



**T.C.
ONDOKUZ MAYIS ÜNİVERSİTESİ
LİSANSÜSTÜ EĞİTİM ENSTİTÜSÜ
PROTETİK DİŞ TEDAVİ ANA BİLİM DALI**

**PRESİNERİZE ZİRKONYUM OKSİT (ZrO_2) ALT YAPI
SERAMİKLERİNİN YÜZEY PÜRÜZLÜLÜĞÜNE VE REZİN
SİMANLA OLAN BAĞLANTISINA YÜZEY İŞLEMLERİNİN
ETKİLERİ**

Doktora Tezi

AMRO VARRAK

DANIŞMAN

Prof. Dr. Gözlem CEYLAN

SAMSUN

2021

T.C.
ONDOKUZ MAYIS ÜNİVERSİTESİ
LİSANSÜSTÜ EĞİTİM ENSTİTÜSÜ
PROTETİK DİŞ TEDAVİ ANA BİLİM DALI



**PRESİNERİZE ZİRKONYUM OKSİT (ZRO₂) ALT YAPI
SERAMİKLERİNİN YÜZEY PÜRÜZLÜLÜĞÜNE VE REZİN
SİMANLA OLAN BAĞLANTISINA YÜZEY İŞLEMLERİNİN
ETKİLERİ**

Doktora Tezi

AMRO VARRAK

Danışman

Prof. Dr. Gözlem CEYLAN

Bu araştırma Ondokuz Mayıs Üniversitesi Bilimsel Araştırma Projeleri Koordinatörlüğü tarafından **PYO.DIS.1904.19.006** proje numarası ile desteklenmiştir.

SAMSUN
2021

TEZ KABUL VE ONAYI

Ersin TEMİZEL tarafından, Prof. Dr. Mehmet APAN danışmanlığında hazırlanan “Tezin Adı” başlıklı bu çalışma, jürimiz tarafından 12.11.2020 tarihinde yapılan sınav sonucunda oy birliği / oy çokluğu ile başarılı bulunarak Yüksek Lisans Tezi olarak kabul edilmiştir.

	Unvanı Adı Soyadı	Üniversitesi	Ana Bilim/Ana Sanat Dalı	İmza	Sonuç
Başkan	Prof. Dr. XXXX XXXX	Ondokuz Mayıs Üniversitesi Anabilim Dalı		<input type="checkbox"/> Kabul
					<input type="checkbox"/> Ret
Üye (Danışman)	Dr. Öğr. Üyesi XXXX XXXX	Ondokuz Mayıs Üniversitesi Anabilim Dalı		<input type="checkbox"/> Kabul
					<input type="checkbox"/> Ret
Üye	Doç. Dr. XXXX XXXX	Ondokuz Mayıs Üniversitesi Anabilim Dalı		<input type="checkbox"/> Kabul
					<input type="checkbox"/> Ret
Üye	Prof. Dr. XXXX XXXX	Ondokuz Mayıs Üniversitesi Anabilim Dalı		<input checked="" type="checkbox"/> Kabul
					<input checked="" type="checkbox"/> Ret
Üye	Prof. Dr. XXXX XXXX	Ondokuz Mayıs Üniversitesi Anabilim Dalı		<input type="checkbox"/> Kabul
					<input type="checkbox"/> Ret

Bu tez, Enstitü Yönetim Kurulunca belirlenen ve yukarıda adları yazılı jüri üyeleri tarafından uygun görülmüştür.

ONAY

BİLİMSEL ETİĞE UYGUNLUK BEYANI

Hazırladığım doktora tezinin bütün aşamalarında bilimsel etiğe ve akademik kurallara riayet ettiğimi, çalışmada doğrudan veya dolaylı olarak kullandığım her alıntıya kaynak gösterdiğimi ve yararlandığım eserlerin Kaynaklar'da gösterilenlerden oluştuğunu, her unsurun enstitü yazım kılavuzuna uygun yazıldığını ve TÜBİTAK Araştırma ve Yayın Etiği Kurulu Yönetmeliği'nin 3. bölüm 9. maddesinde belirtilen durumlara aykırı davranılmadığını taahhüt ve beyan ederim.

22 /01/ 2021

Amro VARRAK

TEZ ÇALIŞMASI ÖZGÜNLÜK RAPORU BEYANI

Tez Başlığı : Presinterize zirkonyum oksit (ZrO_2) alt yapı seramiklerinin yüzey pürüzlülüğüne ve rezin simanla olan bağlantısına yüzey işlemlerinin etkileri.

Yukarıda başlığı belirtilen tez çalışması için şahsım tarafından 21.12.2020 tarihinde intihal tespit programından alınmış olan özgünlük raporu sonucunda;

Benzerlik oranı : % 13

Tek kaynak oranı : % 2 çıkmıştır.

22 /01/ 2021

Prof. Dr. Gözlem CEYLAN

ÖZET

PRESİNERİZE ZİRKONYUM OKSİT (ZRO₂) ALT YAPI SERAMİKLERİNİN YÜZEY PÜRÜZLÜLÜĞÜNE VE REZİN SİMANLA OLAN BAĞLANTISINA YÜZEY İŞLEMLERİNİN ETKİLERİ

Amro VARRAK

Ondokuz Mayıs Üniversitesi

Lisansüstü Eğitim Enstitüsü

Protetik Diş Tedavi Ana Bilim Dalı

Doktora, Ocak/2021

Danışman: Prof. Dr. Gözlem CEYLAN

Amaç: Bu in-vitro tezin amacı; sinterleme öncesi ve sonrası alt yapı seramiğine uygulanan farklı yüzey işlemlerinin; seramik rezin siman arasındaki makaslama bağlanma dayanıklılığına ve alt yapının yüzey pürüzlülüğüne etkilerini değerlendirmektir.

