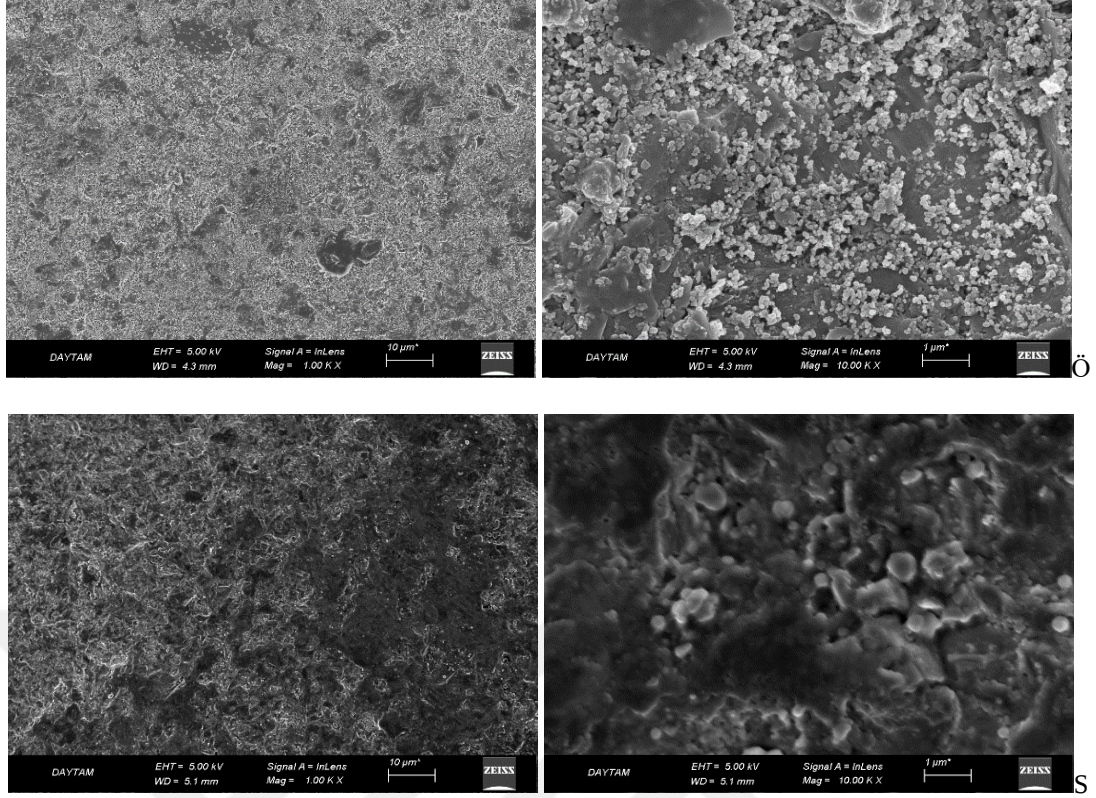
Şekil 4.2. Katana High Translucency kontrol grubuna ait SEM görüntüleri



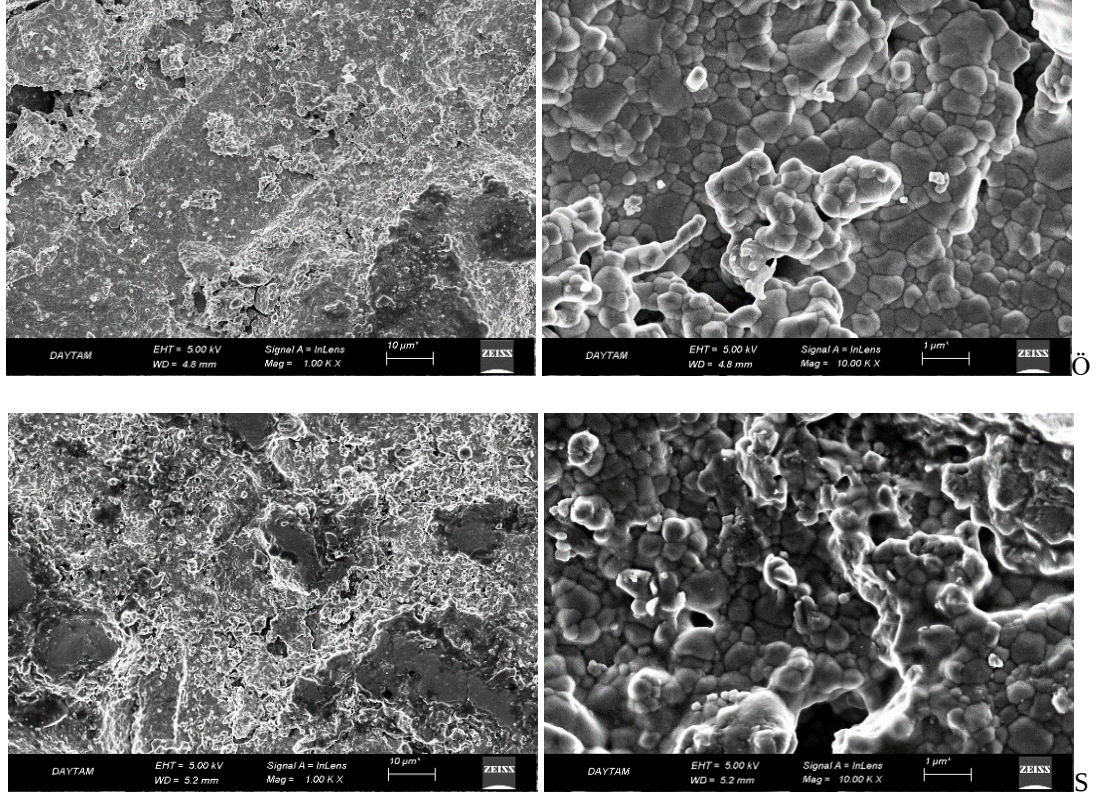
Şekil 4.3. Katana High Translucency aşındırma grubuna ait SEM görüntüleri



Şekil 4.4. Katana High Translucency kumlama grubuna ait SEM görüntüleri



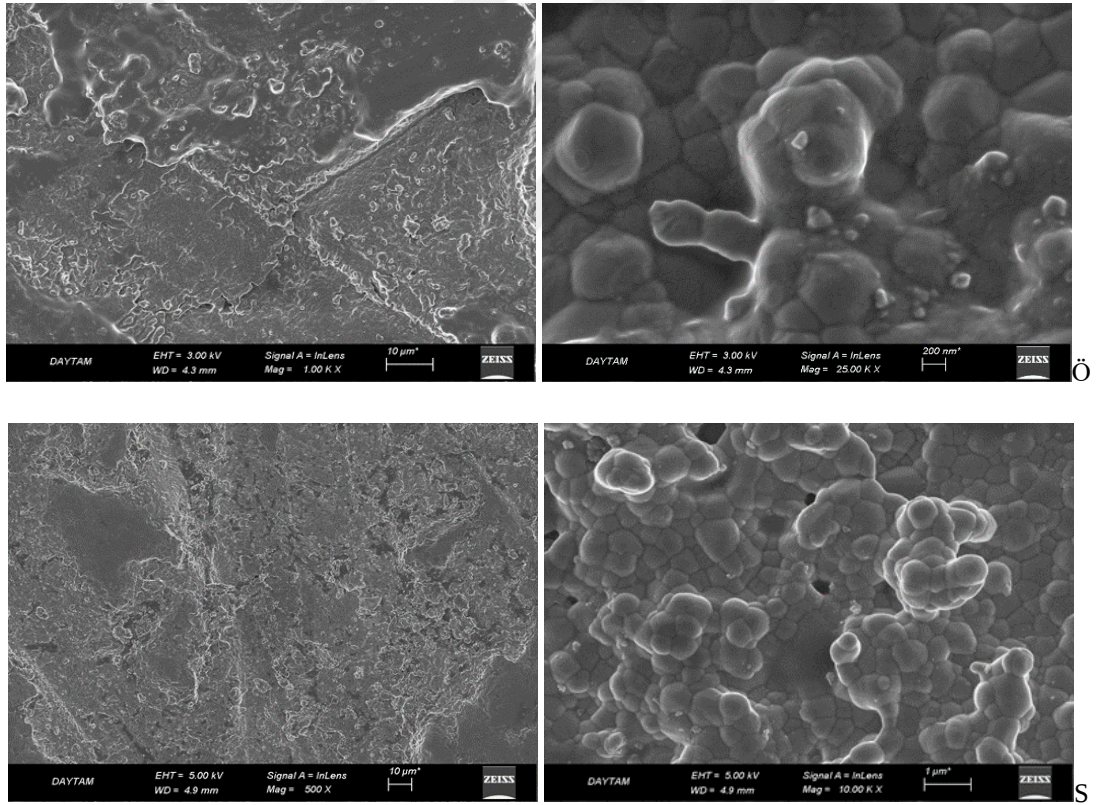
Şekil 4.5. Katana High Translucency CoJet grubuna ait SEM görüntüleri



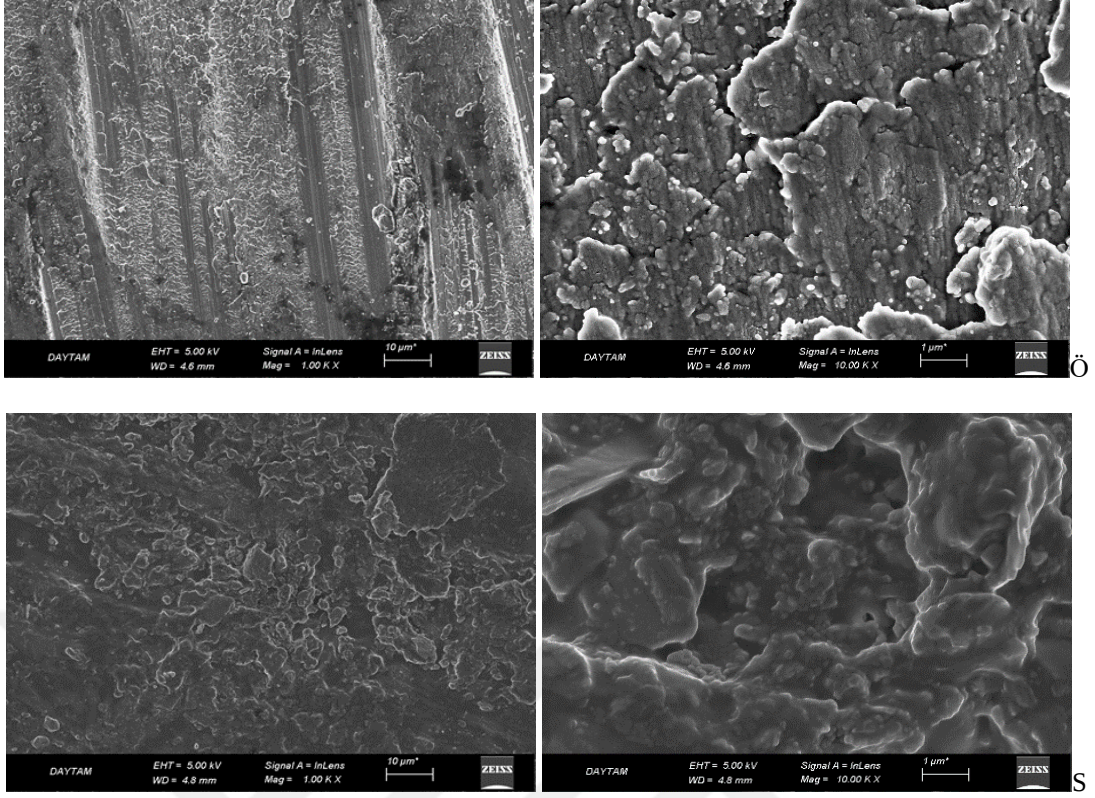
Şekil 4.6. Katana High Translucency lazer grubuna ait SEM görüntüleri

4.2.2. Prettau® Zirconia® Materyaline ait Görüntülerin İncelenmesi

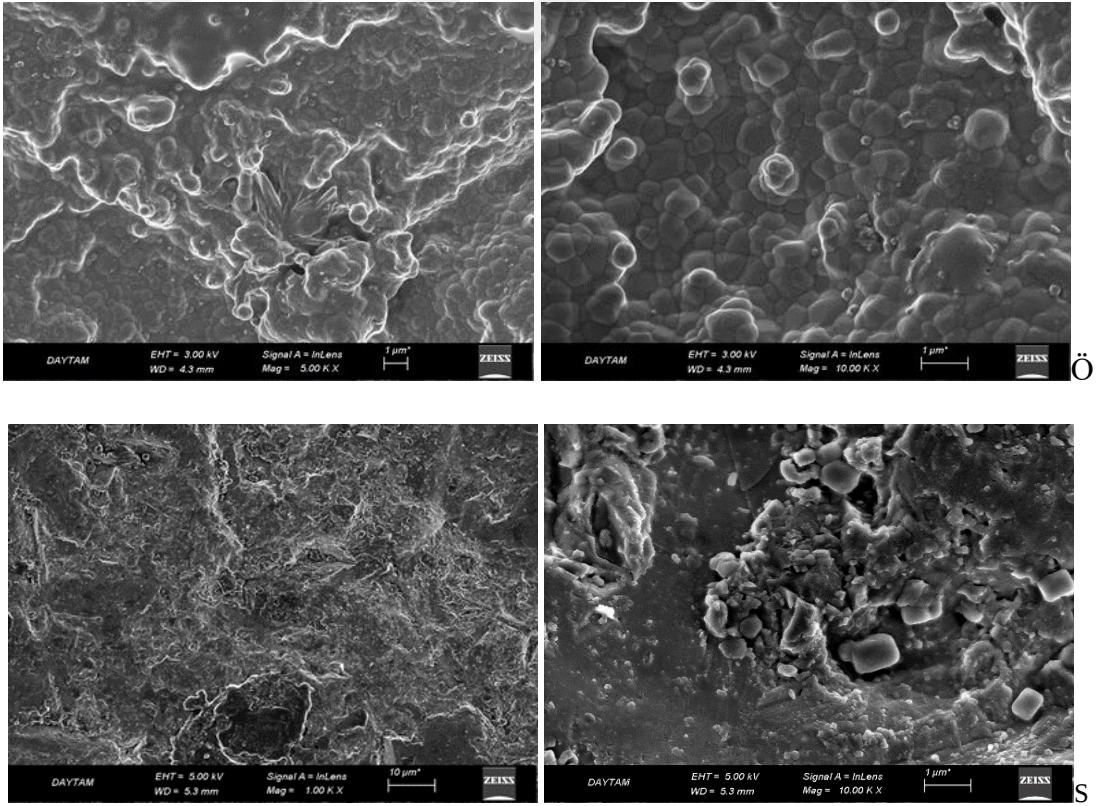
Her hangi bir işlem uygulanmayan kontrol grubundaki örneğin yüzeyinin hazırlama sırasında oluşan çizikler hariç düzenli ve homojen bir şekilde olduğu belirlendi. Aşındırma uygulanan örnekte belirgin frez izleri saptandı. Kumlama işlemi uygulanan örnekte; kontrol grubundaki örneğin yüzeyinde oluşan çiziklerin tamamen kaybolduğu ve farklı çaplarda düzensiz boşluklar oluştuğu görüldü. CoJet grubundaki örneğin yüzeyinin görüntüsünün kontrol grubuna benzer olmakla birlikte düzensiz bir yapıda olduğu tespit edildi. Lazer uygulanan örneğin yüzeyinin düzgün olmamakla birlikte mikro boşlukluk içerdiği belirlendi. Termal siklus işleminden sonra tüm grupların yüzey partikül yapısındaki bozuklukların arttığı gözlemlendi (Şekil4.7- 4.11.).