Materyal ve Metot: 18 mm çapında Zirkozahn marka disk şeklindeki bloktan, (8x8x2,5mm) boyutlarında 120 adet örnek hazırlandı. Örnekler sinterleme öncesi ve sonrası uygulanacak yüzey işlemlerine göre toplam 12 alt gruba ayrıldı: (Grup C ve Grup CS kontrol; grup K1 ve grup K1S (110 µm'lik) Al₂O₃/ 0,2 MPa basınçla Kumlama; grup K2 ve grup K2S (110 µm'lik) Al₂O₃/ 0,4 MPa basınçla Kumlama; grup T ve grup TS (30 µm'lik) Cojet tribokimyasal silika kaplama; grup A1 ve grup A1S % 9,5'lik hidroflorik asit jeli 30/dk ile pürüzlendirme; grup A2 ve grup A2S % 9,5'lik hidroflorik asit jeli 60/dk ile pürüzlendirme; (n=10). Yüzey işlemi uygulanan örneklerin yüzey pürüzlülüğü AFM cihazı kullanılarak değerlendirildi. Daha sonra örnekler MDP monomeri içeren Panavia SA adeziv rezin simanla yapıştırıldı. Yüzey işlemi uygulanan örneklerin yaşlandırma işlemi 1 saat, 134°C sıcaklıkta, 0,2 MPa basınç altında otoklav cihazında yapıldı ve örnekler akrilik rezin bloklar (3x3 cm) içine gömüldü. Hazırlanan örneklerin zirkonya altyapı ve rezin siman arasındaki bağlanma dayanıklılığını değerlendirmek için Universal test cihazında kesme testi uygulandı. Elde edilen veriler istatistiksel olarak değerlendirildi.

Bulgular: Sinterleme öncesi ve sinterleme sonrası yüzey işlemi uygulanan gruplar arasında fark olduğu gözlemlendi. Sinterleme öncesinde yapılan yüzey işlemlerinin daha yüksek yüzey pürüzlülüğü değerleri verdiği tespit edildi (p<0,001) ama sinterleme sonrasında bağlanma dayanımı değerlerinin daha yüksek olduğu gözlemlendi (p<0,001).

Sonuç: Zirkonya yüzeyinde yapılan işlemde bağımsız olarak, sinterleme sonrası ilave yüzey işlemleri uygulandığında, daha düşük yüzey pürüzlülüğüne rağmen makaslama bağlanma dayanımının daha yüksek olduğu sonucu elde edildi.

Anahtar Sözcükler: Zirkonya, rezin siman, sinterleme, yüzey işlemleri, makaslama bağlanma dayanımı

ABSTRACT

THE EFFECTS OF SURFACE TREATMENTS ON SURFACE ROUGHNESS AND ON BOND STRENGTH OF ZIRCONIUM OXIDE SUBSTRUCTURE TO RESIN CEMENT

Amro VARRAK

Ondokuz Mayıs University

Institute of Graduate Studies

Department Of Prosthodontic

Ph.D Thesis, January/2021

Supervisor: Prof. Dr. Gözlem CEYLAN

Aim: The aim of this in-vitro thesis was to evaluate the shear bond strength (SBS) between resin cement and zirconia and also surface roughness before and after sintering stages.

Material and Method: 120 samples from 18 mm diameter Zirkozahn brand block, (8x8x2.5 mm) in size were prepared. According to the surface treatments to be applied before and after sintering all samples were divided into 12 subgroups: (Group C and Group CS control; group K1 and group K1S Sandblast with (110 μm) Al_2O_3 under 0,2 MPa pressure; group K2 and group K2S sandblast with (110 μm) Al_2O_3 under 0,4 MPa pressure; group T and group TS (30 μm) Cojet tribochemical silica coating; group A1 and group A1S roughening with 9.5% hydrofluoric acid gel for 30 min; group A2 and group A2S roughening with 9.5% hydrofluoric acid gel for 60 min); (n = 10). After the samples were prepared, the surface roughness was evaluated using the AFM device. The samples were then bonded with Panavia SA adhesive resin cement containing MDP monomer. After surface treatments were applied, the above groups were artificially aged in an autoclave device for 1 hour at 134°C under 0,2 MPa pressure. The samples were embedded in acrylic resin blocks (3x3 cm). In order to evaluate the shear bond strength between the prepared zirconium substructure and resin cement, shear test was applied in a Universal test device. The obtained data were statistically evaluated.

Results: It was observed that there was a difference between the groups according to the surface treatments applied before and after sintering. Surface treatments performed before sintering showed higher surface roughness values ($p < 0.001$) but it was observed that bond strength values were higher after sintering ($p < 0.001$).

Conclusions Regardless of the treatment performed on the zirconia surface, it was concluded that when surface treatments after sintering were applied, the shear bond strength was higher despite the lower surface roughness.

Keywords: Zirconia, resin cement, sintering, surface treatments, shear bond strength.

ÖNSÖZ VE TEŞEKKÜR

Ondokuz Mayıs Üniversitesi Protetik Diş Tedavisi doktora eğitimim ve tez çalışmam süresince doktora hayatımın her gününü bir önceki günden daha güzel, daha dolu geçirmemi sağlayan, değerli katkılarını ve tecrübelerini esirgemeyen ve doktora tezimin hazırlanmasında beni yönlendiren, kıymetli hocam ve tez danışmanım Sayın Prof. Dr. Gözlem CEYLAN'a

Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı'nda görev yapan ve doktora eğitimim boyunca her konuda teorik ve pratik olarak bilgilerini ve tecrübelerini benimle paylaşan ve tezimin her aşamasında destek olan değerli hocam Sayın Prof. Dr. Duygu SARAÇ'a

Eğitim sürecim boyunca bilgilerini ve yardımlarını esirgemeyen tüm öğretim üyelerine, birlikte çalıştığım doktora öğrencisi, araştırma görevlisi arkadaşlarıma ve personelimize

Doktora eğitimime birlikte başladığım ve zorlu geçen bu süreci varlıklarıyla kolaylaştıran ve bana destek olan sevgili dostlarım Dr. Mohanad SHOMAL'a, Dr. Yaser ELHALAWANI'ya

AFM analizinin yapılmasında katkısı olan Ondokuz Mayıs Üniversitesi Karadeniz İleri Teknoloji Araştırma ve Uygulama Merkezi'nde görev yapan Öğ. Gör. Aysun KARACA'ya

Değerli arkadaşlarım Ecz. Alattin HANKAN'a, Diyetisyen. İyad ALTUNJI'ya

Tüm yaşamım boyunca başarılarımla gurur duyan, sevgilerini, sabırlarını ve desteklerini benden esirgemeyen, koşulsuz her zaman bana destek olan anneme, babama ve kardeşlerime sonsuz teşekkür ederim