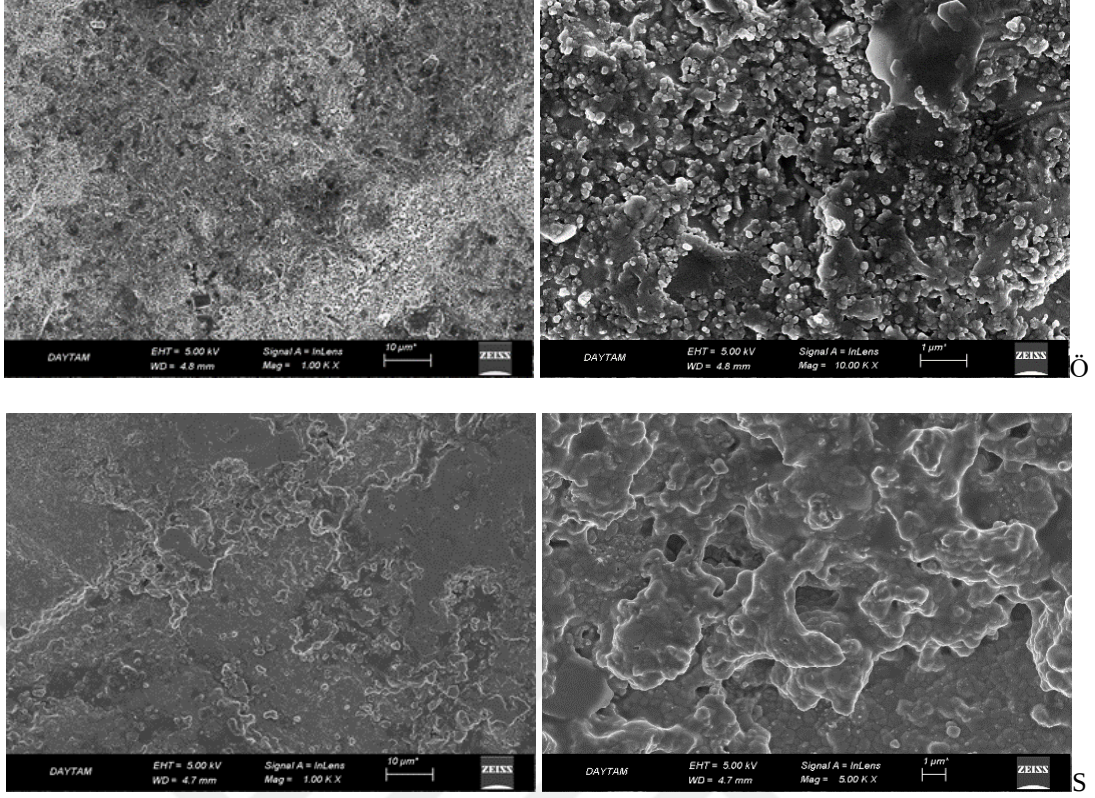
Şekil 4.7. Prettau® Zirconia® kontrol grubuna ait SEM görüntüleri



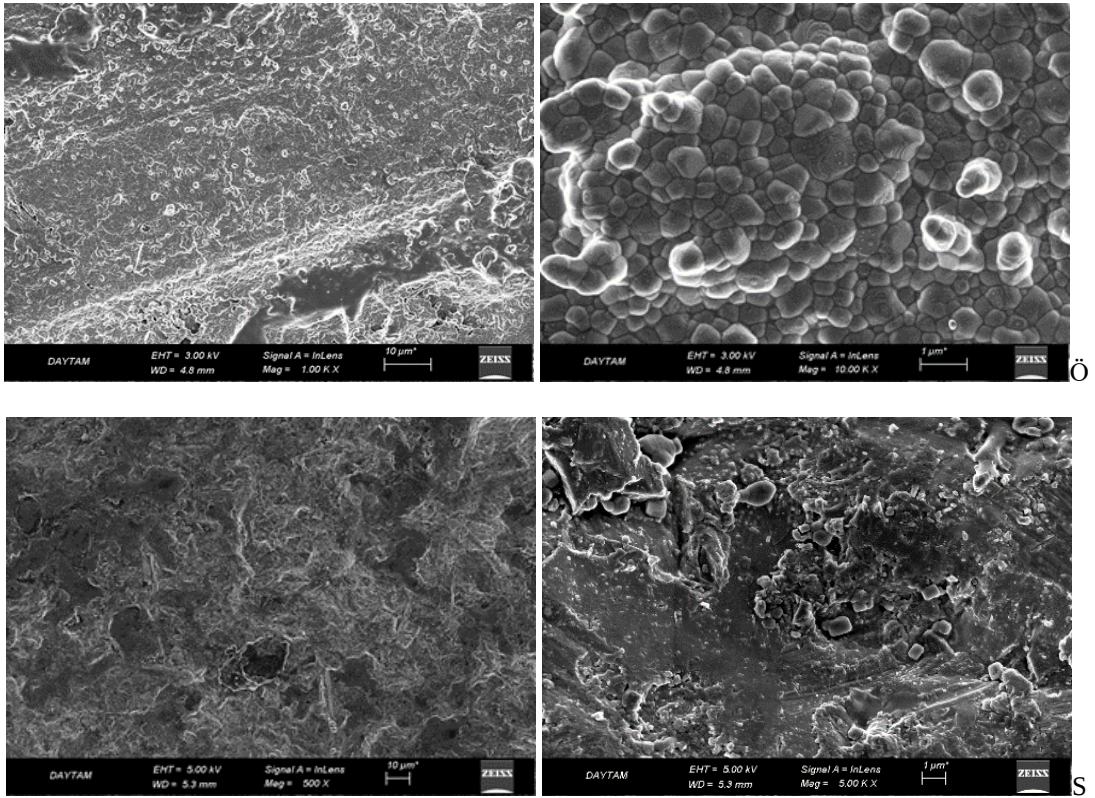
Şekil 4.8. Prettau® Zirconia® aşındırma grubuna ait SEM görüntüleri



Şekil 4.9. Prettau® Zirconia® kumlama grubuna ait SEM görüntüleri



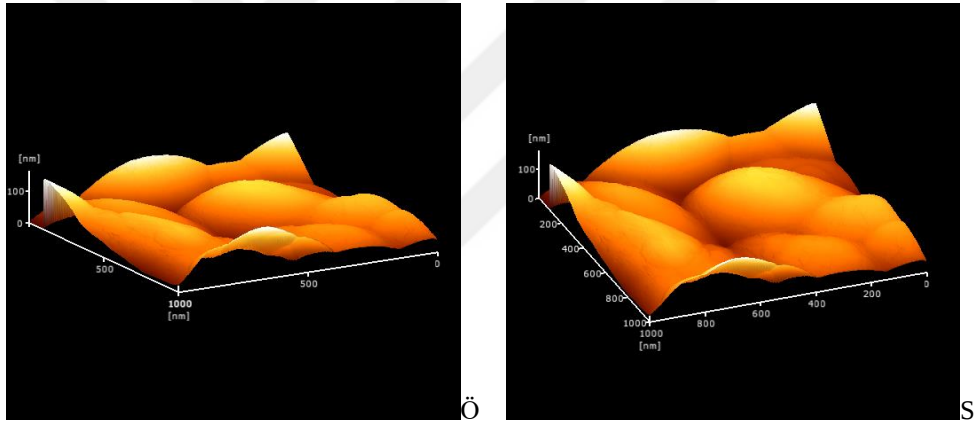
Şekil 4.10. Prettau® Zirconia® CoJet grubuna ait SEM görüntüleri



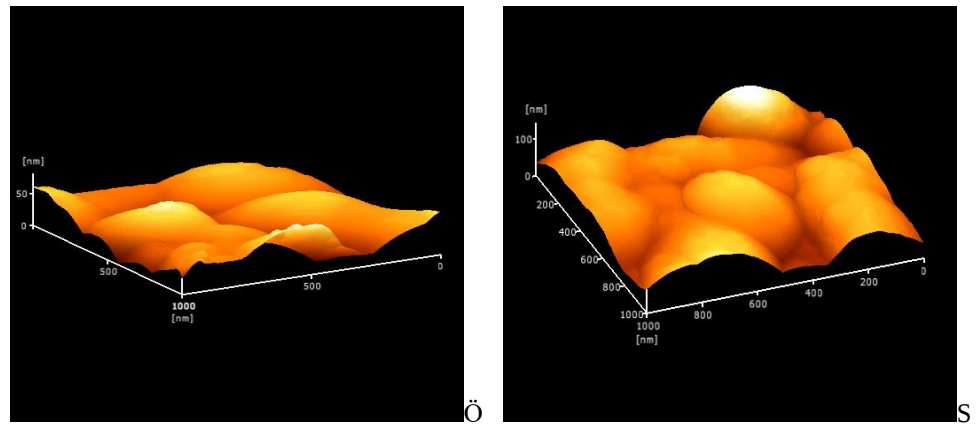
Şekil 4.11. Prettau® Zirconia® lazer grubuna ait SEM görüntüleri

4.3. Atomik Kuvvet Mikroskobu Görüntülerinin Değerlendirilmesi

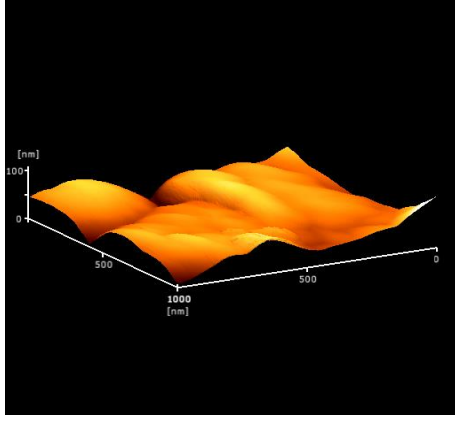
Farklı yüzey işlemlerine tabi tutulan monolitik zirkonyum örneklerden termal siklus öncesi ve sonrası alınan üç boyutlu AFM görüntüleri aşağıda verildi. Termal siklus öncesi, kontrol grubunun yüzeyinin düzenli olduğu ve küçük tepeciklerin bulunduğu saptandı. Aşındırma grubunun yüzeyinin pürüzlü olduğu ve frez izlerinin net bir şekilde görüldüğü tespit edildi. Kumlama grubunun yüzeyinin pürüzlü olup, değişik yükseklikte tepeler gösterdiği belirlendi. CoJet grubunun yüzeyinin kumlama grubunun yüzeyiyle benzer olduğu görüldü. Lazer grubunun yüzeyinde hafif çizikler ve çukurlar saptandı. Termal siklus sonrası ise kontrol grubundaki örneklerde önemli bir değişiklik olmazken, diğer grupların pürüzlülüklerinin azaldığı görüldü.



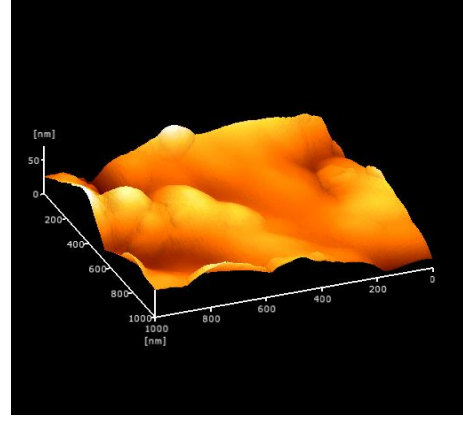
Şekil 4.12. Katana High Translucency kontrol grubuna ait AFM görüntüleri



Şekil 4.13. Katana High Translucency aşındırma grubuna ait AFM görüntüleri

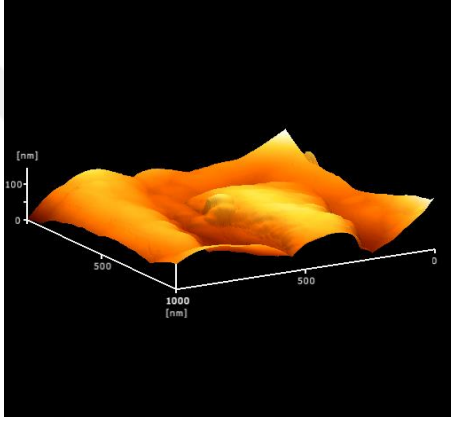


Ö

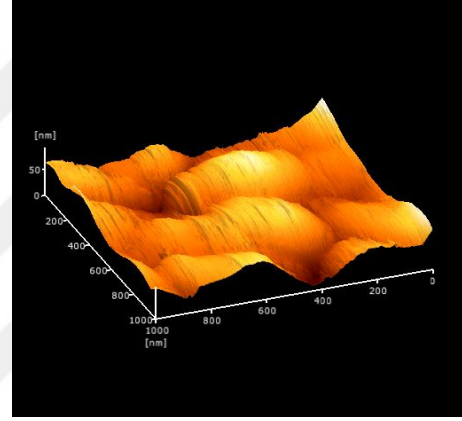


S

Şekil 4.14. Katana High Translucency kumlama grubuna ait AFM görüntüleri

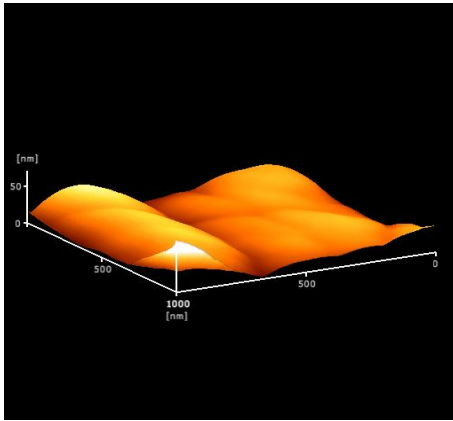


Ö

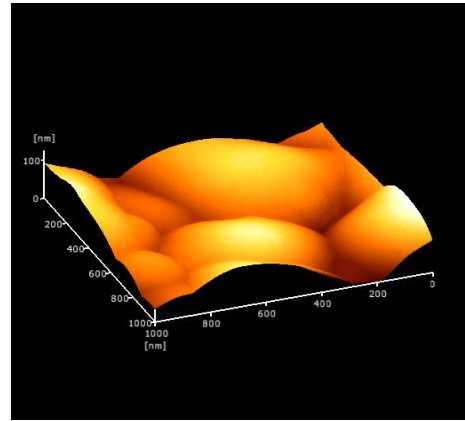


S

Şekil 4.15. Katana High Translucency CoJet grubuna ait AFM görüntüleri

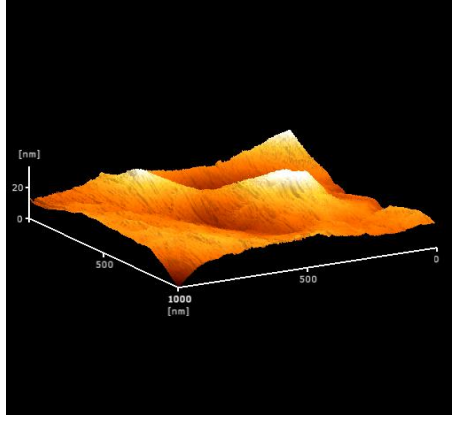


Ö

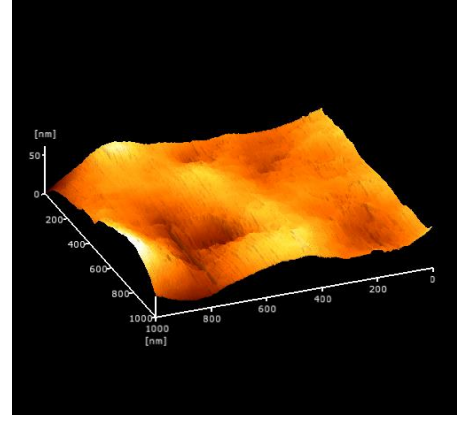


S

Şekil 4.16. Katana High Translucency lazer grubuna ait AFM görüntüleri

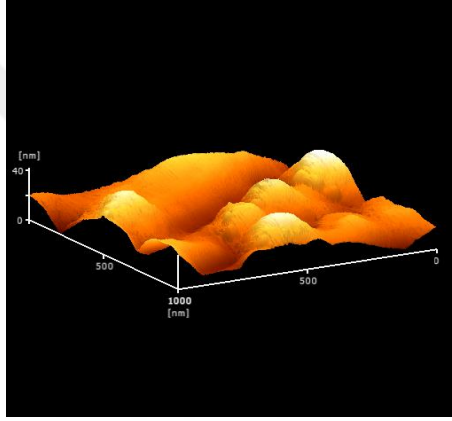


Ö

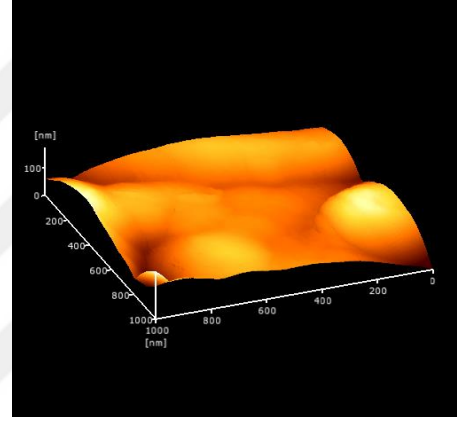


S

Şekil 4.17. Prettai® Zirconia® kontrol grubuna ait AFM görüntüleri

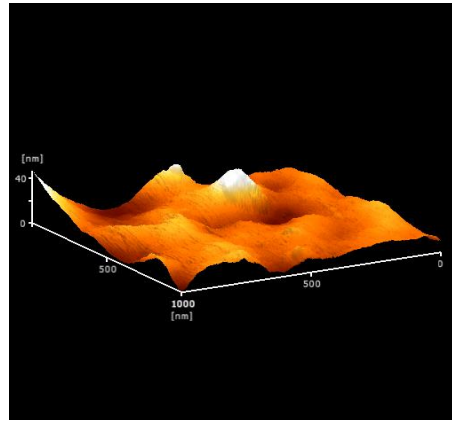


Ö

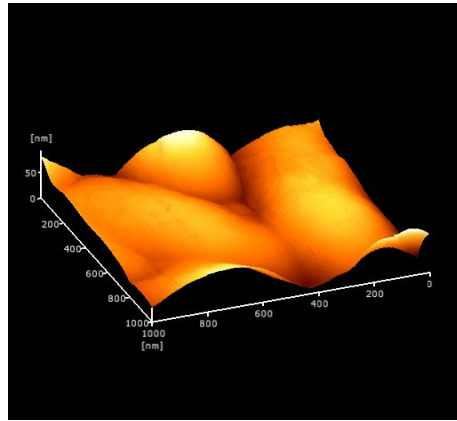


S

Şekil 4.18. Prettai® Zirconia® aşındırma grubuna ait AFM görüntüleri

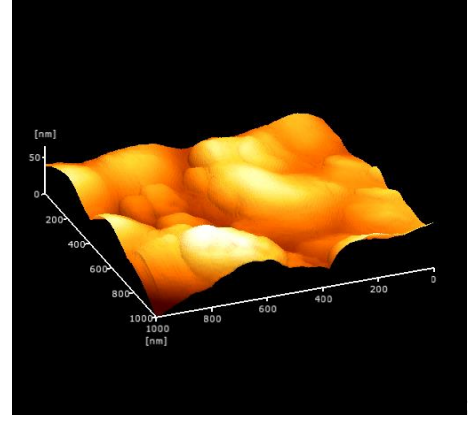
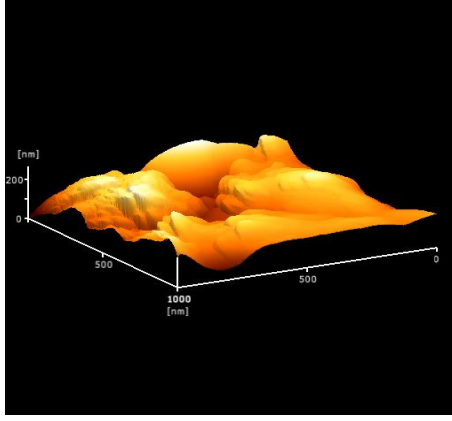


Ö

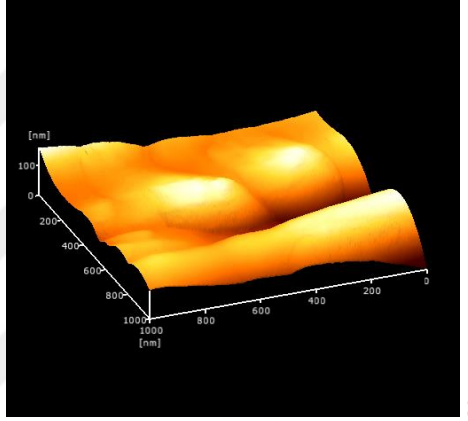
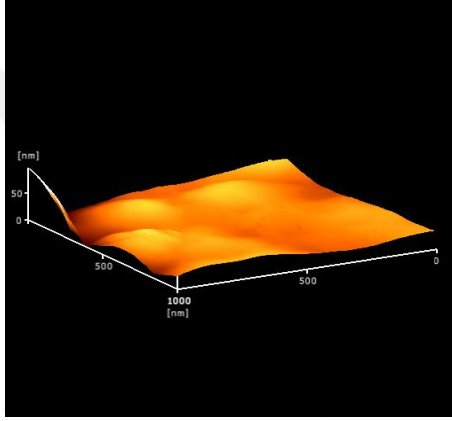


S

Şekil 4.19. Prettai® Zirconia® kumlama grubuna ait AFM görüntüleri



Şekil 4.20. Prettau® Zirconia® CoJet grubuna ait AFM görüntüleri



Şekil 4.21. Prettau® Zirconia® lazer grubuna ait AFM görüntüleri

4.4. X Işını Difraksiyon Analizi Verilerinin Değerlendirilmesi

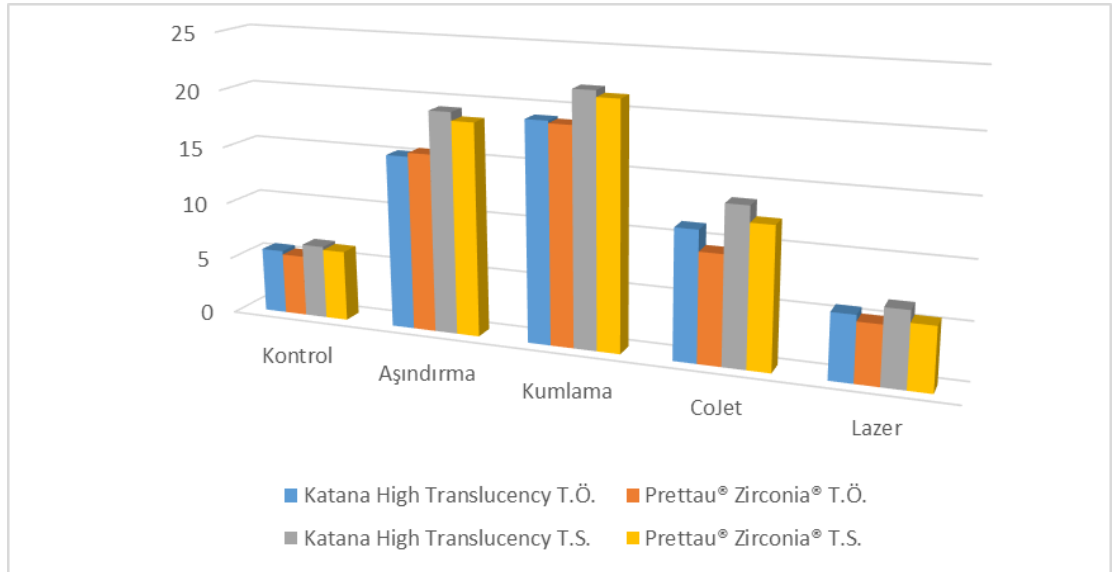
XRD testi sonucu elde edilen her bir grubun ortalama faz dönüşüm değerleri ve standart sapma sonuçları **Tablo 4.3.**'de gösterildi.

Tablo 4.3. XRD testi sonucu elde edilen her bir grubun ortalama faz dönüşüm değerleri ve standart sapma sonuçları

Termal Siklus	Materyal	Yüzey işlemi	Ortalama (Monoklinik Faz Yüzdesi)	Standart Sapma
Önce	Katana High Translucency Blok	Kontrol	5.64 ^a	0.49
		Aşındırma	15.14 ^c	0.69
		Kumlama	18.08 ^d	1.87
		CoJet	11.25 ^b	0.87
		Lazer	5.65 ^a	0.1
	Prettau® Zirconia®	Kontrol	5.31 ^a	0.30
		Aşındırma	15.53 ^c	0.90
		Kumlama	18.87 ^d	0.74
		CoJet	9.45 ^b	1.28
		Lazer	5.2 ^a	0.37
Sonra	Katana High Translucency Blok	Kontrol	6.43 ^a	0.2
		Aşındırma	19.23 ^c	1.61
		Kumlama	21.83 ^d	1.07
		CoJet	13.59 ^b	1.19
		Lazer	6.53 ^a	0.43
	Prettau® Zirconia®	Kontrol	6.17 ^a	0.19
		Aşındırma	18.50 ^c	0.63
		Kumlama	21.29 ^d	0.54
		CoJet	12.21 ^b	0.68
		Lazer	6.2 ^a	0.65

Örneklere uygulanan yüzey işlemlerinin faz dönüşümünü etkilediği ($p<0.05$) saptandı. Termal siklus öncesi; Katana High Translucency bloklardan hazırlanan örneklerde en düşük ortalama X_M değeri kontrol grubunda bulunurken (%5.64), en yüksek değer kumlama uygulanan grupta (%18.08); Prettau® Zirconia® bloklardan hazırlanan örneklerde en yüksek ortalama X_M değeri kumlama işlemi uygulanan grupta (%18.87), en düşük X_M değeri kontrol grubunda (%5.31) saptandı. Termal siklus sonrası; Katana High Translucency bloklardan hazırlanan örneklerde düşük ortalama X_M değeri kontrol grubunda (%5.31) tespit edilirken, en yüksek değer kumlama uygulanan grupta (%21.83) bulundu. Prettau® Zirconia® en yüksek ortalama X_M değerini kumlama uygulanan grupta gösterirken (%21.29), en düşük X_M değeri kontrol grubunda (%6.17) bulundu.

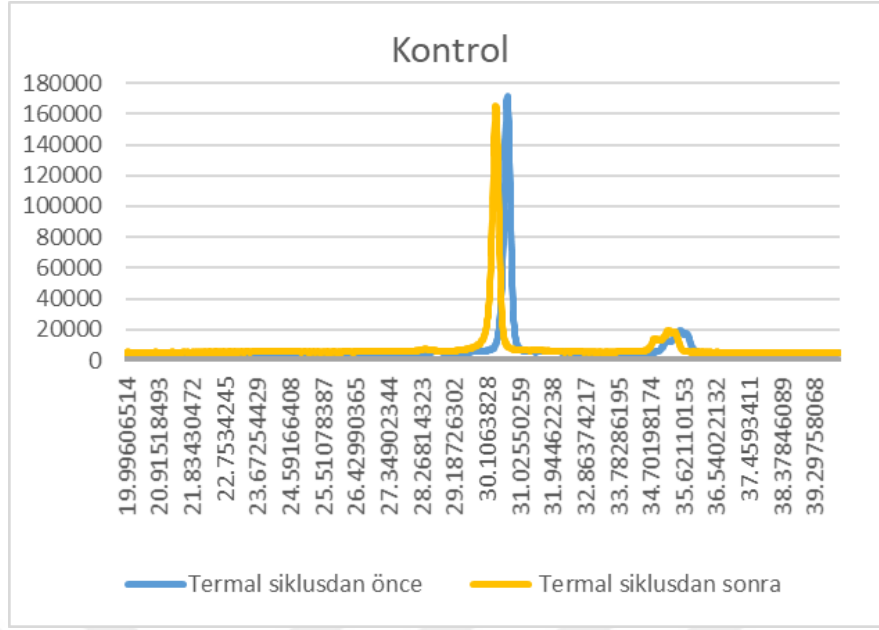
Tukey çoklu karşılaştırma testi sonucunda faz dönüşümü açısından; her iki materyalde de kontrol ve lazer uygulanan gruplar arasında anlamlı fark bulunmazken ($p>0.05$), kontrol ve lazer uygulanan gruplar ile kumlama, cojet ve aşındırma grupları arasındaki farkın ise istatistiksel olarak anlamlı ($p<0.05$) olduğu görüldü.



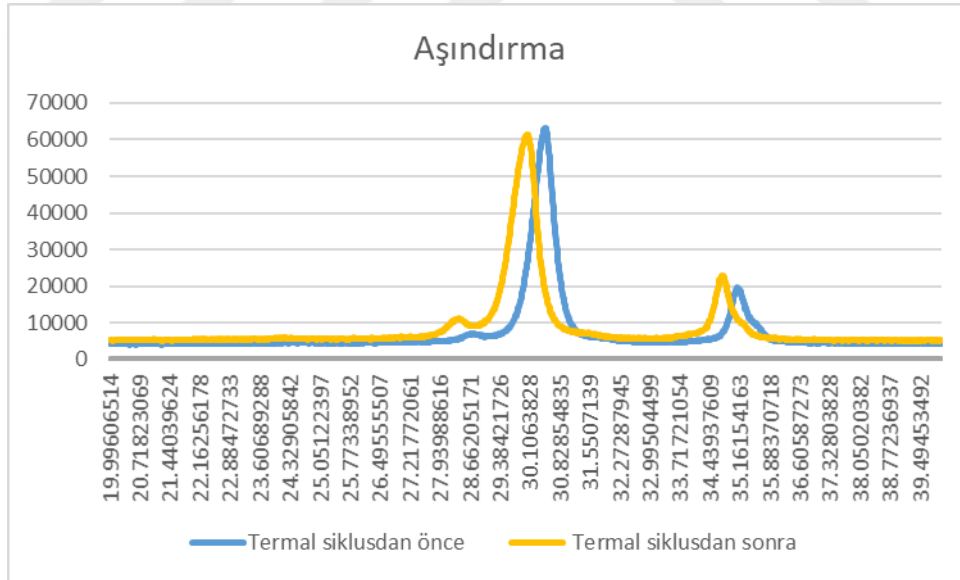
Şekil 4.22. Ortalama X_M değerleri

Materyallere ait termal siklus öncesi ve sonrası XRD grafikleri aşağıda gösterildi.

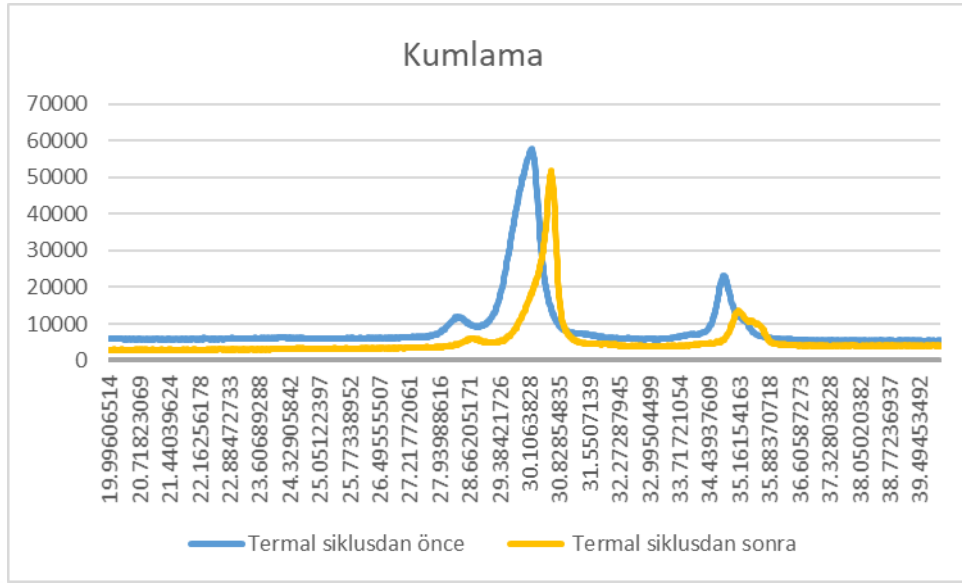
Katana High Translucency



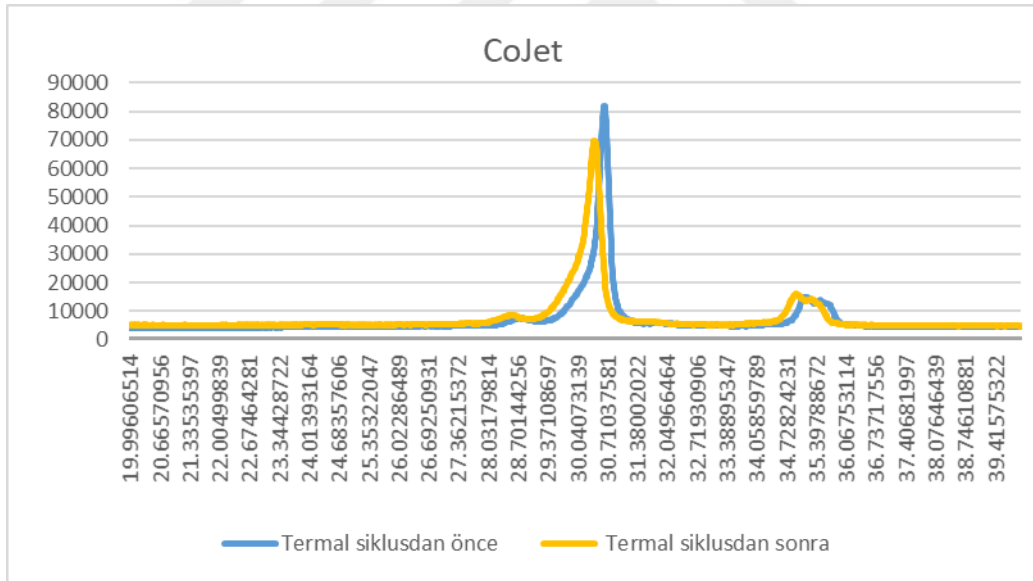
Şekil 4.23. Katana High Translucency kontrol grubuna ait XRD grafiği



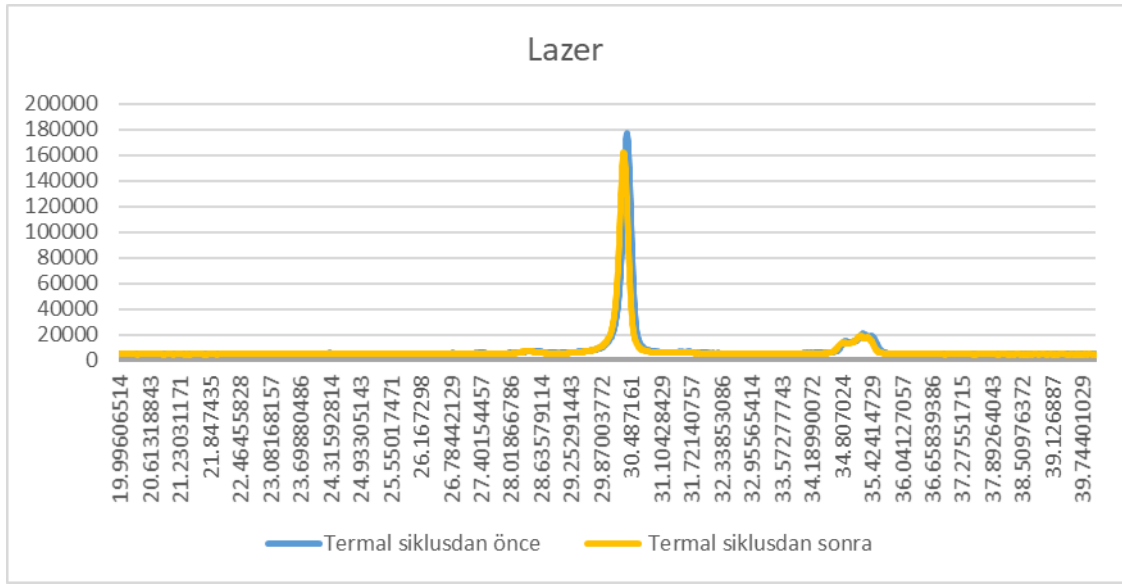
Şekil 4.24. Katana High Translucency aşındırma grubuna ait XRD grafiği



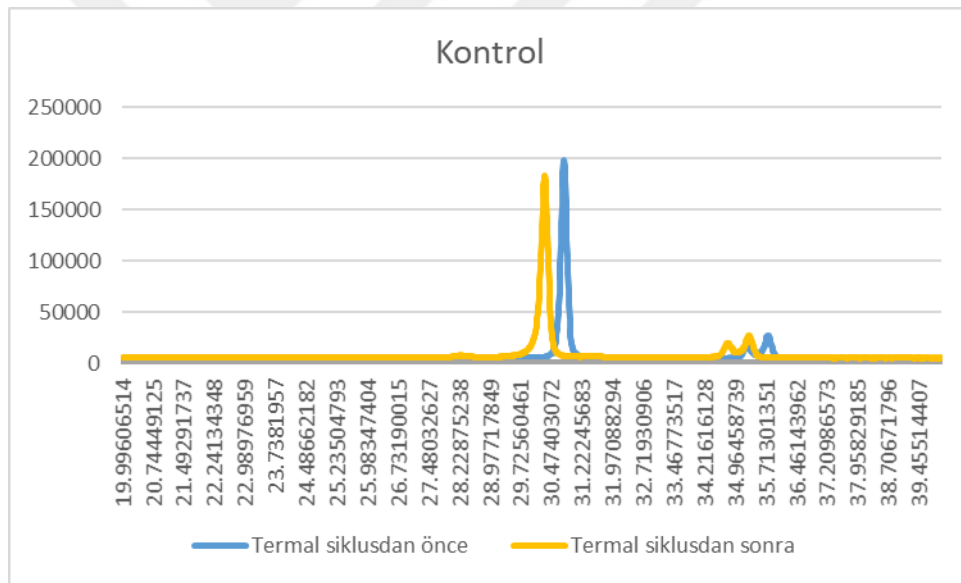
Şekil 4.25. Katana High Translucency kumlama grubuna ait XRD grafiği