Amro VARRAK

İÇİNDEKİLER

1. GİRİŞ	1
2. GENEL BİLGİLER	3
2.1. Dental Seramikler ve Dental Seramiklerin Yapısı.....	3
2.2. Dental Seramiklerin Sınıflandırılması.....	5
2.2.1. Fırınlama Isılarına Göre	5
2.2.2. Bileşimlerine Göre	5
a. Cam-Matriks Seramikler	5
b. Polikristalin Seramikler	6
c. Rezin İçerikli Seramikler	7
2.2.3. Yapım Tekniklerine Göre	7
a. Refraktör Day Tekniği ile Hazırlanan Tam Seramik Sistemleri.....	7
b. Dökülebilir Tam Seramik Sistemleri	7
c. Preslenebilir Tam Seramik Sistemleri	7
d. Kopya-Freze Tekniği ile Üretilen Tam Seramik Sistemleri	7
e. CAD / CAM Sistemleri ile Kullanılan Tam Seramik Sistemleri.....	8
2.3. Zirkonyum-Oksit (Zirkonya) Seramikler	8
2.3.1. Yttrium ile Stabilize Edilmiş Tetragonal Zirkonya Polikristali (Y-TZP)	10
a. Y-TZP Seramiklerin Avantajları	11
b. Y-TZP Seramiklerin Dezavantajları	12
c. Y-TZP Seramiklerin Endikasyonları	12
d. Y-TZP Seramiklerin Kontrendikasyonları	12
e. Dis Hekimliğinde Y-TZP Esaslı Seramiklerin Kullanım Alanları	13
f. Y-TZP'nin Mekanik Özelliklerini Etkileyen Faktörler	13
2.3.2. Y-TZP Esaslı Zirkonya Blokların Üretimi	13
a. Sinterlenmemiş (Green Stage) Zirkonya	14
b. Yarı Sinterlenmiş (White Stage) Zirkonya	14
c. Tam Sinterlenmiş Zirkonya	15
2.4. Simantasyondan Önce Zirkonya Restorasyonlara Uygulanan Yüzey İşlemleri	15
2.4.1. Kuşlama	16
2.4.2. Tribokimyasal Silika Kaplama	17
2.4.3. Asitleme	18
2.5. Tam Seramik Restorasyonların Simantasyonu	19
2.5.1. Rezin Simanlar	20
2.5.2. Rezin Simanlar Polimerizasyon Mekanizmalarına Göre Sınıflandırılması..	20
a. Kimyasal Polimerize Olanlar	20
b. Işıklı Polimerize Olanlar	20
c. Dual Yolla Polimerize Olanlar	20
2.5.3. Rezin Simanların Uygulama Mekanizmalarına Göre Sınıflandırılması	21

a. Asitin Ayrı Kullanıldığı Rezin Simanlar (Total Etching)	21
b. Asit ve Primerin Bir arada Kullanıldığı Rezin Simanlar (Self Etch)	21
c. Self Adeziv Rezin Simanlar.....	21
2.6. In-vitro Bağlanma Dayanımı Testleri	22
2.6.1. Kesme (Makaslama) Bağlanma Dayanımı Testi	23
2.7. Bağlanma Dayanımında Kullanılan Yaşlandırma Yöntemleri	23
2.8. Atomik Kuvvet Mikroskobu (Atomic Force Microscope) İncelemeleri	24
3. MATERYAL VE METOT	26
3.1. Çalışmada Kullanılan Cihazlar ve Malzemeler	26
3.2. Zirkonyum Oksit Örneklerin Hazırlanması	27
3.3. Zirkonyum Oksit Örneklerin Sinterleme Öncesinde Yüzey İşlemlerinin Uygulanması	32
3.4. Zirkonyum Oksit Örneklerin Sinterlenmesi	35
3.5. Zirkonyum Oksit Örneklere Sinterleme Sonrasında Yüzey İşlemlerinin Uygulanması	36
3.6. Örnek Yüzeylerinin AFM Cihazı ile İncelenmesi	36
3.7. Self-Adeziv Rezin Siman Uygulaması.....	37
3.8. Örneklerin Yaşlandırılması	39
3.9. Zirkonya Örneklerin Akrilik Rezine Gömülmesi	40
3.10. Makaslama Bağlanma Testi (SBS) Ölçülmesi	41
3.11. İstatistiksel Yöntem	42
4. BULGULAR	43
5. TARTIŞMA	53
6. SONUÇ VE ÖNERİLER	67
7. KAYNAKLAR	68
8. ÖZ GEÇMİŞ	78

SİMGELER VE KISALTMALAR

Å:	Angström
AFM:	Atomik Kuvvet Mikroskobu (Atomic Force Microscope)
Al:	Aluminyum
Al₂O₃:	Aluminyum Oksit
ANOVA:	Varyans Analizi (Analysis Of Variance)
Bis-EMA:	Etoksilatlanmış Bisfenol A Glikol Dimetakrilat
Bis-GMA:	Bisfenol A Diglisidil Dimetakrilat
°C:	Santigrad Derece
CAD/CAM:	Computer Aided Design/Computer Aided Manufacturing
CaO:	Kalsiyum Oksit
cm:	Santimetre
dk:	Dakika
HF:	Hidroflorik Asit
HEMA:	Hidroksietil Metakrilat
ISO:	Uluslararası Standardizasyon Örgütü (International Organization For Standardization)
K:	Termal Genleşme Katsayısı
µm:	Mikrometre
M	Monoklinik Faz
MDP:	10-Metakriloiloksidodesil Dihidrojen Fosfat
Mg:	Magnezyum
MgO:	Magnezyum Oksit
Mg-PSZ:	Magnezyum İle Parsiyel Stabilize Zirkonya
mm:	Milimetre
mm²:	Milimetrekaire
MPa:	Megapaskal
N:	Newton
n:	Örnek Sayısı
nm:	Nanometre
Ort:	Ortalama
p:	İstatistiksel Önem Derecesini Gösteren Değer (P Değeri)

PSZ:	Parsiyel Stabilize Zirkonya
Ra:	Yüzey Pürüzlülüğü
S:	Saniye
Sa	Saat
SIE	Selective İnfiltration Etching (Seçici İnfiltratif Dağlama)
SBS:	Shear Bond Strength (Makaslama Bağlanma Dayanımı)
SS:	Standart Sapma
T:	Tetragonal
t→m:	Tetragonal-Monoklinik Faz Transformasyonu
TEGDMA:	Tri Etilen Glikol Dimetakrilat
UDMA:	Üretan Dimetakrilat
Y₂O₃:	Yttrium Oksit (Yittria)
Y-TZP:	Yttrium İle Stabilize Edilmiş Tetragonal Zirkonya Polikristali
Zr:	Zirkonyum
ZrO₂:	Zirkonya, Zirkonyum Dioksit
ZrSiO₄:	Zirkonyum Silikat
ZTA	Zirkonya İle Sertleştirilmiş Alumina Seramikler