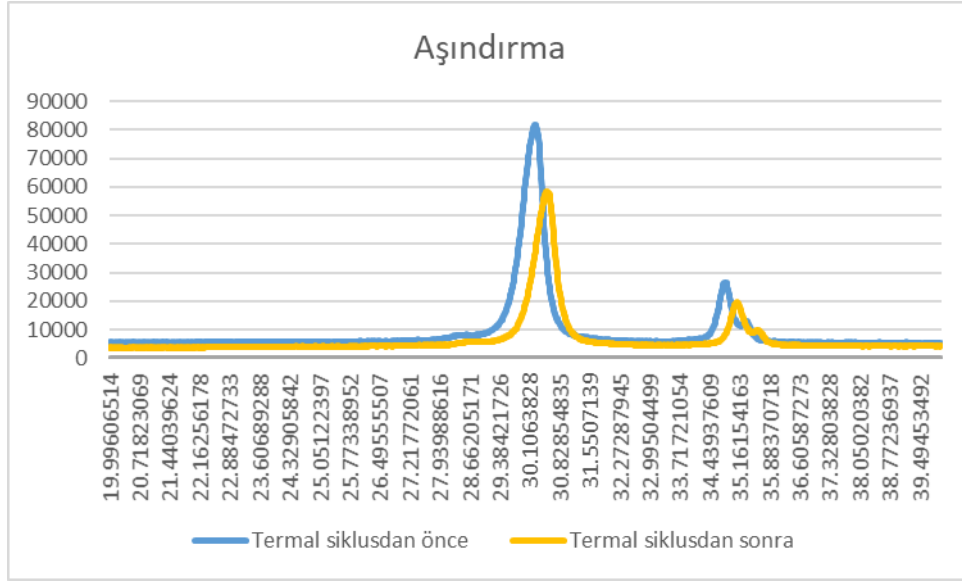
Şekil 4.26. Katana High Translucency CoJet grubuna ait XRD grafiği



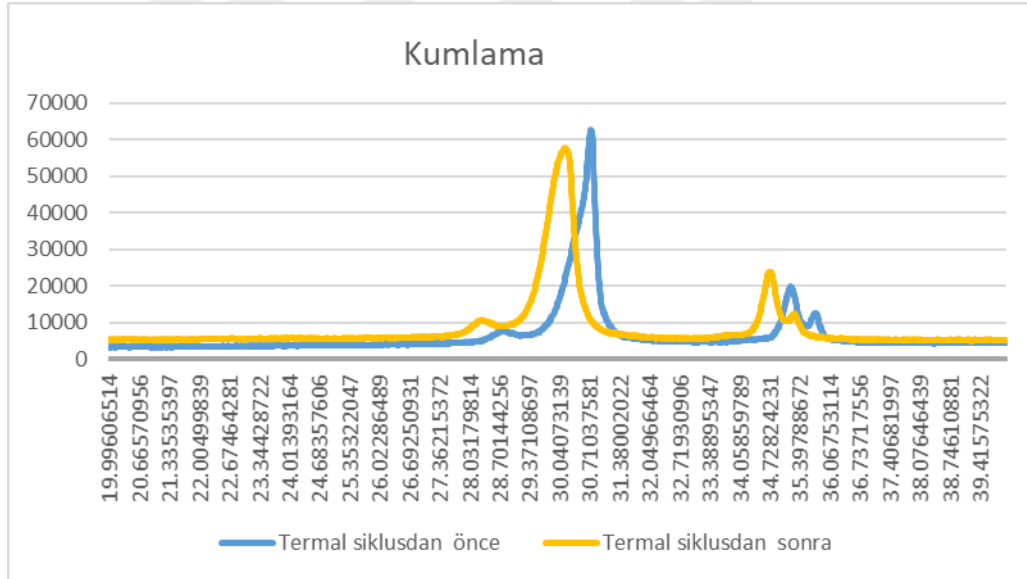
Şekil 4.27. Katana High Translucency Lazer grubuna ait XRD grafiği



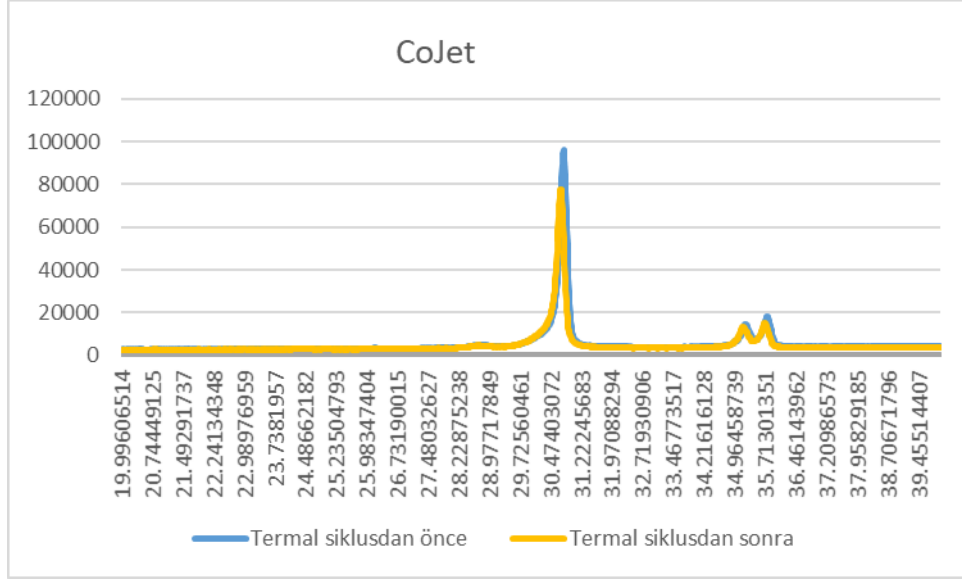
Şekil 4.28. Prettau® Zirconia® Kontrol grubuna ait XRD grafiği



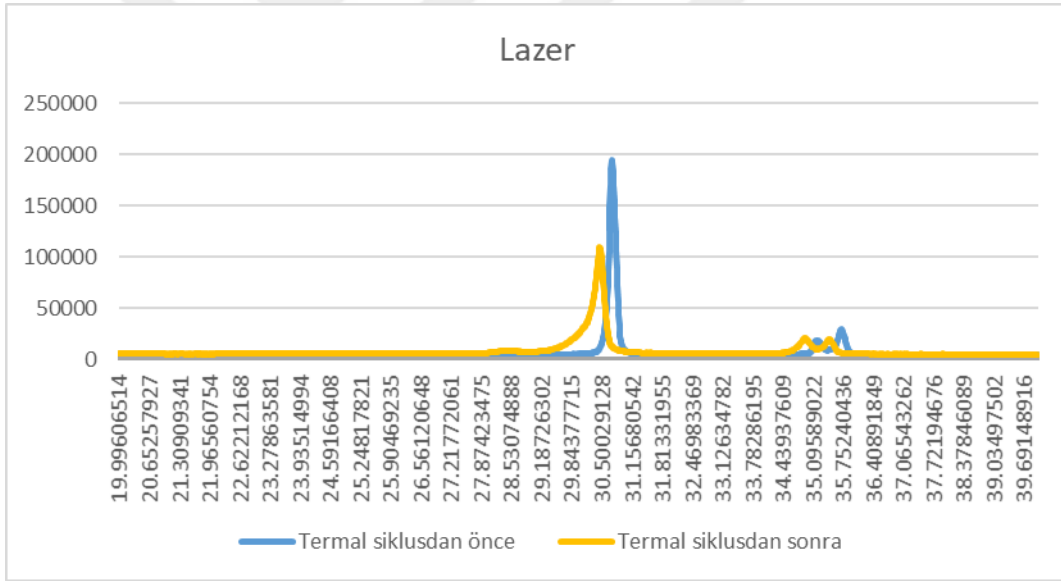
Şekil 4.29. Prettau® Zirconia® Aşındırma grubuna ait XRD grafiği



Şekil 4.30. Prettau® Zirconia® Kumlama grubuna ait XRD grafiği



Şekil 4.31. Prettau® Zirconia® CoJet grubuna ait XRD grafiği



Şekil 4.32. Prettau® Zirconia® Lazer grubuna ait XRD grafiği

Yapılan t testi sonucunda yaşlandırma işleminden önce ve sonra her iki monolitik zirkonyum arasında anlamlı ($p>0.05$) fark saptanmadı.

4.5. Gruplar Arası İlişkinin Analizi

Yüzey pürüzlüğü ile göreceli monoklinik faz değerleri arasındaki ilişkinin incelenmesinde Spearman'ın rho (ρ) katsayısı kullanıldı.

Katana High Translucency ve Prettau® Zirconia® örneklerde yüzey pürüzlülüğü ile göreceli monoklinik faz miktarı arasındaki korelasyon katsayısı test gruplarının hiç birinde istatistik olarak anlamlı ($p>0.05$) bulunmadı. Yüzey ve termal siklus işlemi uygulanan tüm gruplarda r değerlerinin 0'dan küçük olması monoklinik faz miktarı azaldıkça yüzey pürüzlülüğü değerinin arttığını göstermektedir.



5. TARTIŞMA

Bu çalışmada farklı monolitik zirkonyum materyallerin yüzey pürüzlülüğü ve faz dönüşümü üzerine simantasyon öncesi laboratuvar ve klinikte uygulanan farklı yüzey işlemleri ve yaşlandırmanın etkisi incelenmiştir. Uygulanan yüzey işlemlerinin yüzey pürüzlülüğü ve faz değişimini arttırdığı, yaşlandırma işleminin ise yüzey pürüzlülüğünü azaltıp, faz değişimini arttırdığı saptandığından hipotezin bir kısmı kabul edilmiş bir bölümü ise red edilmiştir.

Tam seramik materyaller, mükemmel yakın estetik özellikleri ve biyouyumlu olmaları sebebiyle metal-seramik kuron ve köprülere alternatif hale gelmişlerdir. Yttrium ile stabilize edilmiş tetragonal zirkonyum polikristali gibi güçlendirilmiş seramikler, faz değişimi özelliklerinden kaynaklanan dönüşüm tokluğu mekanizması nedeniyle seramik materyallerin endikasyon alanını daha da genişletmiş ve stres miktarının fazla olduğu posterior bölgelerde diş veya implant destekli sabit protezlerde kullanılabilme olanağı sağlamışlardır.^{6,49,141} Zirkonyum alt yapılı restorasyonlarda, doğal diş yakın görüntü elde etmek için translüsent üst yapı veneer porseleni kullanılmaktadır. Zirkonyum alt yapılı restorasyonların en büyük dezavantajı zirkon alt yapı ile veneer porseleni arasındaki bağlantıda kopmalar veya veneer porseleninde koheziv kırılmalar meydana gelmesidir.¹⁴² Bu dezavantajı gidermek için monolitik materyaller geliştirilmiştir. Monolitik zirkonyumun yüksek kırılma direncine ve kabul edilebilir estetiğe sahip olması diş hekimliğinde kullanımını yaygınlaştırmıştır. En büyük dezavantajı ise diğer tam seramik restorasyonlara göre translusensliğinin az olmasıdır. Bazı üretici firmalar translusenslik dezavantajını gidermek için sinterleme derecelerinde değişiklik yaparak estetik özelliklerini geliştirmişlerdir.¹⁴³

Zirkonyum alt yapılı seramikler üzerinde farklı yüzey ve ısı işlemlerinin etkilerinin incelendiği çok sayıda araştırma yapılmış^{11,12,144-147} olmasına karşın, yeni bir materyal

olan monolitik zirkonyuma uygulanan yüzey işlemleri ile yaşlandırmanın pürüzlülük ve faz değişimine etkisinin incelendiği araştırmaların sayısının az olması nedeniyle bu çalışma yapılmıştır.

Monolitik zirkonyumdan hazırlanan restorasyonlar veya zirkonyum alt yapılar, şekillendirildikten sonra uyumlandırma sırasında farklı gren boyutuna sahip elmas frezler kullanılarak aşındırılabilmekte ve veneer porseleni veya yapıştırma simanı ile bağlantısını arttırmak için kumlama işlemi uygulanabilmektedir.^{11,90,109,131,148}

Uygulanan yüzey ve ısıt işlemler sonucunda zirkonyum seramiklerin yüzeyinde oluşan değişikliklerin başında yüzey pürüzlülüğü gelmektedir.^{149,150} Yüzey pürüzlülüğü ölçümleri, profilometre cihazı ile yapılmaktadır. Profilometre ölçümleri ile beraber SEM analizi, yüzey işlemlerinin oluşturduğu hasarın incelenmesinde sıklıkla kullanılan yöntemlerdir.^{61,104,147,151,152}

Zucuni ve ark.¹⁵³ farklı yüzey işlemleri uyguladıkları Y-TZP alt yapı materyalinin (Zenostar T) pürüzlülüğünü incelemişler, aşındırma işlemini 181 µm gren büyüklüğündeki elmas frezle su soğutmasız olarak yapmışlar, en yüksek pürüzlülük değerini bu grupta saptamışlardır.

Pereira ve ark.¹⁵⁴ yaptıkları çalışmada, monolitik zirkonyum (Zirlux FC) örnekleri kalın (100 µm) ve ince (30 µm) grenli frezlerle su soğutmasız olarak aşındırmışlar her iki grupta da yüzey pürüzlülük değerlerinin kontrol grubuna göre arttığını saptamışlar, kalın grenli frezle aşındırma yapılan grup ile ince grenli frezle aşındırma yapılan grup arasındaki farkın anlamlı olduğunu belirtmişlerdir.

Bu araştırmada benzer çalışmalar göz önüne alınarak 100 µm grenli frezler kullanılmış aşındırma işlemi, zirkonyum restorasyonların yapımı aşamalarında uygulanan yüzey işlemini taklit etmek amacıyla susuz olarak parmak basıncıyla

gerçekleştirilmiştir. Kontrol grubundaki örneklerle göre pürüzlülük değerlerinin arttığı tespit edilmiştir.

Khayat ve ark.¹⁵⁵ monolitik zirkonyuma glaze sonrası uygulanan aşındırma işleminin, pürüzlülük değerini önemli derecede arttırdığını saptamışlardır.

Subasi ve ark.¹⁵⁶ iki farklı Y-TZP alt yapı materyaline kumlama ve aşındırma işlemi uygulayarak yüzey pürüzlülüğünü değerlendirmişler, aşındırmayı 110 µm gren büyüklüğündeki elmas frezle su soğutmasız olarak, kumlama işlemini ise 3 bar basınç altında 10 saniye boyunca 110 µm partikül büyüklüğündeki Al₂O₃ kumunu kullanarak yapmışlardır. En yüksek pürüzlülük değerini kumlama yapılan grupta tespit etmiş olmalarına karşın aşındırma yapılan grupla farkının anlamlı olmadığını ifade etmişlerdir.

Karakoca ve Yılmaz¹⁵² üç farklı Y-TZP alt yapı materyalinin (Zirkonzahn, DentaCAD, Cercon) aşındırma ve kumlama işlemleri sonrası yüzey pürüzlülüklerini değerlendirmişler, aşındırma işlemini 100 µm gren büyüklüğündeki frezle su soğutmasız olarak yapmışlardır. Aşındırılmış örneklerle 4 bar basınçla 15 saniye boyunca 110 µm Al₂O₃ partikül içeren kumlama işlemi uygulamışlardır. En yüksek pürüzlülük değerini aşındırma sonrası kumlama yapılan grupta saptamışlardır.

Yüzey işlemlerinin zirkonyum esaslı seramiklerin morfolojisine etkisinin incelendiği bir çalışmada, 125 µm Al₂O₃ partikülleri ile yapılan kumlama işleminin yüzey işlemi uygulanmayan kontrol gruplarına göre daha yüksek yüzey pürüzlülüğü oluşturduğu tespit edilmiştir.¹⁵⁷ de Oyagüe ve ark.¹⁵⁸ 125 µm Al₂O₃ partikülleriyle kumlama ve tribokimyasal kumlamanın zirkonyum seramik yüzeylerine etkisini araştırmışlar, her iki kumlama şeklinin de zirkonyum yüzeyinde etkili olduğunu tespit etmişler, en yüksek yüzey pürüzlülük değerlerinin 125 µm Al₂O₃ partikülleri ile kumlanan örneklerde olduğunu belirtmişlerdir.

Sato ve ark.¹⁵¹ iki farklı zirkonyum seramiğe 70 µm'lik Al₂O₃ partikülleri ve 125 µm'lik silika karbon tozu ile kumlama işlemleri uyguladıktan sonra örneklerin bükülme dayanımını, yüzey pürüzlülüğünü, göreceli monoklinik faz değişimlerini değerlendirmişler silika tozu ile kumlamanın Al₂O₃ ile kumlamaya göre daha fazla yüzey pürüzlülüğü oluşturduğunu gözlemlemişlerdir.

Moon ve ark.¹⁵⁹ monolitik zirkonyuma uyguladıkları farklı büyüklükteki Al₂O₃ partikülleri ile kumlama işleminin pürüzlülüğü anlamlı derecede arttırdığını, 90 µm Al₂O₃ partikülü uygulanan grupta en fazla pürüzlü yüzeyin oluştuğunu belirtmişlerdir.

Pilo ve ark.¹⁶⁰ zirkonyum alt yapıli seramiklere 30 µm partikül büyüklüğünde silanize edilmiş Al₂O₃ kumunu 20 saniye süreyle, 2.3 bar basınç altında, 5 cm mesafeden tatbik etmişler, yüzey işlemleri uygulanan gruplar ile kontrol grubunun yüzey pürüzlülüğü arasında istatistiksel olarak anlamlı fark olduğunu, yüzey işlemleri uygulanan gruplar arasında ise anlamlı bir fark olmadığını ifade etmişlerdir.

Bu çalışmada, 10 mm uzaklıktan 4 bar basınç altında, 90 µm çapında Al₂O₃ partikülleri kullanılarak 20 saniye süre ile kumlama ve 1 mm uzaklıkta, 2.8 bar basınçla, 15 saniye süreyle 30 µm büyüklüğündeki silanize edilmiş Al₂O₃ kumu kullanılarak tribokimyasal silika kaplama işlemleri uygulanmıştır.

Al₂O₃ partikülleri zirkonyum yüzeyini pürüzlendirerek mikromekanik retantif alanlar oluştururlar. Kumlama işlemini; yüzeyin kuru ya da nemli olması, partiküllerin boyutu ve şekli, uygulanan basınç gibi faktörler etkilemektedirler.¹⁶¹

Bu çalışmada Katana High Translucency ve Prettau® Zirconia® materyallerinde kumlama uygulanan örneklerde en yüksek yüzey pürüzlülük değerleri saptanmış olmasına karşın, Cojet uygulanan örneklerde tespit edilen pürüzlülük değerleri ile farkının anlamlı olmadığı diğer gruplardan farkının ise anlamlı olduğu görülmüştür. Elde edilen sonuçlar bir kısım araştırmacının çalışmalarıyla benzerlik gösterirken^{162,163} bir kısmı

ile farklılık^{147,157,163,164} göstermiştir. Bulgulardaki farklılığın kullanılan materyal ve yöntemden kaynaklanmış olabileceği düşünülmektedir.

Kullanım alanları her geçen gün artan lazerler, çalışmalarda genellikle dişlerin pürüzlendirilmesi amacıyla kullanılmışlardır.^{116,165-168} Seramikler üzerine lazer uygulanması diş hekimliğinde ilk olarak Folwaczny ve ark.¹⁶⁹ tarafından düşünülmüştür. Lazer enerjisinin oluşturacağı ısı ile seramik yüzeyini düzgünleştirmek ve parlatılmış yüzey elde etmek isteyen araştırmacılar; farklı seramik sistemleri üzerinde değişik lazer sistemlerini kullanmışlar, lazer işlemlerinden sonra hiçbir yüzeyin tamamen düzgünleşmediğini aksine mikro çatlakların, kabarıklıkların oluştuğunu ve homojen olmayan bir yüzey meydana geldiğini belirtmişlerdir.^{147,168-170} Nd:YAG lazerin zirkonyum seramikler için uygun pürüzlendirme sağladığının savunulduğu çalışmaların^{113,171} yanı sıra zirkonyum seramiğinin mekanik direncini düşürdüğüne ve yüzeyde çatlaklar meydana getirdiğinin tespit edildiği çalışmalar da bulunmaktadır.^{146,172} Ural ve ark.¹⁷⁰ CO₂ lazerin rezin siman bağlantısında etkili olacak şekilde zirkonyum seramiklerin yüzeyini pürüzlendirdiğini ve retantif alanlar oluşturduğunu belirlemişlerdir. Er:YAG, Nd:YAG ve CO₂ lazer sistemlerinin zirkonyum seramikler üzerindeki etkisinin araştırıldığı başka bir çalışmaya göre farklı enerji ve güçlerdeki her üç lazer sisteminin de zirkonyum seramiklerin üzerinde etkisinin olmasıyla birlikte bazı güçlerde etkinliğin daha pozitif yönde olduğu vurgulanmıştır.¹¹³ Diğer bir çalışmada ise Er:YAG ve CO₂ lazerin tek başına zirkonyum seramik yüzey hazırlıkları için uygun lazer sistemleri olduğu ifade edilmiştir.¹⁴⁶

Lazer uygulanırken lazer sisteminin enerjisi, gücü ve uygulama sıklığı kadar yüzey koşullarının da enerjinin emiliminde etkili olduğu belirlenmiştir.¹⁷³ Stubinger ve ark.¹⁷⁴ zirkonyum seramiklerin yüzeyini pürüzlendirmek amacıyla CO₂, Diot ve Er:YAG lazer kullanmışlar, Er:YAG lazer'i 1, 3, 5, 10 W gücünde 10 saniye süre ile tatbik

etmişler, bütün güç seviyelerinde yüzey işlemleri uygulanmamış kontrol grubuna göre etkili bir değişim tespit edememişlerdir.

Akyil ve ark.¹⁴⁶ Er:YAG lazerin hangi enerjide daha etkili olduğunu belirlemek amacıyla yaptıkları çalışmada grafit tozu ile kaplanan zirkonyum seramik yüzeylerine 1 mm uzaklıkta, 2940 nm dalga boyuna ve 1 mm optik fiber uca sahip Er:YAG lazer enerjisini su ve hava soğutması altında 1, 2, 3 ve 4 W (100, 200, 300 ve 400 Mj/atım, 10 Hz) gücünde uygulamışlardır. Aldıkları SEM görüntüleri sonucunda 3 ve 4 W gücündeki uygulamaların yüzeyde derin çatlaklara ve materyal kaybına yol açtığını, 1 W gücündeki lazer uygulamasının ise yüzeyde herhangi bir değişime neden olmadığını belirtmişlerdir. Yapılan başka bir çalışmada Er:YAG lazerin 200 Mj/atım, 10 Hz, 5 saniye uygulanmasının zirkonyum seramiklerin yüzey pürüzlendirmesinde etkili olduğu vurgulanmış, 400 ve 600 mJ'luk enerjilerde zirkonyum seramik yüzeyinde derin çatlaklar, erimeler ve materyal kaybı olduğu saptanmıştır.¹⁷⁵

Cavalcanti ve ark.¹⁷⁶ 200 mJ, 10 Hz frekansa sahip Er:YAG lazeri 10 saniye uyguladıktan sonra meydana gelen değişimleri SEM ile değerlendirilmişler, Er:YAG lazer uygulanan örnek yüzeylerinde fark edilebilir şekilde çatlakların oluştuğunu, kumlama uygulanan grupta ise daha düzgün bir yüzey meydana geldiğini gözlemlemişlerdir.

Er:YAG lazer, silika (CoJet Sand) ve Al_2O_3 ile kumlama işlemlerinin yüzey pürüzlülüğü üzerine etkisinin değerlendirildiği bir çalışmada, yapılan tüm yüzey işlemlerinin kontrol gruplarına göre daha pürüzlü yüzey oluşturduğu saptanmıştır. 90 μm Al_2O_3 partikülleri ile kumlama yapılan örneklerin pürüzlülük değerleri diğer gruplara göre anlamlı bir şekilde yüksek bulunurken, lazer ve aşındırma grupları arasında anlamlı bir fark bulunamamıştır.¹⁵⁷

Femtosaniye lazerlerin darbe süresinin çok kısa ve güçlerinin yüksek olması, zirkonyum seramiklerin ısı iletkenliğinin bu enerjiyi yaymaya yetmemesi, ihmal

edilebilecek kadar küçük bir alanda ısının yayılmasını sağlamaktadır. Ayrıca femtosaniye lazerlerde ikinci bir darbe gelinceye kadar malzemenin soğuması için uzun bir zaman geçmesi nedeniyle uygulanan madde üzerinde ısı birikimi olmamaktadır. Femtosaniye lazerler odaklandıkları malzeme üzerinde, yalnızca odaklanılan noktada çok yüksek hassasiyet ile işlem yapılabilmesine imkan verirler. Ayrıca malzeme üzerinde erime, kopma, parçalanma gibi olaylar oluşturmada doğrudan uygulanan bölgenin buharlaşmasını sağlama ve çevreye neredeyse sıfır hasar verme gibi avantajları da bulunmaktadır.¹¹¹ Bu nedenle çalışmada 90 Fs pulslar üreten femtosaniye lazer kullanılmıştır.

Cakan ve ark.¹⁷⁷ prettau zirkonyumun yüzey pürüzlülüğü ve bağlanma dayanımı üzerine Er-YAG, Nd-YAG ve femtosaniye lazerin etkisini incelemişler ve anlamlı bir fark tespit edememişlerdir. SEM görüntülerini incelediklerinde ise femtosaniye lazer uygulanan grubun yüzeyinin daha pürüzlü olduğunu belirlemişlerdir.

Yücel ve ark.¹⁷⁸ Y-TZP alt yapılara femtosaniye lazeri 30° ve 90° açıyla farklı şekiller çizerek uygulamışlar, bütün gruplarda kontrol grubuna göre anlamlı fark saptamışlar, diğer gruplar arasında ise her hangi bir fark tespit edememişlerdir.

Bu araştırmada elde edilen veriler; yüzey işlemlerinin çok anlamlı olduğunu, materyal çeşidinin ise önemli olmadığını göstermiştir. Termal siklus işlemi öncesi pürüzlülük değeri, en yüksek kumlama işlemi uygulanan (2.98 μm), en düşük kontrol (1.31 μm) grubundaki Katana High Translucency Bloklardan hazırlanan örneklerde tespit edilmiştir. Lazer grubundaki örneklerin, ortalama yüzey pürüzlülük değerlerinin kontrol gruplarına göre daha yüksek olmasına karşın diğer gruplardan daha düşük olması, uygulanan işlemin yüzeyde bir değişim meydana getirdiğini, ama bu değişimin kumlama işlemi kadar etkin olmadığını göstermiştir. Bu durumun lazer enerjisinin yüzeye penetre olamamasından kaynaklandığı düşünülmektedir.

Zirkonyum restorasyonların üretimini aşamasında uygulanan işlemler (aşındırma, cilalama, kumlama, ısıl işlem ve üst yapının uygulanması) zirkonyum seramiklerin faz dönüşümünü etkilemektedir. Zirkonyuma üstün mekanik özelliklerini kazandıran faz dönüşümü, kontrolsüz ve spontan geliştiğinden düşük ısı bozulması veya yaşlanmaya neden olmaktadır.^{6,11,12,101,104,109}

Materyali oluşturan kristal yapıların şekillerini ifade eden fazların analizi X-Ray difraksiyon (XRD) yöntemi ile yapılmaktadır. Zirkonyum seramiklere uygulanan yüzey işlemleri ve ısıl işlemlerden sonra meydana gelen faz değişiminin incelendiği çalışmalar bulunmaktadır.^{11,12,149} Y-TZP kitlesini oluşturan taneciklerin boyutu, içerdiği itriyum oksit miktarı, uygulanan ısı miktarı ve zamanı da zirkonyum seramiklerin faz değiştirmesinde etkili olan faktörlerdir.^{11,47,98,109}

Liao ve Breder⁹⁹ aşındırma işlemi sırasında zirkonyum seramiklerin mekanik özelliklerinde oluşan olumsuz etkinin kullanılan yöntemle bağlı olduğunu, uygun yapılan aşındırmada olumsuz etkinin azalacağını ifade etmişlerdir. Swain ve Hannink,¹⁷⁹ aşındırmanın makine ile veya manuel olarak yapılmasının zirkonyum seramikler üzerindeki etkisinin farklı olacağını ifade etmişler, makine ile yapılan aşındırmanın lokal sıcaklığı arttıracığını bu nedenle tetragonal fazın monoklinik faza dönüşüm sıcaklık aralığını aşmasından dolayı tersine dönüşüm olacağını belirtmişlerdir.

Zirkonyum seramiklere uygulanan kumlama ve aşındırma gibi işlemler, materyalin yüzeyinde streslere neden olacak ve metastabil faz yapısında olan zirkonyumda faz dönüşüm mekanizmasını tetikleyecek^{101,151,152,180,181} dolayısıyla tetragonal fazın monoklinik faza dönüşümü artacaktır. Faz dönüşümünün miktarı, uygulanan yüzey işlemlerinin miktarı, kuvveti ve şiddeti, kumlamada kullanılan Al_2O_3 partiküllerinin boyutu ve işlem sırasında oluşan sıcaklık artışı zirkonyum seramiklerin dayanımını etkileyen faktörlerdir.^{6,145,149}

Pilo ve ark.¹⁶⁰ farklı tribokimyasal silika kaplama işleminin monoklinik faz oranını arttırdığını belirtmişlerdir. Bu oranı kontrol grubunda %2.33, silika kaplama yapılan grupta ise %20.35 olarak saptamışlardır.

Kosmac ve ark.¹¹ %100 tetragonal zirkonyumdan hazırladıkları farklı iki Y-TZP seramiğe uyguladıkları yüzey işlemlerinin faz değişimine etkisini incelemişlerdir. Kumlama işleminin, tek başına veya aşındırma sonrası uygulanmasının göreceli monoklinik faz miktarını yükselttiğini, aşındırma işleminin kumlama işlemine göre daha düşük faz değişimine yol açtığını gözlemlemişlerdir. Kosmac ve ark.¹⁰⁹ farklı iki zirkonyum seramik ile %60.25 mol alümina içeren Y-TZP kullandıkları bir başka çalışmada, materyallerin aşındırma ve kumlama işlemlerinden sonra göreceli monoklinik faz miktarlarının kontrol gruplarına göre farklılık gösterdiğini, ayrıca alümina ilave edilmiş Y-TZP'nin kumlama işleminden sonra diğer materyallerden daha fazla monoklinik faz içerdiğini saptamışlardır.

Michida ve ark.¹⁸² zirkonyum alt yapı materyaline farklı yüzey işlemleri (kumlama, silika kaplama, aşındırma) uyguladıktan sonra faz dönüşüm oranlarını incelemişler, araştırma sonucunda en yüksek göreceli monoklinik faz oranını kumlama işlemi uygulanan grupta, en düşük oranı ise işlem uygulanmayan grupta saptamışlar, aşındırma işlemi uygulanan grupta ise monoklinik faz oranının kumlama işlemi uygulanan gruba göre düşük, silika kaplama işlemi uygulanan gruba göre ise yüksek olduğunu ifade etmişlerdir.

Çağlar ve Yanıkoğlu¹⁸³ iki farklı alt yapı zirkonyum materyaline farklı yüzey işlemleri uyguladıktan sonra faz dönüşüm oranlarını incelemişler, her iki alt yapı materyalinde de kontrol grubu ile lazer uygulanan grup arasında anlamlı fark tespit edememişlerdir.

Liu ve ark.¹⁸⁴ zirkonyum alt yapı materyalinin yüzeylerine farklı işlemler uyguladıktan sonra göreceli monoklinik faz yüzdesini incelemişler, lazer uygulanan grubun monoklinik faz yüzdesinin işlem uygulanmamış kontrol grubunun monoklinik faz yüzdesine benzer olduğunu belirtmişlerdir.

Guilardi ve ark.¹⁸⁵ monolitik zirkonyuma (VITA In-ceram, Zahnfabrik) uyguladıkları farklı yüzey işlemlerinden sonra göreceli monoklinik faz değerlerini karşılaştırmışlar, kontrol grubundaki örneklerde monoklinik faza rastlamadıklarını, aşındırma işlemi uygulanan grupta ise monoklinik faz oranının %13.07 olduğunu ifade etmişlerdir.

Pereira ve ark.¹⁵⁴ farklı yüzey işlemleri uyguladıkları monolitik zirkonyum (Zirlux FC, Ivoclar Vivadent) örneklerin monoklinik faz oranını değerlendirmişler, aşındırma işleminin monoklinik faz oranını arttırdığını saptamışlardır.

Bu çalışmada elde edilen XRD görüntülerinde tepelerin şiddetinin yüzeylerindeki tetragonal fazdan monoklinik faza dönüşümün büyüklüğü ile değiştiği ve her iki materyalin göreceli monoklinik faz (XM) değerlerinin benzer olduğu belirlenmiştir. Ayrıca konu ile ilgili yapılan çalışmalarda olduğu gibi^{63,110} bu çalışmada da kumlama işleminin materyal için negatif etki gösterdiği ve kontrol gruplarına göre göreceli monoklinik faz yüzdelерinde artışa sebep olduğu saptanmıştır. Lazer uygulanan gruplarda ise kontrol gruplarına yakın değerler elde edilmiştir. Bu durum femtosaniye lazerin darbe süresinin çok kısa ve yüksek güce sahip olması, zirkonyum seramiklerin ısı iletkenliğinin bu enerjiyi yaymaya yetmemesi ile açıklanabilir. Göreceli monoklinik faz oranı Katana High Translucency kontrol grubu örneklerde %5.64, aşındırma grubunda % 15.14, Prettau® Zirconia® kontrol grubunda %5.31, aşındırma grubunda ise %15.53 olarak tespit edilmiştir. Aşındırma uygulanan gruplarda monoklinik faz miktarının kumlama uygulanan gruplara göre düşük çıkması; aşındırma işlemi sırasında yüzeyde açığa çıkan

sıcaklık artışının, tersine faz dönüşümünü (m-t) uyarması nedeniyle yüzeydeki monoklinik fazın tekrar tetragonal faza dönmesi ile açıklanabilir.