1. GİRİŞ

Metal-seramik restorasyonlar, yüksek mekanik ve tatmin edici estetik özellikleri nedeniyle uzun yıllardır başarıyla uygulanmaktadır. Metal altyapılı protezler, doğal dişin translusensliğini taklit etme konusunda yetersiz kalmaktadır. Ancak estetik yönden beklentilere tam cevap verememesi, metalin korozyona uğraması, seramik veneer tabaka ile bağlantısında görülen problemler, veneer tabakasında adeziv ve kohezif tip başarısızlıklar, ışık geçişine izin vermemesi gibi dezavantajları vardır. Bu nedenle üstün estetik özelliklere sahip tam seramik materyaller üretilmiştir. Tam seramik restorasyonlar estetik avantajlarıyla birlikte yüksek biyolojik uyum ve düşük ısı iletkenliğine sahiptir. Yttrium oksit ile stabilize edilen zirkonya tam seramik restorasyonlar anterior ve çok üyeli posterior köprülerin yapımı için metal alaşımlarına iyi bir alternatif oluşturmaktadır (Ramakrishnaiah, vd., 2016; Skienhe, vd., 2018).

Zirkonya biyoinert bir malzeme olup (ağız dokuları ile uyumlu olması), üstün mekanik özelliği, düşük bakteri tutulumu ve optik özelliklerinin kabul edilebilir düzeyde olması gibi özellikleri ile tam seramik dental restorasyonların yapımında son yıllarda sıklıkla kullanılmaktadır (Keul, vd., 2013; Okutan, vd., 2019). Tam seramik restorasyonların estetik ve biyolojik avantajlarının yanı sıra kırılma doğası gereği özellikle posterior bölge uygulamalarında bir alt yapı (core) ile desteklenmesi gerekmektedir. Zirkonya alt yapılar, restorasyonların hem estetik özelliklerini geliştirmekte hem de dayanıklılığını arttırmaktadır (Borba, vd., 2016; Okutan, vd., 2019).

CAD-CAM sistemiyle tam seramik restorasyonların yapımında kullanılan en yeni alt yapı malzemesi yttrium stabilize tetragonal zirkonya polikristallerinden (Y-TZP) oluşan materyallerdir (Ebeid, vd., 2018a; Cho, vd., 2019; Tangsatchatham ve Juntavee, 2019).

Y-TZP'nin yüksek başlangıç dayanıklılığı ve kırılma direnci, kısmen stabilize edilmiş zirkonyanın fiziksel özelliklerinden kaynaklanır (Erdem, vd., 2014). CAD-CAM sistemleri ile zirkonya restorasyonların hazırlanmasında, zirkonyanın sinterleme öncesinde daha yumuşak olan işlenebilir bloklar kullanılabildiği gibi bazı sistemlerde ise sinterleme sonrası freze işlemi yapılmaktadır (Tatarciuc, vd., 2019; Okutan, vd., 2019; Sulaiman, 2020).

Tam seramik restorasyonlarla yapılan protetik tedavilerde seramik materyalinin seçiminin yanısıra, doğru siman seçimi ve materyale uygun yüzey hazırlığı da restorasyonun estetik ve mekanik başarısı için büyük önem taşımaktadır.

Sabit protetik restorasyonların başarısında simantasyon işlemi ve kullanılan yapıştırma simanı önemli rol oynar. Yapıştırma simanları sabit restorasyonlarla diş arasında mikrobiyal sızıntıya engel olmalı, diş ve restorasyon arasındaki yüzeyi mekanik, kimyasal veya bu ikisinin kombinasyonu bir mekanizma ile bağlamalıdır (André, vd., 2016).

Rezin simanlar, diş dokuları olan mine, dentin ve porselen yüzeyi gibi farklı yapıdaki maddelere kuvvetle bağlanabilme özelliğine sahiptir (Wolfart, vd., 2007; André, vd., 2016). Ayrıca yüksek dayanım, ağız ortamında düşük çözünürlük, renk uyumundaki üstünlük gibi özelliklerinden dolayı, inley, onley, lamina ve kron-köprü uygulamaları gibi tam seramik sabit protetik restorasyonlar ile indirekt (indirek) rezin kompozit restorasyonların simantasyonunda tercih edilirler (Keul, vd., 2013).

Rezinin sıkı bir şekilde seramik yüzeye yapışması, mikromekanik bir yüzey oluşmasına ve seramik yüzeyin aktivasyonu ile kimyasal bağlantı sağlanabilmesine bağlıdır. Kullanılan yüzey pürüzlendirme yöntemleri asitle pürüzlendirme, alüminyum oksit ile kumlama ve tribokimyasal silika kaplamadır (Smielak ve Klimek, 2015; Ebeid, vd., 2018a).

Bu çalışmanın amacı zirkonyum oksit alt yapılarda sinterleme öncesi ve sonrası uygulanan modifiye yüzey işlemlerinin yüzey pürüzlüğüne ve rezin simanla olan makaslama bağlanma dayanıklılığına etkisini değerlendirmektir. Çalışmanın sıfır hipotezi, sinterleme öncesi ve sonrası zirkonya alt yapı seramiklerine uygulanan farklı yüzey işlemlerinin yüzeylerin pürüzlülüğü ve bağlanma dayanımı üzerine etkili olacağı şeklinde kurulmuştur.

2. GENEL BİLGİLER

2.1. Dental Seramikler ve Dental Seramiklerin Yapısı:

Seramik, kelime kökeni yunanca “keramos, keramikos” sözcüğünden gelmektedir. Dental seramikler, genellikle silika yapısındadır. Genel olarak bir veya daha fazla metalik ve metalik olmayan bir elementin (genellikle oksijen ile) bir kombinasyonu olarak tanımlanabilir (Datla, vd., 2015; Madhavan 2015).

Porselen kelimesi 13. yüzyılda Marco Polo tarafından İtalyanca “porcellana” veya küçük deniz kabuğu anlamına gelen kelimedenden türetilmiştir. Benzer bir şekilde, ‘dental seramik’ terimi geniş bir materyal grubunu tanımlamak için kullanılırken, ‘dental porselen’ terimi alt gruplardan birini ifade etmek için kullanılır (Helvey, 2013).

Dental seramik, metalik elementlerin (ör. alüminyum, kalsiyum, lityum, magnezyum, potasyum, sodyum, kalay, titanyum, zirkonyum) ve metal olmayan elementlerin (ör. silisyum, flor, bor, oksijen) bir bileşiğidir, porselen ise bir cam matriks fazı ve bir veya daha fazla kristalin fazdan (ör, lösit) oluşan bir seramiktir. Örneğin, zirkonya restorasyonlar yüksek dayanıklılıkları ile seramik olarak adlandırılır, ancak cam matriks yapısı yoktur; bu nedenle porselen değildir (Helvey 2013; Datla, vd., 2015).

1889'da Dr. Charles H. Land tarafından, "jaket" kron adı verilen ilk porselen tam kronun yapımı ile diş hekimliğinde porselen kullanılmaya başlamıştır. Porselen materyallerde her geçen gün yeni gelişmeler kaydedilmiş ve 1950'lere kadar oldukça yaygın bir şekilde kullanılmıştır. 1965 yılında, McLean ve Hughes tarafından, feldspatik porselene endüstriyel alumina porselen (>% 50) eklenmesiyle tam seramik restorasyonlar yeniden geliştirilmiştir (Helvey, 2013).

Seramikler doku dostu olmaları, renk stabiliteyi, yüksek aşınma dirençleri, düşük ısı iletkenlikleri, biyouyumluluk ve estetik özelliklerinden dolayı diş hekimliğinde tercih edilen materyallerdir (Datla, vd., 2015). Dental seramiklerin basınç dayanımı 350-550 MPa ve çekme dayanımı değeri de 20-60 MPa arasındadır (Madhavan, 2015).

Dental seramik tek başına zayıf, opak ve geçirgen bir materyaldir, bu da dental uygulamalar için uygun değildir (McCabe ve Walls, 2008). Çünkü saf seramikten yapılan diş restorasyonlarının laboratuvarındaki üretim işlemi sırasında oluşan çatlaklar nedeniyle kırılması kolaydır (McLean, 2001).

Bu nedenle, dental uygulamalar için daha güçlü ve daha geçirgen bir materyal üretebilmek için farklı mineral türleri feldspar (ortoklas), kuartz, kaolin gibi ajanlar farklı oranlarda karıştırılarak kullanım için uygun hale getirilmişlerdir (Tablo 2.1) (McCabe ve Walls, 2008; Madhavan, 2015).

Tablo 2.1. Dental Seramiklerin Yapısı:

İçerik	Fonksiyon
1. Feldspar ($K_2O Al_2O_3 6SiO_2$): Feldspar doğal olarak oluşan bir mineraldir ve potas [K_2O], soda [Na_2O], alumina ve Silika'dan oluşur.	<ul style="list-style-type: none"> İlk önce eriyen ve fırınlama sırasında akan en düşük kaynaştırma bileşenidir. Cam matris oluşturulmasından sorumludur.
2. Kuartz (Silika, SiO_2)	<ul style="list-style-type: none"> Pişen porselen restorasyonu güçlendirir. Porselen pişirmede normalde kullanılan sıcaklıkta değişmeden kalır ve böylece diğer bileşenler için kaide sağlayarak ısıtma sırasında kütle stabilite sağlar.
3. Kaolin ($Al_2O_3 2SiO_2 2H_2O$): Dehidrate olmuş alüminyum silikattır.	<ul style="list-style-type: none"> Bağlayıcı olarak kullanılır. Pişmemiş porselenin kalıplanabilirliğini artırır. Pişmiş porselen materyalinin opaklığı kazandırır.
4. Akışkanlar ve Cam Modifiye Ediciler: Ör. K, Na, Ca oksitleri veya bazik oksitleri.	<ul style="list-style-type: none"> Cam modifiye ediciler eritken olarak kullanılır ve ayrıca yumuşama sıcaklığını düşürür ve akışkanlığı artırır
5. Renk Verici Pigmentler Veya Renk Fritleri: Ör. Fe / Ni oksit, Cu oksit, MgO, TiO_2 ve Co oksit.	<ul style="list-style-type: none"> Restorasyona uygun renk sağlar
6. Opaklaştırıcı Ajanlar: Ör. seryum oksit, titanyum oksit, zirkonyum oksit ve uranyum oksit.	<ul style="list-style-type: none"> Restorasyona uygun opaklığı geliştirmek Doğal renklerin elde edilebilmesi için porselen içinde opaklaştırıcı yapılara da ihtiyaç duyulur. Özellikle metal destekli porselenlerde opaklaştırıcı yapıların ilavesi estetik sonuçlar verir (Alla, 2013; Babu, vd., 2015).

2.2. Dental Seramiklerin Sınıflandırılması:

Dental seramikler, bileşimlerine, işleme yöntemlerine, fırınlama sıcaklığına, mikroyapısına, yarı saydamlığına, kırılma direncine ve aşındırıcılığına göre birkaç farklı şekilde sınıflandırılabilir (Helvey, 2013; Gracis, vd., 2015; Kürkçüoğlu, vd., 2016; Karthick, vd., 2019).

2.2.1. Fırınlama Isılarına Göre:

- **Çok Düşük Isı Seramikleri:** (<850°C), Titanyum ve alaşımları ile kullanılmaktadırlar.
- **Düşük Isı Seramikleri:** (850°C- 1100°C), Jaket kron, metal destekli seramik kron ve köprülerde ve glaze tozu yapımında kullanılmaktadırlar.
- **Orta Isı Seramikleri:** (1101-1300°C), Jaket kron, inley ve tam seramik köprülerde kullanılmaktadırlar.
- **Yüksek Isı Seramikleri:** (>1300°C), Parsiyel ve total protezlerde yapay dişlerin yapımında kullanılmaktadırlar (Babu, vd., 2015).

2.2.2. Bileşimlerine Göre:

Bir seramik materyal aşağıdaki gibi, mikro yapılarına göre sınıflandırılır: (Gracis, vd., 2015; McLaren ve Figueira, 2015):

a. Cam-Matriks Seramikler:

Cam faz içeren metalik olmayan inorganik seramik materyallerdir. Cam-matriks seramik ailesi ayrıca üç alt gruba ayrılmaktadır:

i. Feldspatik Seramikler:

Bu materyaller, hala metal alaşımı ve seramik alt yapılar üzerinde bir kaplama materyali olarak ve diş yapısı üzerine bağlanmış bir estetik materyali olarak kullanılmaktadır. (ör, IPS Empress Esthetic, IPS Empress CAD, IPS Classic, Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein; Vitadur, Vita VMK 68, Vitablocs, Vident, Vita Zahnfabrik, Bad Säckingen, Almanya) (Gracis, vd., 2015).

ii. Sentetik Materyaller:

- **Lösit İçerikli Seramikler** (ör, IPS d.Sign, Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein; Vita VM7, VM9, VM13, Vident, Zahnfabrik, Bad

Säckingen, Almanya; Noritake EX-3, Cerabien, Cerabien ZR, Noritake, Japonya).