Dental restoratif materyaller, ağız içerisindeki çeşitli çevresel uyaranlardan etkilenecek, zaman içerisinde doğal olarak yaşlanmakta, fiziksel, kimyasal ve mekanik özelliklerinde kayba uğramaktadırlar.^{186,187} Bununla birlikte, ağız ortamında doğal yollardan meydana gelen bu yaşlanma olgusu, *in vitro* olarak restorasyonlara uygulanan “yaşlandırma prosedürü” ile taklit edilebilmektedir. Yani laboratuvar ortamında deneysel olarak gerçekleştirilen yaşlandırma prosedürü; hızlandırılmış bir zaman sürecinde, ısı, nem ve ışık döngüleri yardımıyla dental restoratif materyallerin zamanla etkilenemesine ve bozulmasına yol açan doğal ağız ortamını yapay olarak taklit ederek restoratif materyallerin uzun zaman içerisinde uğradıkları istenmeyen değişikliklerin benzerleri oluşturabilmekte ve böylelikle restoratif materyaller üzerinde yapılan diğer *in vitro* araştırmalar da kullanılabilmektedirler.¹⁸⁸⁻¹⁹⁰

CAD-CAM yöntemi ile şekillendirilen zirkonyum örnekler üzerine uygulanan yüzey ve ısı işlemleri sonrasında; kumlama uygulanan örneklerde %22, polisajlanmış örneklerde %19 ve aşındırılmış örneklerde %17 göreceli monoklinik faz oranı tespit edilmiştir. Örnekler üzerine yapılan ısı uygulaması sonrasında ise eser miktarda monoklinik faza rastlanmıştır.¹² Yüzey ve ısı uygulamalarının incelendiği başka bir çalışmada DC-Zirkon materyalinde en yüksek göreceli monoklinik faz miktarı kumlama uygulanan grupta (%9.5) saptanmıştır.¹⁴⁸

Isı uygulamasının monoklinik fazı tekrar tetragonal yapıya dönüştürdüğü bulgusunu destekleyen de Kler ve arkadaşları¹⁹¹ sinterizasyon sonrası kumlama uygulanan Cercon örneklerin yüzeyinde 27 µm derinliğinde, tetragonal fazdan monoklinik faza dönüşmüş zirkonyum olduğunu saptamışlardır. Bu örnekler üzerine üst yapı seramiği uygulandıktan sonra ise monoklinik faz tespit etmemişlerdir.

Farklı sıcaklıklarda yaşlandırma ve sinterizasyon işleminin tanecik boyutu ile tersine faz dönüşümü arasında bir bağlantı oluşturabileceğinin savunulduğu çalışmalar bulunmaktadır. Bu çalışmalarda ortamın ısısının yükselmesinin ve yaşlandırma süresinin uzamasının göreceli monoklinik faz değerlerinin artmasına sebep olduğu ifade edilmiştir. Araştırmacılar, faz değişiminin yüzeysel olması durumunda materyalin bükülme dayanıklılığının artacağını, daha derinlerde olursa iç çatlakların kritik hale gelerek materyalin mekanik özelliklerini olumsuz yönde etkileyeceğini belirtmişlerdir.¹⁴⁸

Sıcaklık ile faz dönüşümünün incelendiği farklı çalışmalarda da zirkonyum seramiklerin ısıya maruz kalması durumunda ısının tersine faz dönüşümüne yani m→t dönüşümüne sebep olduğu saptanmıştır.^{56,75,192} Ban¹⁹³ yaptığı bir çalışmada Y-TZP örneklerine 800-950°C’ de ısıtma işlemi uygulamış, ısı uygulaması sonucunda monoklinik faz içeriğinin azaldığını, bükülme dayanımının ise 897 MPa’dan 714 MPa’a düştüğünü bildirmiştir.

Bergamo ve ark,¹⁹⁴ monolitik zirkonyum örnekleri otoklavda 122°C de 2 bar basınç altında bir saat bekleterek ve distile suda 5-55 °C’de 10000 siklus uygulayarak termal yaşlandırma yapmışlar, iki yöntem arasında kırılma dayanımı ve faz dönüşümü açısından her hangi bir fark olmadığını belirtmişlerdir.

Bu tez çalışmasında Bergamo ve ark.¹⁹⁴ nın bulgularına dayanarak ve ağız içi ısı değişikliklerini taklit edebilmek amacıyla monolitik zirkonyum örneklerin yaşlandırılmasında termal siklus yöntemi kullanılmıştır.

Sim ve ark.,¹⁹⁵ iki farklı zirkonyum alt yapı seramiğine farklı yüzey ve otoklavda 134°C, 2 bar basınç altında yaşlandırma işlemleri uyguladıktan sonra yüzey pürüzlülük değerlerini ve göreceli monoklinik faz yüzdesini incelemişler, monoklinik faz yüzdelерinin yaşlandırma öncesine göre kontrol ve aşındırma grubunda arttığını, yüzey

pürüzlülük değerlerinin ise kontrol grubu ve aşındırma işlemi uygulanan gruplarda azaldığını bildirmişlerdir.

Pereira ve ark.,¹⁵⁴ monolitik zirkonyum örnekler kalın (100 μm) ve ince (30 μm) grenli frezlerle su soğutmasız olarak aşındırma yaptıktan sonra 122°C de 2 bar basınç altında otoklavda yapay yaşlandırma işlemi uygulamış, yaşlandırma öncesi ve sonrası yüzey pürüzlülük ve faz dönüşüm değerlerini incelemişlerdir. Yaşlandırma işleminden sonra kontrol grubu ve aşındırma uygulanan grupta yüzey pürüzlülük değerlerinin azaldığını, göreceli monoklinik faz oranlarının ise arttığını saptamışlardır.

Kim ve ark.,¹⁸⁰ CAD/CAM ile üretilmiş zirkonyum alt yapı materyalinin yaşlanmasını inceledikleri araştırmada kumlama ve aşındırma işlemleri yaptıktan sonra örnekler otoklavda 122°C'de 2 bar basınç altında yapay yaşlandırma işlemi uygulamışlardır. Kumlama işlemini 50 μm büyüklüğünde Al_2O_3 partikülleri ile 5 bar basınç altında 5 saniye süreyle yapmışlar, aşındırma işlemlerinde ise farklı gren boyutlarında frezler kullanmışlardır. Yaşlandırma öncesinde kontrol grubunun göreceli monoklinik faz miktarının aşındırma ve kumlama uygulanan gruplardan daha düşük olduğunu belirtmişlerdir. Göreceli monoklinik faz miktarını kalın grenli frezler ile aşındırma yapılan grupta, ince grenli frezler ile aşındırma uygulanan gruplardan daha yüksek olarak saptamışlardır.

Monolitik zirkonyuma silika kaplı alüminyum oksit tozu ile kumlama ve lazer uygulanmasını takiben yaşlandırma yapılmasının faz dönüşümü ve yüzey pürüzlülüğüne etkisinin incelendiği çalışmalara literatür taramasında rastlanmamıştır. Bu çalışmada yapılan XRD analizi sonucunda, her iki materyalde de yaşlandırma sonrası ölçülen yüzey pürüzlülük değerleri yaşlandırma öncesindeki değerlere göre daha düşük olarak bulunmuştur. Ancak kontrol gruplarındaki yüzey pürüzlülük değerlerindeki azalma anlamlı değildir. Bu çalışmada yaşlandırma öncesi ve sonrası SEM görüntüleri

incelendiğinde; tüm gruplarda yüzeydeki partikül yapısının bozulduğu gözlenmiştir. Aşındırma işlemi uygulanan gruplarda aşındırmaya bağlı olarak oluşan oluk ve çiziklerde, kumlama uygulanan gruplarda Al_2O_3 partiküllerinin çarptığı bölgelerde partikül yapısının bozulduğu görülmüştür. Tüm gruplarda işlem uygulanan yüzeylerde görülen bu bozulma çalışmalarda^{61,185,196} belirtildiği gibi termal siklus sırasında suyun yüzeydeki çizik ve mikro çatlaklara penetre olarak alt tabakalara geçmesi ve partikül yapısında bozulmaya yol açmasıyla açıklanabilir.

ISO 13356:2008 standartlarında zirkonyum içerikli materyallerin kullanılabilmesi için 134°C ve 2 bar basınç altında 5 saat yapay yaşlandırma işleminden sonra en yüksek göreceli monoklinik faz oranının %25 olması gerektiği belirtilmiş ve bu standartlara uyan zirkonyum seramiklerin ağız ortamında kullanılabileceği vurgulanmıştır.^{197,198} Bu çalışmada ISO standartlarında belirtilen değerleri aşan monoklinik faz miktarı tespit edilmemiştir.

6. SONUÇ VE ÖNERİLER

İki farklı monolitik zirkonyum örnekler üzerine uygulanan yüzey işlemleri ile termal yaşlandırmanın yüzey pürüzlülüğü ve faz dönüşümüne etkisinin incelendiği çalışmanın sınırları dahilinde aşağıdaki sonuçlar elde edilmiştir.

1. Yapılan profilometrik ölçümlerde; kumlama işleminin pürüzlülüğü arttırdığı saptanmıştır.
2. SEM görüntülerinin incelenmesinde; femtosaniye lazer uygulanan gruplarda çatlakların oluşmadığı görülmüştür.
3. XRD analizleri değerlendirildiğinde; femtosaniye lazer uygulanan grupta elde edilen göreceli monoklinik faz miktarlarının kontrol grubundan farkının anlamlı olmadığı, aşındırma, kumlama ve cojet işlemlerinde elde edilen göreceli monoklinik faz miktarlarının ise kontrol ve lazer uygulanan gruplardan istatistiksel olarak farklı olduğu tespit edilmiştir.
4. Yaşlandırma işleminin yüzey pürüzlülük değerlerini ve faz dönüşüm oranlarını etkilediği tespit edilmiştir.

Bu çalışmada monolitik zirkonyuma uygulanan yüzey ve yaşlandırma işlemlerinin pürüzlülük ve göreceli monoklinik faz oranını etkilediği saptanmış olup, uygulanacak yüzey işleminin seçiminde bu durumun dikkate alınması gerektiğini düşünmekteyiz. Bu çalışmanın sınırlamaları kullanılan materyal çeşidinin az olmasıdır. Daha fazla materyal ve yüzey işlemi kullanılan araştırmaların yapılması gerektiğini düşünmekteyiz.

KAYNAKLAR

1. Craig RP. *Restorative Properties in Restorative Dental Materials*, J. New York, Mosby Publication, 2002: 551-592.
2. Phillips RW. *Skinner's Science of Dental Materials*, 11th ed. W.B. Saunders Co, 1991: 505-553.
3. Wohlwend A, Strub JR, Scharer P. Metal ceramic and all-porcelain restorations: current considerations. *Int J Prosthodont*, 1989, 2: 13-26.
4. White SN, Caputo AA, Vidjak FM, Seghi RR. Moduli of rupture of layered dental ceramics. *Dent Mater*, 1994, 10: 52-58.
5. Jones DW. Development of dental ceramics. An historical perspective. *Dent Clin North Am*, 1985, 29: 621-644.
6. Vagkopoulou T, Koutayas SO, Koidis P, Strub JR. Zirconia in dentistry: Part 1. Discovering the nature of an upcoming bioceramic. *Eur J Esthet Dent*, 2009, 4: 130-151.
7. Sundh A, Sjogren G. A comparison of fracture strength of yttrium-oxide- partially-stabilized zirconia ceramic crowns with varying core thickness, shapes and veneer ceramics. *J Oral Rehabil*, 2004, 31: 682-688.
8. Zhang Y. Making yttria-stabilized tetragonal zirconia translucent. *Dent Mater*, 2014, 30: 1195-1203.
9. Sailer I, Gottner J, Kanelb S, Hammerle CH. Randomized controlled clinical trial of zirconia-ceramic and metal-ceramic posterior fixed dental prostheses: a 3-year follow-up. *Int J Prosthodont*, 2009, 22: 553-560.
10. Marchack BW, Sato S, Marchack CB, White SN. Complete and partial contour zirconia designs for crowns and fixed dental prostheses: a clinical report. *J Prosthet Dent*, 2011, 106: 145-152.

11. Kosmac 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. *Dent Mater*, 1999, 15: 426-433.
12. Guazzato M, Albakry M, Quach L, Swain MV. Influence of surface and heat treatments on the flexural strength of a glass-infiltrated alumina/zirconia-reinforced dental ceramic. *Dent Mater*, 2005, 21: 454-463.
13. Juy A, Anglada M. Surface phase transformation during grinding of Y-TZP. *J Am Ceram Soc*, 2007, 90: 2618-2621.
14. Christensen GJ. Porcelain-fused-to-metal vs. nonmetal crowns. *J Am Dent Assoc*, 1999, 130: 409-411.
15. Akın E. *Diş Hekimliğinde Porselen*, 3. Baskı, İstanbul Üniversitesi Basımevi, İstanbul, 1990: 1-30.
16. van Dijken JW. All-ceramic restorations: classification and clinical evaluations. *Compend Contin Educ Dent*, 1999, 20: 1115-1124.
17. Kelly JR, Nishimura I, Campbell SD. Ceramics in dentistry: historical roots and current perspectives. *J Prosthet Dent*, 1996, 75: 18-32.
18. McLean JW. Evolution of dental ceramics in the twentieth century. *J Prosthet Dent*, 2001, 85: 61-66.
19. Shillingurg HT, Hobo S, Whitsett LD, Jacobi R. *Fundamentals of Fixed Prosthodontics*. 3th edition, London, U.K, Quintessence Publishing Co. Inc., 1997: 400- 405, 433-452.
20. MacCulloch WT. Advances in dental ceramics. *Br Dent J*, 1968, 124: 361-365.
21. Anusavice K. *Dental Ceramics*. In: *Phillips' Science of Dental Materials*, Saunders, 2003: 655-719.

22. Cattell MJ, Chadwick TC, Knowles JC, Clarke RL, Lynch E. Flexural strength optimisation of a leucite reinforced glass ceramic. *Dent Mater*, 2001, 17: 21-33.
23. Raigrodski AJ. Contemporary materials and technologies for all-ceramic fixed partial dentures: a review of the literature. *J Prosthet Dent*, 2004, 92: 557-562.
24. Deany IL. Recent advances in ceramics for dentistry. *Crit Rev Oral Biol Med*, 1996, 7: 134-143.
25. <http://ivoclarvivadent.com>. Ivoclar Scientific Documentation: IPS e.max Press, Ivoclar Vivadent Scientific Service. 2007.
26. Albakry M, Guazzato M, Swain MV. Biaxial flexural strength, elastic moduli, and x-ray diffraction characterization of three pressable all-ceramic materials. *J Prosthet Dent*, 2003, 89: 374-380.
27. Hondrum SO. A Review of the Strength Properties of Dental Ceramics. *J Prosthet Dent*, 1992, 67: 859-865.
28. Yavuzylmaz H. *Metal Destekli Estetik Kuronlar*. Ankara, Gazi Üniversitesi İletişim Fakültesi Basımevi, 1996: 192-196.
29. McLean JW. The science and art of dental ceramics. *Oper Dent*, 1991, 16: 149-156.
30. McLean JW. *The Strengthening of Dental Porcelain. The Science and Art of Dental Ceramics*. Chicago: Quintessence, 1979: 25, 28, 55-63.
31. Naylor WP. *Introduction to Metal Ceramic Technology*, Chicago, Quintessence Publishing Co, Inc., Illinois, 1992: 9-10.
32. Yavuzylmaz H, Turhan B, Bavbek B, Kurt E. Tam seramik sistemleri I. *Gazi Üniv Diş Hek Fak Derg*, 2005; 22: 41-48.
33. Hobo S, Shillingburg HT Jr. Porcelain fused to metal: tooth preparation and coping design. *J Prosthet Dent*, 1973, 30: 28-36.

34. Edelhoff D, Brix O. All-ceramic restorations in different indications a case series. *J Am Dent Assoc*, 2011, 142 Suppl 2: 14s-19s.
35. Donovan TE. Factors essential for successful all-ceramic restorations. *J Am Dent Assoc*, 2008, 139 Suppl: 14S-18S.
36. Tsumita M, Kokubo Y, Ohkubo C, Sakurai S, Fukushima S. Clinical evaluation of posterior all-ceramic FPDs (Cercon): A prospective clinical pilot study. *J Prosthodont Res*, 2010, 54: 102-105.
37. Peumans M, De Munck J, Fieuws S, Lambrechts P, Vanherle G, Van Meerbeek B. A prospective ten-year clinical trial of porcelain veneers. *J Adhes Dent*, 2004, 6: 65-76.
38. Sjogren G, Sletten G, Dahl JE. Cytotoxicity of dental alloys, metals, and ceramics assessed by millipore filter, agar overlay, and MTT tests. *J Prosthet Dent*, 2000, 84: 229-236.
39. Kassem AS, Atta O, El-Mowafy O. Fatigue resistance and microleakage of CAD/CAM ceramic and composite molar crowns. *J Prosthodont*, 2012, 21: 28-32.
40. Oden A, Andersson M, Krystek-Ondracek I, Magnusson D. Five-year clinical evaluation of Procera AllCeram crowns. *J Prosthet Dent*, 1998, 80: 450-456.
41. Attia A, Kern M. Fracture strength of all-ceramic crowns luted using two bonding methods. *J Prosthet Dent*, 2004, 91: 247-252.
42. Zahran M, El-Mowafy O, Tam L, Watson PA, Finer Y. Fracture strength and fatigue resistance of all-ceramic molar crowns manufactured with CAD/CAM technology. *J Prosthodont*, 2008, 17: 370-377.
43. Rosenblum MA, Schulman A. A review of all-ceramic restorations. *J Am Dent Assoc*, 1997, 128: 297-307.

44. Denry I, Holloway JA. Ceramics for Dental Applications: A Review. *Materials*, 2010, 3: 351-368.
45. Conrad HJ, Seong WJ, Pesun IJ. Current ceramic materials and systems with clinical recommendations: a systematic review. *J Prosthet Dent*, 2007, 98: 389-404.
46. Piconi C, Burger W, Richter HG, Cittadini A, Maccauro G, Covacci V, Bruzzese N, Ricci GA, Marmo E. Y-TZP ceramics for artificial joint replacements. *Biomaterials*, 1998, 19: 1489-1494.
47. Piconi C, Maccauro G. Zirconia as a ceramic biomaterial. *Biomaterials*, 1999, 20: 1-25.
48. Uludamar A, Aygün Ş, Kulak Özkan Y. Zirkonya Esaslı Tam Seramik Restorasyonlar. *Atatürk Üniv Diş Hek Fak Derg*, 2012, Supplement 5: 132-141.
49. Raigrodski AJ. Contemporary all-ceramic fixed partial dentures: a review. *Dent Clin North Am*, 2004, 48: 531-544.
50. Chevalier J. What future for zirconia as a biomaterial? *Biomaterials*, 2006, 27: 535-543.
51. Blatz MB. Long-term clinical success of all-ceramic posterior restorations. *Quintessence Int*, 2002, 33: 415-426.
52. Covacci V, Bruzzese N, Maccauro G, Andreassi C, Ricci GA, Piconi C, Marmo E, Burger W, Cittadini A. In vitro evaluation of the mutagenic and carcinogenic power of high purity zirconia ceramic. *Biomaterials*, 1999, 20: 371-376.
53. Beuer F, Schweiger J, Edelhoff D. Digital dentistry: an overview of recent developments for CAD/CAM generated restorations. *Br Dent J*, 2008, 204: 505-511.
54. Silva NR, Sailer I, Zhang Y, Coelho PG, Guess PC, Zembic A, and Kohal RJ. Performance of zirconia for dental healthcare. *Dent Mater J*, 2010, 3: 863-896.