- **Lityum Disilikat Cam Seramikler** (ör, G HS, Pentron Ceramics; IPS e.max CAD, IPS e.max Press, Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein; Obsidian, Glidewell Laboratories; Suprinity, Vita, Zahnfabrik, Bad Säckingen, Almanya; Celtra Duo, Dentsply, Philadelphia, ABD).
- **Florapatit İçerikli Seramikler** (ör, IPS e.max Ceram, ZirPress, Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein) (Shenoy ve Shenoy, 2010; Gracis, vd., 2015).

iii. Cam İnfiltre Seramikler:

1989'da piyasaya sürülen ilk cam infiltre materyal olan In-Ceram Alumina geleneksel metal seramikler alternatif olarak büyük başarı elde etmiştir. Ancak CAD /CAM ile üretilen lityum disilikat ve zirkonya materyallere artan ilgi nedeniyle bu malzemenin kullanımı azalmıştır (Kelly ve Denry 2008; Gracis, vd., 2015).

- **Alumina** (ör, In-Ceram Alumina, Vita, Almanya).
- **Alumina ve Zirkonya** (ör, In-Ceram Zirconia, Vita, Almanya).
- **Alumina ve Magnezyum** (ör, In-Ceram Spinell, Vita, Almanya).

b. Polikristalin Seramikler:

Cam fazı içermeyen metal olmayan inorganik seramik bir materyaldir. Polikristalin grubunda sınıflandırılan seramiklerin ana özelliği, dayanımı ve kırılma dayanıklılığı sağlayan, ancak sınırlı yarı saydamlığa sahip olma eğiliminde olan ince taneli kristal yapıdır. Ek olarak, bir cam fazı olmadığı için, polikristalin, seramiklerin hidroflorik asitle aşındırılmasını zorlaştırır ve bundan dolayı uzun aşındırma süreleri veya daha yüksek sıcaklık gerektirir (Thamrongananskul, vd., 2014; Gracis, vd., 2015).

Polikristalin bloklar (alumina veya zirkonya): Katı sinterlenmiş alüminyum oksit (Al_2O_3) ve zirkonyum oksit (ZrO_2) elde etmek için birçok üretim teknikleri vardır:

- **Alüminyum Oksit Polikristalin Seramikler:** (ör, Procera AllCeram, Nobel Biocare, Göteborg, İsveç; In-Ceram AL, Vita, Almanya).

- **Zirkonyum Oksit Polikristalin Seramikler:** (ör, Nobel Procera Zirconia, Nobel Biocare, Göteborg, İsveç; Lava/Lava Plus, 3M ESPE, Almanya; Prettau Zirconia, Zirkonzahn, İtalya; IPS e.max ZirCAD, Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein; Zenostar, Wieland, Almanya) (Shenoy ve Shenoy, 2010).
- c. Rezin İçerikli Seramikler**
- Rezin nanoseramik (ör, Lava Ultimate, 3M ESPE, Almanya).
 - Rezin ilave edilmiş cam seramik (ör, Enamic, Vita Zahnfabrik, Bad Säckingen, Almanya).
 - Rezin ilave edilmiş zirkonya silika seramik (ör, MZ100 Block, Paradigm MZ-100 Blocks, 3M ESPE, Almanya) (Gracis, vd., 2015).

2.2.3. Yapım Tekniklerine Göre:

a. Refraktör Day Tekniği ile Hazırlanan Tam Seramik Sistemleri:

- Mirage (Chameleon Dental, ABD).
- In-Ceram Spinel (Vita-Zahnfabrik, Almanya).
- In-Ceram Alumina (Vita-Zahnfabrik, Almanya).
- Optec (Jeneric, Pentron Inc., A.B.D).
- Hi-Ceram (Vita-Zahnfabrik, Almanya) (Tutal, vd., 2015).

b. Dökülebilir Tam Seramik Sistemleri:

- Dicor (Ceramco/Dentsply, Philadelphia, ABD).
- Cera Pearl (Kyocera, ABD) (McLean, 2001).

c. Preslenebilir Tam Seramik Sistemleri:

- IPS e.max Press (Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein).
- IPS Empress (Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein).
- IPS Empres II (Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein) (Tutal, vd., 2015).

d. Kopya-Freze Tekniği ile Üretilen Tam Seramik Sistemleri:

- Celay Plus (Vita Zahnfabrik, Bad Säckingen, Almanya).
- Zirkonzahn (Zirkonzahn GmbH, Mannheim, Almanya).

- Ceramill (AmannGirrbach GmbH, Pforzheim, Almanya).

e. CAD / CAM Sistemleri ile Hazırlanan Tam Seramik Sistemleri:

- Cercon (DeguDent GmbH, Hanau, Almanya).
- CEREC (Sirona Dental Systems, Bensheim, Almanya).
- Lava (3M ESPE Dental AG, Minnesota, ABD).
- Procera (Nobel Biocare, Göteborg, İsviçre).
- DCS Precident (DCS Dental AG, Allschwil, İsviçre) (Liu, 2005).

2.3. Zirkonyum-Oksit (Zirkonya) Seramikler:

Son yıllarda zirkonya teknolojisi, yüksek biyouyumluluk, estetik ve gelişmiş dayanıklılık sağlayabilen metal içermeyen restorasyonların hızlı bir gelişimini desteklemektedir (Abd El-Ghany ve Sherief, 2016).

"Zirkonyum" adı, Arapça "Zargun" kelimesinden gelmektedir. "Altın rengi" anlamına gelir ve bu da iki Farsça "Zar (altın) ve Gun (renkli)" kelimesinden gelmektedir. Normal şartlarda zirkonyum materyali doğada serbest metal olarak bulunmamaktadır, sadece silikat oksitlerle (ZrO_2 $XSiO_2$) veya serbest oksit (ZrO_2) ile birlikte bulunmaktadır (Bultan, vd., 2010; Gültekin, 2017).

1789'da zirkonyum dioksit (ZrO_2) bir Alman kimyager Martin Heinrich Klaproth tarafından keşfedilmiştir ve ticari olarak üretilen ilk zirkonyum materyal 1925'te Van Arkel ve De Boer tarafından piyasaya sürülmüştür (Abd El-Ghany ve Sherief, 2016; Gültekin, 2017).

Zirkonyum periyodik cetvelde kimyasal sembol Zr ile temsil edilmiştir ve atom numarası 40'dır. Zirkonyum kimyasal bir elementtir ve metaller grubunda yer almaktadır. Materyalin ağırlığı 91,22, yoğunluğu $6,49 \text{ g/cm}^3$, erime noktası 1855°C ve kaynama noktası 3580°C dir (Varol, vd., 2016; Öztürk, 2019).

Zirkonya, sertliği, yüksek aşınma direnci, dayanıklılığı, yüksek korozyon direnci, üstün estetik özellikleri, ani ısısız değişimlere dayanıklılığı ve yüksek biyouyumluluk gibi üstün fiziksel ve mekanik özelliklere sahiptir (Tablo 2.2) (Kırmalı, 2012; Şen, vd., 2017).

Bundan dolayı 1990'lı yıllarda zirkonya materyalleri diş hekimliğinde kullanılmaya başlamıştır. Önceleri implantların üst yapılarında, endodontik postlarda ve ortodontik braketlerde kullanılmıştır. Günümüzde zirkonya altyapılar kullanılarak

tek kuron protezi, ön ve arka bölge köprü protezi, tam ark sabit protezler, kompleks yapıda implant üstü protezler ile implant gövde ve abutmanları üretilebilmektedir (Clarke, vd., 2003; Hatanaka, vd., 2017; Okutan, vd., 2019; Tuğut ve Güney, 2020).

Tablo 2.2. Zirkonyanın Fiziksel ve Mekanik Özellikleri:

Grenlerin boyutları	>0,5-0,6 μ m
Elastiklik modülü	210 MPa
Vickers sertliği	1000-1300 Vickers
Eğme dayanımı	800-1500 MPa
Kırılma dayanımı	9-10 MPa.m ^{1/2}

Zirkonya polikristal yapıda bir seramiktir. Doğada monoklinik, kübik ve tetragonal olmak üzere üç fazda bulunmaktadır. Saf zirkonya 1170°C'ye kadar monoklinik fazda bulunur. Bu sıcaklıktan sonra faz değişimine uğrayarak 2370°C'ye kadar tetragonal fazda stabil kalır. Daha yüksek sıcaklıklarda ise tetragonal fazdan kübik faza dönüşüm başlamaktadır. (Tablo 2.3) (Varol, vd., 2016).

Zirkonya 1170°C'ye soğutulurken tetragonal fazdan monoklinik faza geçiş olur ve beraberinde yapıda çatlak oluşumuna sebep olabilecek %3-4 oranında hacimsel artış görülür.

Bunun engellenmesi amacıyla, yapıya kalsiyum oksit, magnezyum oksit ve yttrium oksit gibi stabilizasyonu sağlayacak oksitler ilave edilerek üstün mekanik özelliklere sahip parsiyel stabilize zirkonya polikristali elde edilir. (Abd El-Ghany ve Sherief, 2016; Tunç, vd., 2017; Turp ve Gültekin, 2017).

Tablo 2.3. Zirkonyum Dioksit (ZrO₂)'in Fazları, Yoğunlukları ve Faz Geçiş Sıcaklıkları

Kristal Formu	Yoğunluk gr/cm ³	Geçiş Sıcaklığı °C
Monoklinik	5,830	<1170
Tetragonal	6,100	1170 – 2370
Kübik	6,090	2370 – 2680

1500-1700°C'de sinterleme sonucu zirkonya seramiklerinde genişmeden kaynaklanan stresler, saf zirkonya seramikte çatlaklar oluşturur ve oda sıcaklığına dönüldüğünde yapı parçalara bölünmektedir. Hacimdeki bu büyük genişleme, saf zirkonyumun seramik sistemlerde kullanımına izin vermemektedir (Gültekin, 2017).

Saf zirkonyuma magnezyum oksit (MgO), yttrium oksit (Y_2O_3), kalsiyum oksit (CaO) ve seryum oksit (Ce_2O_3) gibi stabilize edici oksitlerin eklenmesi, kristal yapının dönüşümünü engelleyebilir. Bu oksitler, materyallerin kübik veya tetragonal yapısını herhangi bir sıcaklıkta stabilize edebilir (Thamrongananskul, vd., 2014; Pozzobon, vd., 2017).

Günümüzde birçok tipte zirkonya materyalleri içeren seramik sistemi olmasına rağmen sadece üç tipi diş hekimliğinde kullanılmaktadır. Dental uygulamalarda yttrium tetragonal zirkonya polikristalleri (Y-TZP), magnezyum ile parsiyel stabilize zirkonya (Mg-PSZ) ve zirkonya ile sertleştirilmiş Alumina (ZTA) seramik sistemleri kullanılmaktadır (Kırmalı, 2012; Yerliyurt, 2014; Skienhe, vd., 2018).

2.3.1. Yttrium ile Stabilize Edilmiş Tetragonal Zirkonya Polikristali (Y-TZP):

Tam seramik restorasyonların estetiği ve metal destekli seramik kronların kırılma direncine sahip olan yttrium oksit ile stabilize olan zirkonyum oksit tam seramik materyallerin kullanımı posterior çok üyeli restorasyonlarda metal alaşımlarına iyi bir alternatiftir (Borba, vd., 2016; Okutan, vd., 2019).

Zirkonyum tam seramik restorasyonların yüksek kırılma direnci ve yüksek biyouyumlulukları nedeniyle kullanımları günümüzde giderek artmıştır (Keul, vd., 2013; André, vd., 2016)

Günümüzde daha üstün özellikleri nedeniyle yttrium oksit (Y_2O_3) en etkili stabilize edici maddedir. Y_2O_3 saf zirkonyanın içine %2-3 oranında ilave edildiğinde yttrium oksitle güçlendirilmiş tetragonal zirkonya polikristali (Y-TZP) üretilmiştir (Pozzobon, vd., 2017; ŞEN, vd., 2017).

Biyolojik uyumu ve mekanik özellikleri göz önüne alınarak, Y-TZP 1980'li yıllardan 2000'li yılların başına kadar ortopedide kalça protezlerinin yapımında kullanılmıştır, fakat daha sonra bir dizi başarısızlıktan dolayı bu amaçla kullanımı azalmıştır (Gültekin, 2017).