55. Christel P, Meunier A, Heller M, Torre JP, Peille CN. Mechanical properties and short-term in-vivo evaluation of yttrium-oxide-partially-stabilized zirconia. *J Biomed Mater Res*, 1989, 23: 45-61.
56. Denry I, Kelly JR. State of the art of zirconia for dental applications. *Dent Mater*, 2008, 24: 299-307.
57. Theunissen G, Bouma J, Winnubst A, Burggraaf A, Winnubst A. Mechanical properties of ultra-fine grained zirconia ceramics. *J Mater Sci Mater Med*, 1992, 27: 4429-4438.
58. Raigrodski AJ, Chiche GJ. The safety and efficacy of anterior ceramic fixed partial dentures: A review of the literature. *J Prosthet Dent*, 2001, 86: 520-525.
59. Rimondini L, Cerroni L, Carrassi A, Torricelli P. Bacterial colonization of zirconia ceramic surfaces: an in vitro and in vivo study. *Int J Oral Maxillofac Implants*, 2002, 17: 793-798.
60. Al-Amleh B, Lyons K, Swain M. Clinical trials in zirconia: a systematic review. *J Oral Rehabil*, 2010, 37: 641-652.
61. Ardlin BI. Transformation-toughened zirconia for dental inlays, crowns and bridges: chemical stability and effect of low-temperature aging on flexural strength and surface structure. *Dent Mater*, 2002, 18: 590-595.
62. Chevalier J, Cales B, Drouin JM. Low-temperature aging of Y-TZP ceramics. *J Am Ceram Soc* 1999, 82: 2150-2154.
63. Saygili G, Sahmali S. Effect of ceramic surface treatment on the shear bond strengths of two resin luting agents to all-ceramic materials. *J Oral Rehabil*, 2003, 30: 758-764.

64. Robin C, Scherrer SS, Wiskott HW, de Rijk WG, Belser UC. Weibull parameters of composite resin bond strengths to porcelain and noble alloy using the Rocatec system. *Dent Mater*, 2002, 18: 389-395.
65. Saldaña JM B-RH, Jaramillo-Vigueras D, Iga T, Schneider G. A. Mechanical properties and low-temperature aging of tetragonal zirconia polycrystals processed by hot isostatic pressing. *J Mater Res*, 2003, 18: 18.
66. Kern M, Wegner SM. Bonding to zirconia ceramic: adhesion methods and their durability. *Dent Mater*, 1998, 14: 64-71.
67. Matinlinna JP, Lassila LV, Ozcan M, Yli-Urpo A, Vallittu PK. An introduction to silanes and their clinical applications in dentistry. *Int J Prosthodont*, 2004, 17: 155-164.
68. Swap JJ. Low Temperature degradation of Y-TZP materials. *J Mater Sci*, 1991: 6706-6714.
69. Josset Y, Oum'Hamed Z, Zarrinpour A, Lorenzato M, Adnet JJ, Laurent-Maquin D. In vitro reactions of human osteoblasts in culture with zirconia and alumina ceramics. *J Biomed Mater Res*, 1999, 47: 481-493.
70. Denry I, Kelly JR. Emerging ceramic-based materials for dentistry. *J Dent Res*, 2014, 93: 1235-1242.
71. Catledge SA, Cook M, Vohra YK, Santos EM, McClenny MD, David Moore K. Surface crystalline phases and nanoindentation hardness of explanted zirconia femoral heads. *J Mater Sci Mater Med*, 2003, 14: 863-867.
72. Sundh A, Molin M, Sjogren G. Fracture resistance of yttrium oxide partially-stabilized zirconia all-ceramic bridges after veneering and mechanical fatigue testing. *Dent Mater*, 2005, 21: 476-482.

73. Varol M, Güncü M, Aktaş G, Canay RŞ. Diş Hekimliği Pratiğinde Zirkonyum ve Uygulamalarına Panoramik Bakış. *Atatürk Univ Diş Hek Fak Derg*, 2016, 26: 534-541.
74. Tinschert J, Natt G, Hassenpflug S, Spiekermann H. Status of current CAD/CAM technology in dental medicine. *Int J Comput Dent*, 2004, 7: 25-45.
75. Sato T, Shimada M. Transformation of yttria-doped tetragonal ZrO₂ polycrystals by annealing in water. *J Am Cer Soc*, 1985, 68: 356-359.
76. Strub JR, Rekow ED, Witkowski S. Computer-aided design and fabrication of dental restorations: current systems and future possibilities. *J Am Dent Assoc*, 2006, 137: 1289-1296.
77. Mormann WH, Bindl A. All-ceramic, chair-side computer-aided design/computer-aided machining restorations. *Dent Clin North Am*, 2002, 46: 405-426.
78. Piwowarczyk A, Ottl P, Lauer HC, Kuretzky T. A clinical report and overview of scientific studies and clinical procedures conducted on the 3M ESPE Lava All-Ceramic System. *J Prosthodont*, 2005, 14: 39-45.
79. Reich S, Wichmann M, Nkenke E, Proeschel P. Clinical fit of all-ceramic three-unit fixed partial dentures, generated with three different CAD/CAM systems. *Eur J Oral Sci*, 2005, 113: 174-179.
80. Besimo CE, Spielmann HP, Rohner HP. Computer-assisted generation of all-ceramic crowns and fixed partial dentures. *Int J Comput Dent*, 2001, 4: 243-262.
81. Sjolín R, Sundh A, Bergman M. The Decim system for the production of dental restorations. *Int J Comput Dent*, 1999, 2: 197-207.
82. Giordano R. Materials for chairside CAD/CAM-produced restorations. *J Am Dent Assoc*, 2006, 137 Suppl:14S-21S.

83. Suarez MJ, Gonzalez de Villaumbrosia P, Pradies G, Lozano JF. Comparison of the marginal fit of Procera AllCeram crowns with two finish lines. *Int J Prosthodont*, 2003, 16: 229-232.
84. Mörmann WH. The evolution of the CEREC system. *J Am Dent Assoc*, 2006, 137 Suppl: 7S-13S.
85. Wassell RW, Walls AW, Steele JG. Crowns and extra-coronal restorations: materials selection. *Br Dent J*, 2002, 192: 199-202, 205-111.
86. Ersu B, Yüzügüllü B, Canay Ş. Sabit restorasyonlarda CAD/CAM uygulamaları. *Hacettepe Üniv Diş Hek Fak Derg*, 2007, 2: 58-72.
87. Ozkurt Z, Kazazoğlu E. Clinical success of zirconia in dental applications. *J Prosthodont*, 2010, 19:64-68.
88. Beşir Kalaycı B, Bayındır F. Güncel Dental Bilgisayar Destekli Tasarım/Bilgisayar Destekli Üretim Sistemleri. *Atatürk Üniv Diş Hek Fak Derg*, 2015, 11: 129-136.
89. Batson ER, Cooper LF, Duqum I, Mendonca G. Clinical outcomes of three different crown systems with CAD/CAM technology. *J Prosthet Dent*, 2014, 112: 770-777.
90. Zhang Y, Lee JJ, Srikanth R, Lawn BR. Edge chipping and flexural resistance of monolithic ceramics. *Dent Mater*, 2013, 29: 1201-1208.
91. Berthelsen CL, Stille KR. Automated personal health inventory for dentistry: a pilot study. *J Am Dent Assoc*, 2000, 131: 59-66.
92. Triwatana P, Nagaviroj N, Tulapornchai C. Clinical performance and failures of zirconia-based fixed partial dentures: a review literature. *J Adv Prosthodont*, 2012, 4: 76-83.
93. Ozcan M. Evaluation of alternative intra-oral repair techniques for fractured ceramic-fused-to-metal restorations. *J Oral Rehabil*, 2003, 30: 194-203.

94. Sripetchdanond J, Leevailoj C. Wear of human enamel opposing monolithic zirconia, glass ceramic, and composite resin: an in vitro study. *J Prosthet Dent*, 2014, 112: 1141-1150.
95. Nakamura K, Harada A, Inagaki R, Kanno T, Niwano Y, Milleding P, Ortengren U. Fracture resistance of monolithic zirconia molar crowns with reduced thickness. *Acta Odontol Scand*, 2015, 73: 602-608.
96. Ulu H, Bayındır F. Monolitik Zirkonyum Restorasyonlar. *Atatürk Üniv Diş Hek Fak Derg* 2016, Suppl 15, 67-72.
97. Luthardt RG, Holzhuter M, Sandkuhl O, Herold V, Schnapp JD, Kuhlisch E, Walter M. Reliability and properties of ground Y-TZP-zirconia ceramics. *J Dent Res*, 2002, 81: 487-491.
98. Luthardt RG, Holzhuter MS, Rudolph H, Herold V, Walter MH. CAD/CAM-machining effects on Y-TZP zirconia. *Dent Mater*, 2004, 20: 655-662.
99. Liao TW LK, Breder K. Flexural strength of ceramics ground under widely different conditions. *J Mater Proc Tech*, 1997, 70: 198-206.
100. Blatz MB, Sadan A, Kern M. Resin-ceramic bonding: a review of the literature. *J Prosthet Dent*, 2003, 89: 268-274.
101. Kosmac T, Oblak C, Marion L. The effects of dental grinding and sandblasting on ageing and fatigue behavior of dental zirconia (Y-TZP) ceramics. *J Euro Ceram Soc*, 2008, 28: 1085-1090.
102. Akisli I, Ozcan M, Nergiz I. Effect of surface conditioning techniques on the resistance of resin composite core materials on titanium posts. *Quintessence Int*, 2003, 34: 766-771.
103. Hummel M, Kern M. Durability of the resin bond strength to the alumina ceramic Procera. *Dent Mater*, 2004, 20: 498-508.

104. Curtis AR, Wright AJ, Fleming GJ. The influence of surface modification techniques on the performance of a Y-TZP dental ceramic. *J Dent*, 2006, 34: 195-206.
105. Brackett SE, Leary JM, Turner KA, Jordan RD. An evaluation of porcelain strength and the effect of surface treatment. *J Prosthet Dent*, 1989, 61: 446-451.
106. Wang H, Aboushelib MN, Feilzer AJ. Strength influencing variables on CAD/CAM zirconia frameworks. *Dent Mater*, 2008, 24: 633-638.
107. Zhang Y, Lawn BR, Rekow ED, Thompson VP. Effect of sandblasting on the long-term performance of dental ceramics. *J Biomed Mater Res B Appl Biomater*, 2004, 71: 381-386.
108. Wolfart M, Lehmann F, Wolfart S, Kern M. Durability of the resin bond strength to zirconia ceramic after using different surface conditioning methods. *Dent Mater*, 2007, 23: 45-50.
109. Kosmac T, Oblak C, Jevnikar P, Funduk N, Marion L. Strength and reliability of surface treated Y-TZP dental ceramics. *J Biomed Mater Res*, 2000, 53: 304-313.
110. Oh WS, Shen C. Effect of surface topography on the bond strength of a composite to three different types of ceramic. *J Prosthet Dent*, 2003, 90: 241-246.
111. Miserendino LJ, Pick RM. *Lasers in Dentistry*. Chicago, Quintessence Publishing Co. Inc, 1995: 31-54.
112. Kutsch VK. Lasers in dentistry: comparing wavelengths. *J Am Dent Assoc*, 1993, 124: 49-54.
113. Kürklü D. Zirkonyum Alt Yapılı Porselen Restorasyonların Tamirinde Kullanılan Kompozitin Bağlantı Direnci Üzerine Yüzey İşlemlerinin Etkisinin İncelenmesi. Sağlık Bilimleri Enstitüsü, Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı. Doktora tezi, Erzurum: Atatürk Üniversitesi, 2011.

114. Duran E. CO₂ ve Nd-YAG Lazer Uygulamalarının Kök Kanal Dolgu Maddelerinin Dentin Bağlantısına Etkisinin İncelenmesi. Sağlık Bilimleri Enstitüsü, Endodonti Anabilim Dalı. Doktora tezi, Samsun: Ondokuz Mayıs Üniversitesi, 2014.
115. Dederich DN, Bushick RD. ADA Council on Scientific Affairs and Division of Science, Journal of the American Dental Association. Lasers in dentistry: separating science from hype. *J Am Dent Assoc*, 2004, 135: 204-212; quiz 229.
116. Dunn WJ, Davis JT, Bush AC. Shear bond strength and SEM evaluation of composite bonded to Er:YAG laser-prepared dentin and enamel. *Dent Mater*, 2005, 21: 616-624.
117. Bader C, Krejci I. Indications and limitations of Er:YAG laser applications in dentistry. *Am J Dent*, 2006, 19: 178-186.
118. Gutknecht N, Apel C, Schafer C, Lampert F. Microleakage of composite fillings in Er,Cr:YSGG laser-prepared class II cavities. *Lasers Surg Med*, 2001, 28: 371-374.
119. Frentzen M, Koort HJ. Lasers in dentistry: new possibilities with advancing laser technology? *Int Dent J*, 1990, 40: 323-332.
120. Hossain M, Nakamura Y, Yamada Y, Murakami Y, Matsumoto K. Microleakage of composite resin restoration in cavities prepared by Er,Cr:YSGG laser irradiation and etched bur cavities in primary teeth. *J Clin Pediatr Dent*, 2002, 26: 263-268.
121. Soylu B. Femtosaniye Lazer ile İnce Metal Filmler Üzerinde Nanoboyutta Yapılar Oluşturma. Fen Bilimler Enstitüsü, Elektrik Mühendisliği Anabilim Dalı. Elektrik Mühendisliği Programı, Yüksek Lisans Tezi, İstanbul, İstanbul Teknik Üniversitesi, 2012.
122. Akpınar YZ, Kepceoglu A, Yavuz T, Aslan MA, Demirtaş Z, Kilic HS, Usumez A. Effect of femtosecond laser beam angle on bond strength of zirconia-resin cement. *Lasers Med Sci*, 2015, 30: 2123-2128.

123. Kabas AS, Ersoy T, Gulsoy M, Akturk S. Femtosecond laser etching of dental enamel for bracket bonding. *J Biomed Opt*, 2013, 18: 098003.
124. Erdur EA, Basciftci FA. Effect of Ti:sapphire laser on shear bond strength of orthodontic brackets to ceramic surfaces. *Lasers Surg Med*, 2015, 47: 512-519.
125. Şengün A, Öztürk B, Ülker M, Dişçioğlu F, Özer F. Farklı sayıda termal siklus uygulamasının bir kompozit rezinin marjinal sızıntısı üzerine etkisi. *Gazi Üniv Diş Hek Fak Derg*, 2005, 22: 163-168.
126. Versluis A, Douglas WH, Sakaguchi RL. Thermal expansion coefficient of dental composites measured with strain gauges. *Dent Mater*, 1996, 12: 290-294.
127. Barclay CW, Boyle EL, Williams R, Marquis PM. The effect of thermocycling on five adhesive luting cements. *J Oral Rehabil*, 2002, 29: 546-552.
128. Gale MS, Darvell BW. Thermal cycling procedures for laboratory testing of dental restorations. *J Dent*, 1999, 27: 89-99.
129. Jefferies SR. The art and science of abrasive finishing and polishing in restorative dentistry. *Dent Clin North Am*, 1998, 42: 613-627.
130. Whitehead SA, Shearer AC, Watts DC, Wilson NH. Comparison of methods for measuring surface roughness of ceramic. *J Oral Rehabil*, 1995, 22: 421-427.
131. Dérand P, Dérand T. Bond strength of luting cements to zirconium oxide ceramics. *Int J Prosthodont*, 2000, 13: 131-135.
132. Watt IM. *The Principles and Practice of Electron Microscopy*, UK: Cambridge University Press, 1996: 452-513.
133. Gadelmawla ES, Koura MM, Maksoud TMA, Elewa IM, Soliman HH. Roughness Parameters. *J Mater Process Tech*, 2002, 123: 133-145.

134. Tholt de Vasconcellos B, Miranda-Junior WG, Prioli R, Thompson J, Oda M. Surface roughness in ceramics with different finishing techniques using atomic force microscope and profilometer. *Oper Dent*, 2006, 31: 442-449.
135. Demirel F, Yuksel G, Muhtarogullari M, Cekic C. Effect of topical fluorides and citric acid on heat-pressed all-ceramic material. *Int J Periodontics Restorative Dent*, 2005, 25: 277-281.
136. Teixeira EC, Thompson JL, Piascik JR, Thompson JY. In vitro toothbrush-dentifrice abrasion of two restorative composites. *J Esthet Restor Dent*, 2005, 17: 172-180; discussion 181-182.
137. Oura K, Lifshits VG, Saranin A, Zotov AV, Katayama M. *Surface Science: An Introduction*. Berlin, Springer-Verlag, 2003.
138. Samuel R CS, Farris TN, Licht RH. Effect of residual stresses on the fracture of ground ceramics. *J Am Ceram Soc*, 1989: 1960-1966.
139. ISO 6872. 1995- Dental ceramic.
140. Garvie RC, Nicholson PS. Phase analysis in zirconia systems. *J Am Ceram Soc*, 1972, 55: 303-305.
141. Aboushelib MN, Wang H. Effect of surface treatment on flexural strength of zirconia bars. *J Prosthet Dent*, 2010, 104: 98-104.
142. Kim B, Zhang Y, Pines M, Thompson VP. Fracture of porcelain-veneered structures in fatigue. *J Dent Res*, 2007, 86: 142-146.
143. Stober T, Bermejo JL, Rammelsberg P, Schmitter M. Enamel wear caused by monolithic zirconia crowns after 6 months of clinical use. *J Oral Rehabil*, 2014, 41: 314-322.

144. Denry IL, Holloway JA. Microstructural and crystallographic surface changes after grinding zirconia-based dental ceramics. *J Biomed Mater Res B Appl Biomater*, 2006, 76: 440-448.
145. Yin L, Jahanmir S, Ives LK. Abrasive machining of porcelain and zirconia with a dental handpiece. *Wear*, 2003, 255: 975-989.
146. Akyil MS, Uzun IH, Bayindir F. Bond strength of resin cement to yttrium-stabilized tetragonal zirconia ceramic treated with air abrasion, silica coating, and laser irradiation. *Photomed Laser Surg*, 2010, 28: 801-808.
147. Subasi MG, Inan O. Evaluation of the topographical surface changes and roughness of zirconia after different surface treatments. *Lasers Med Sci*, 2012, 27: 735-742.
148. 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. *J Prosthet Dent*, 2006, 96: 154-164.
149. Guazzato M, Quach L, Albakry M, Swain MV. Influence of surface and heat treatments on the flexural strength of Y-TZP dental ceramic. *J Dent*, 2005, 33: 9-18.
150. Zhang BI, Zheng XL, Tokura H, Yoshikawa M. Grinding induced damage in ceramics. *J Mater Proc Tech*, 2003, 132: 353-364.
151. Sato H, Yamada K, Pezzotti G, Nawa M, Ban S. Mechanical properties of dental zirconia ceramics changed with sandblasting and heat treatment. *Dent Mater J*, 2008, 27: 408-414.
152. Karakoca S, Yilmaz H. Influence of surface treatments on surface roughness, phase transformation, and biaxial flexural strength of Y-TZP ceramics. *J Biomed Mater Res B Appl Biomater*, 2009, 91: 930-937.

153. Zucuni CP, Guilardi LF, Rippe MP, Pereira GKR, Valandro LF. Fatigue strength of yttria-stabilized zirconia polycrystals: Effects of grinding, polishing, glazing, and heat treatment. *J Mech Behav Biomed Mater*, 2017, 75: 512-520.
154. Pereira GK, Silvestri T, Camargo R, Rippe MP, Amaral M, Kleverlaan CJ, Valandro LF. Mechanical behavior of a Y-TZP ceramic for monolithic restorations: effect of grinding and low-temperature aging. *Materials Science & Engineering C-Materials for Biological Applications*, 2016, 63: 70-77.
155. Khayat W, Chebib N, Finkelman M, Khayat S, Ali A. Effect of grinding and polishing on roughness and strength of zirconia. *J Prosthet Dent*, 2018, 119: 626-631.
156. Subasi MG, Demir N, Kara Ö, Ozturk AN, Özel F. Mechanical properties of zirconia after different surface treatments and repeated firings. *J Adv Prosthodont*, 2014, 6: 462-467.
157. Casucci A, Mazzitelli C, Monticelli F, Toledano M, Osorio R, Osorio E, Papacchini F, Ferrari M. Morphological analysis of three zirconium oxide ceramics: Effect of surface treatments. *Dent Mater*, 2010, 26: 751-760.
158. de Oyagüe RC, Monticelli F, Toledano M, Osorio E, Ferrari M, Osorio R. Influence of surface treatments and resin cement selection on bonding to densely-sintered zirconium-oxide ceramic. *Dent Mater*, 2009, 25: 172-179.
159. Moon JE, Kim SH, Lee JB, Han JS, Yeo IS, Ha SR. Effects of airborne-particle abrasion protocol choice on the surface characteristics of monolithic zirconia materials and the shear bond strength of resin cement. *Ceram Int*, 2016, 42: 1552-1562.
160. Pilo R, Dimitriadi M, Palaghia A, Eliades G. Effect of tribochemical treatments and silane reactivity on resin bonding to zirconia. *Dent Mater*, 2018, 34: 306-316.

161. Kern M, Thompson VP. Sandblasting and silica-coating of dental alloys: volume loss, morphology and changes in the surface composition. *Dent Mater*, 1993, 9: 151-161.
162. Wolf DM, Powers JM, O'Keefe KL. Bond strength of composite to porcelain treated with new porcelain repair agents. *Dent Mater*, 1992, 8: 158-161.
163. Ulu H. Farklı Yüzey İşlemlerinin Monolitik Zirkonyumun Sertlik ve Yüzey Pürüzlülüğü ile Rezin Siman Bağlantı Dayanımına Etkisinin İncelenmesi. Sağlık Bilimleri Enstitüsü, Proterik Diş Tedavisi Anabilim Dalı. Doktora Tezi, Erzurum: Atatürk Üniversitesi, 2015.
164. Zanatta RF, Esper MALR, Pucci CR, Borges AB, Torres CRG. Effects of different surface treatments of zirconia on the bond strength of self-adhesive resinous cement. *J Adhes Sci Tech*, 2017, 31: 21-30.
165. Silva GAF, da Luz EC, Goyata FD, Concilio LRD, Neves ACC, Vitti RP, Cunha LG. Influence of surface treatments on topography and bond strength of densely-sintered zirconium-oxide ceramic. *Ceram Int*, 2016, 42: 8136-8139.
166. Usumez A, Aykent F. Bond strengths of porcelain laminate veneers to tooth surfaces prepared with acid and Er,Cr:YSGG laser etching. *J Prosthet Dent*, 2003, 90: 24-30.
167. Iseri U, Ozkurt Z, Kazazoglu E, Kucukoglu D. Influence of grinding procedures on the flexural strength of zirconia ceramics. *Braz Dent J*, 2010, 21: 528-532.
168. Pittayachawan P, McDonald A, Petrie A, Knowles JC. The biaxial flexural strength and fatigue property of Lava Y-TZP dental ceramic. *Dent Mater*, 2007, 23: 1018-1029.

169. Folwaczny M, Mehl A, Haffner C, Hickel R. Polishing and coating of dental ceramic materials with 308 nm XeCl excimer laser radiation. *Dent Mater*, 1998, 14: 186-193.
170. Ural Ç, Külünk T, Külünk Ş, Kurt M. The effect of laser treatment on bonding between zirconia ceramic surface and resin cement. *Acta Odontol Scand*, 2010, 68: 354-359.
171. Spohr AM, Borges GA, Júnior LH, Mota EG, Oshima HM. Surface modification of In-Ceram Zirconia ceramic by Nd:YAG laser, Rocatec system, or aluminum oxide sandblasting and its bond strength to a resin cement. *Photomed Laser Surg*, 2008, 26: 203-208.
172. Noda M, Okuda Y, Tsuruki J, Minesaki Y, Takenouchi Y, Ban S. Surface damages of zirconia by Nd:YAG dental laser irradiation. *Dent Mater J*, 2010, 29: 536-541.
173. Goldman L (Ed: Waynant RW). *Lasers in Medicine*. CRC Press LLC, Florida, 2002:1-25.
174. Stubinger S, Homann F, Etter C, Miskiewicz M, Wieland M, Sader R. Effect of Er:YAG, CO₂ and diode laser irradiation on surface properties of zirconia endosseous dental implants. *Lasers Surg Med*, 2008, 40: 223-228.
175. Cavalcanti AN, Pilecki P, Foxton RM, Watson TF, Oliveira MT, Gianinni M, Marchi GM. Evaluation of the surface roughness and morphologic features of Y-TZP ceramics after different surface treatments. *Photomed Laser Surg*, 2009, 27: 473-479.
176. Cavalcanti AN, Foxton RM, Watson TF, Oliveira MT, Giannini M, Marchi GM. Bond strength of resin cements to a zirconia ceramic with different surface treatments. *Oper Dent*, 2009, 34: 280-287.

177. Cakan U, Kara O, Kara HB. Effects of various denture cleansers on surface roughness of hard permanent relined resins. *Dent Mater J*, 2015, 34: 246-251.
178. Yucel MT, Kilic I, Kilic HS, Gundogdu Y, Okutan Y. Effect of femtosecond laser beam angle and formed shape on surface roughness and shear bond strength between zirconia and resin cement. *J Adhes Sci Tech*, 2018, 32: 1265-1277.
179. Swain MV, Hannink RHJ. Metastability of the Martensitic-Transformation in a 12 Mol-Percent Ceria Zirconia Alloy .2. Grinding Studies. *J Am Ceram Soc*, 1989, 72: 1358-1364.
180. Kim JW, Covell NS, Guess PC, Rekow ED, Zhang Y. Concerns of hydrothermal degradation in CAD/CAM zirconia. *J Dent Res*, 2010, 89: 91-95.
181. Chintapalli RK, Mestra Rodriguez A, Garcia Marro F, Anglada M. Effect of sandblasting and residual stress on strength of zirconia for restorative dentistry applications. *J Mech Behav Biomed Mater*, 2014, 29: 126-137.
182. Michida SMD, Kimpara ET, dos Santos C, Souza RO, Bottino MA, Ozcan M. Effect of air-abrasion regimens and fine diamond bur grinding on flexural strength, Weibull modulus and phase transformation of zirconium dioxide. *J Appl Biomater Funct Mater* 2015, 13: E266-E273.
183. Caglar I, Yanikoglu N. The Effect of Sandblasting, Er: YAG Laser, and Heat Treatment on the Mechanical Properties of Different Zirconia Cores. *Photomed Laser Surg*, 2016, 34: 17-26.
184. Liu D, Matinlinna JP, Tsoi JK, Pow EH, Miyazaki T, Shibata Y, Kan CW. A new modified laser pretreatment for porcelain zirconia bonding. *Dent Mater*, 2013, 29: 559-565.

185. Guilardi LF, Pereira GKR, Gundel A, Rippe MP, Valandro LF. Surface micro-morphology, phase transformation, and mechanical reliability of ground and aged monolithic zirconia ceramic. *J Mech Behav Biomed Mater*, 2017, 65: 849-856.
186. Ryge G. Clinical criteria. *Int Dent J*, 1980, 30: 347-358.
187. Welbury RR, Shaw AJ, Murray JJ, Gordon PH, McCabe JF. Clinical evaluation of paired compomer and glass ionomer restorations in primary molars: final results after 42 months. *Br Dent J*, 2000, 189: 93-97.
188. Lee YK, Lu H, Oguri M, Powers JM. Changes in gloss after simulated generalized wear of composite resins. *J Prosthet Dent*, 2005, 94: 370-376.
189. Tanoue N, Matsumura H, Atsuta M. Wear and surface roughness of current prosthetic composites after toothbrush/dentifrice abrasion. *J Prosthet Dent*, 2000, 84: 93-97.
190. Paravina RD, Ontiveros JC, Powers JM. Accelerated aging effects on color and translucency of bleaching-shade composites. *J Esthet Restor Dent*, 2004, 16: 117-126; discussion 126-117.
191. de Kler M, de Jager N, Meegdes M, van der Zel JM. Influence of thermal expansion mismatch and fatigue loading on phase changes in porcelain veneered Y-TZP zirconia discs. *J Oral Rehabil*, 2007, 34: 841-847.
192. Tsalouchou E, Cattell MJ, Knowles JC, Pittayachawan P, McDonald A. Fatigue and fracture properties of yttria partially stabilized zirconia crown systems. *Dent Mater*, 2008, 24: 308-318.
193. Ban S. Reliability and properties of core materials for all-ceramic dental restorations: A review article. *Jpn Dent Sci Rev*, 2008, 44: 3-21.

194. Bergamo ETP, da Silva WJ, Cesar PF, Cury AAD. Fracture Load and Phase Transformation of Monolithic Zirconia Crowns Submitted to Different Aging Protocols. *Oper Dent*, 2016, 41: E118-E130.
195. Sim I, Shin Y, Shim JS, Kim JE, Kim JH. Effects of artificial aging on the biaxial flexural strength of Ce-TZP/Al₂O₃ and Y-TZP after various occlusal adjustments. *Ceram Int*, 2017, 43: 9951-9959.
196. Amaral M, Rocha RFV, Melo RM, Pereira GKR, Zhang Y, Valandro LF, and Bottino MA. Fatigue limits of monolithic Y-TZP three-unit-fixed dental prostheses: effect of grinding at the gingival zone of the connector. *J Mech Behav Biomed Mater*, 2017, 72: 159-162.
197. Lughì V, Sergo V. Low temperature degradation -aging- of zirconia: A critical review of the relevant aspects in dentistry. *Dent Mater*, 2010, 26: 807-820.
198. 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. *J Biomed Mater Res B Appl Biomater*, 2012, 100: 1334-1343.

EKLER

EK-1. ÖZGEÇMİŞ

Kişisel Bilgiler
Adı Soyadı: Firas SULEYMAN Doğum Tarihi: 16.10.1988 Doğum Yeri: APEPPO Medeni Hali: Evli Uyruğu: Suriye Adres: Atatürk Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi, Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı Tel: 0442 231 17 36 Faks: E-mail: firas.suleyman@sbu.edu.tr
Eğitim
Lise: Almaamoun Fen Lisesi (2003-2006) Lisans: Halep Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi (2006-2011) Yüksek Lisans: Halep Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi(2006-2011) Doktora: Atatürk Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi, Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı(2012-)
Yabancı Dil Bilgisi
İngilizce: Yök Dil (69.75)Mart 2017 Arapça: YDS (90) Eylül 2016..... Rusça:
Üye Olunan Mesleki Kuruluşlar
İlgi Alanları ve Hobiler

EK-2. ETİK BİLDİRİM VE İNTİHAL BEYAN FORMU

T.C.
ATATÜRK ÜNİVERSİTESİ REKTÖRLÜĞÜ
SAĞLIK BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ MÜDÜRLÜĞÜ

ETİK BİLDİRİM VE İNTİHAL BEYAN FORMU

Doktora Tezi olarak **Prof. Dr. Zeynep YEŞİL DUYMUŞ** danışmanlığında sunulan “Zirkonyuma uygulanan değişik yüzey işlemlerinin kimyasal özellikler ve yüzey pürüzlülüğü üzerine etkisinin incelenmesi başlıklı çalışmanın tarafımızdan bilimsel etik ilkelere uyularak yazıldığını, yararlanılan eserlerin kaynakçada gösterildiğini, Sağlık Bilimleri Enstitüsü tarafından belirlenmiş olan Turnitin Programı benzerlik oranlarının aşılmadığını ve aşağıdaki oranlarda olduğunu beyan ederiz.

Tez Bölümleri	Tezin Benzerlik Oranı (%)	Maksimum Oran (%)
Giriş	5	15
Genel Bilgiler	29	30
Materyal ve Metod	18	35
Bulgular	0	10
Tartışma	5	15

Beyan edilen bilgilerin doğru olduğunu, aksi halde doğacak hukuki sorumlulukları kabul ve beyan ederiz.

08/ 03/ 2019


Eiras SULEYMAN

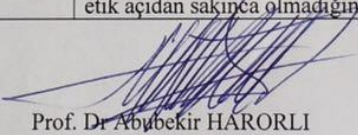
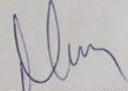
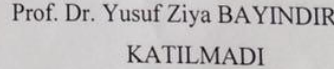
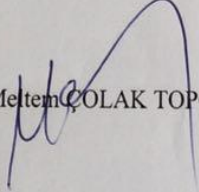
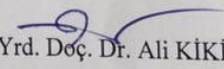

Prof. Dr. Zeynep YEŞİL DUYMUŞ

* Tez ile ilgili YÖKTEZ’de yayınlamasına ilişkin bir engelleme var ise aşağıdaki alanı doldurunuz.

☐ Tezle ilgili patent başvurusu yapılması / patent alma sürecinin devam etmesi sebebiyle Enstitü Yönetim Kurulunun/.../.... tarih ve sayılı kararı ile teze erişim 2 (iki) yıl süreyle engellenmiştir.

☐ Enstitü Yönetim Kurulunun/.../.... tarih ve sayılı kararı ile teze erişim 6 (altı) ay süreyle engellenmiştir.

EK-3. ETİK KURUL ONAY FORMU

	
T.C. ATATÜRK ÜNİVERSİTESİ DİŞ HEKİMLİĞİ FAKÜLTESİ DEKANLIĞI ETİK KURULU	
Oturum Tarihi: 07.04.2016 Oturum Sayısı: 04/2016	
KARAR	
SORUMLU ARAŞTIRMACI	Prof. Dr. Zeynep YEŞİL DUYMUŞ
Araştırmanın Açık Adı	Zirkonyuma Uygulanan Değişik Yüzey İşlemlerinin Kimyasal Özellikler ve Yüzey Pürüzlülüğü Üzerine Etkisinin İncelenmesi
Karar No	16.
Alınan Karar	Prof. Dr. Zeynep YEŞİL DUYMUŞ'un danışmanlığında Arş. Gör. Dt. Firas SÜLEYMAN'nın yürüteceği "Zirkonyuma Uygulanan Değişik Yüzey İşlemlerinin Kimyasal Özellikler ve Yüzey Pürüzlülüğü Üzerine Etkisinin İncelenmesi" konulu doktora tezi çalışmasının, Sağlık Bakanlığı tarafından yayımlanan 19 Ağustos 2011 tarih ve 28030 sayılı "Klinik Araştırmalar Hakkındaki Yönetmelik" hükümlerine bağlı kalınarak yapılmak şartıyla kabul edilmesinde bilimsel ve etik açıdan sakınca olmadığına oy birliği ile karar verildi.
 Prof. Dr. Abubekir HÄRÖRLİ Etik Kurul Başkanı	
 Prof. Dr. Nuran YANIKOĞLU	
 Prof. Dr. Yusuf Ziya BAYINDIR KATILMADI	
 Prof. Dr. Kezban Meltem ÇOLAK TOPÇU	
 Yrd. Doç. Dr. Ali KİKİ	