Y-TZP seramiklerin kırılma sertliği $7-10 \text{ MPa m}^{1/2}$ ve bükülme direnci $900-1200 \text{ MPa}$ 'dır. Y-TZP'nin elastiklik modülü yaklaşık 210 GPa 'dır. Bu da paslanmaz çeliğin elastiklik modülüne yakındır (Tablo 2.4) (Piconi ve Maccauro, 1999).

Bu değerlere göre Y-TZP seramiklerin tam seramik restorasyonlarda alt yapı materyal olarak sıklıkla kullanılmasına sebep olmuştur (Cura, vd., 2003; Guazzato, vd., 2004; Ban, 2008).

Tablo 2.4. Y-TZP Özellikleri

Özellik	Y-TZP
Kimyasal yapısı	$\text{ZrO}_2 + 3\text{mol \% Y}_2\text{O}_3$
Yoğunluk	$>6 \text{ g/cm}^3$
Porözite	$<0,1 \%$
Bükülme direnci	$900-1200 \text{ MPa}$
Baskı dayanımı	2000 MPa
Young modülü	210 GPa
Kırılma dayanımı	$7-10 \text{ MPa m}^{1/2}$
Isı genleşme katsayısı	$11 \times 10^{-6} \text{ K}^{-1}$
Isı iletkenliği	2 W m K^{-1}
Sertlik	1200 HV

a. Y-TZP Seramiklerin Avantajları:

- Yüksek dayanıklılığa sahiptir,
- Biyouyumludur, sistemik veya lokal yan etkileri yoktur,
- Preparasyon dişeti seviyesinde veya üzerinde tamamlanabilmektedir.
- Düşük ısı iletkenliği nedeniyle hassasiyet ve pulpa irritasyonlarını önlemektedir,
- Titanyumdan daha az bakteri birikimine neden olmaktadır,
- İnce partiküllü yapısı nedeniyle detaylı olarak şekillendirilebilmektedir.

- Radyopak bir material olduğu için restorasyonun radyolojik değerlendirilmesine imkan sağlamaktadır,
- Simantasyonu için adeziv simanlar ile yapıştırılması tavsiye edilmekle birlikte konvansiyonel simanlarla da yapılabilmektedir (Raigrodski, 2004; Karakoca ve Yılmaz, 2006; Kırmalı, 2012).

b. Y-TZP Seramiklerin Dezavantajları:

- Materyallerin görünüşleri oldukça opaktır,
- Aşındırma ve yüzey pürüzlendirme yöntemlerinin, materyalin mekanik özellikleri üzerinde olumsuz etkisi vardır,
- Restorasyonun yeterli dayanıklılığa sahip olabilmesi için, birleşim alanında bukkal-lingual yönde en az 3 mm ve oklüzo-gingival yönde 4 mm mesafede hazırlanmalıdır. Aksi takdirde interoklüzal mesafenin yetersiz olduğu durumlarda restorasyonun dayanıklılığı azalabilir.
- Bu restorasyonlarda uyumsuzluk görüldüğünde yeni bir ölçü alınarak rekonstrüksiyonu gerekir, metal alt yapılar gibi bölünüp ağızda adapte edildikten sonra lehimlenmesi mümkün değildir (Raigrodski ve Chiche, 2001; Fritzsche, 2003; Raigrodski, 2004; Kırmalı, 2012).

c. Y-TZP Seramiklerin Endikasyonları:

- Sabit restorasyonlarda anterior ve posterior tek üyeli kron ve 3 - 4 üyeli köprü restorasyonlarında kullanılırlar (Fritzsche, 2003; Raigrodski, 2004; Karakoca ve Yılmaz, 2006).

d. Y-TZP Seramiklerin Kontrendikasyonları:

- Dişsiz alanı karşı ve komşu dişler ile İnteroklüzal mesafenin az olduğu durumlarda,
- Derin kapanış vakalarında,
- Kron boylarının dayanak dişlerinde çok kısa olduğu durumlarda,
- Bruksizm olarak parafonksiyonel alışkanlıkların varlığında,
- Kantilever köprü kullanımı tasarlandığında,
- Destek dişler yeterli periodontal desteğe sahip değilse kullanılamazlar (Fritzsche, 2003; Raigrodski, 2004; Karakoca ve Yılmaz, 2006; Kırmalı, 2012).

e. Dis Hekimliğinde Y-TZP Esaslı Seramiklerin Kullanım Alanları:

- Ortodontik braketlerde,
- Lamina, inley-onley, post-kor restorasyonlarında
- İmplant dayanaklarında,
- Kron ve köprü restorasyonlarında alt yapı materyali olarak kullanılırlar (Raigrodski, 2004; Piwowarczyk, vd., 2005).

f. Y-TZP'nin Mekanik Özelliklerini Etkileyen Faktörler:

- Stabilize edici (Y_2O_3) miktarı
- Aşındırma ve yüzey pürüzlendirme yöntemleri
- Zirkonya partiküllerinin şekli ve boyutlu
- Nem
- Sıcaklık
- Zaman (Kelly ve Denry, 2008; Gültekin, 2017).

2.3.2. Y-TZP Esaslı Zirkonya Blokların Üretimi:

CAD-CAM seramikleri aynen ısı altında sıkıştırılabilen seramikler gibi presinterize hazır bloklar şeklinde piyasada bulunmaktadır. Piyasada bulunan farklı marka blokların sinterleme sonrası büzülme oranları % 20-25 civarındadır (Bultan, vd., 2010; Yenisey, vd., 2016). Bu ingotlar frezeleme işlemi ile kesilirler.

Yüksek dayanım gücü, renk uyumu, biyolojik olarak uyumlu olması Y-TZP'nin avantajlarından. Yttrium oksit ile stabilize edilmiş alt yapıların mikro yapısında cam olmayıp polikristalin yapıdadır. Bu durum Y-TZP alt yapıların stabilitelelerini uzun dönemde olumlu etkiler (Keul, vd., 2013; Erdem, vd., 2014; Rani, vd., 2017).

1990'lı yıllarda Y-TZP materyali diş hekimliğinde kronlar ve metal içermeyen sabit bölümlü protezler, implantlar, dayanaklar ve ortodontik braketler olarak kullanılmaya başlanmıştır. Bilgisayar destekli tasarım / üretim teknolojisi, dental protezleri için Y-TZP kullanılırken gerekli olan laboratuvar prosedürlerini basitleştirmiştir (Kırmalı, 2012; Tanış, vd., 2018; Okutan, vd., 2019).

Diş hekimliğinde kullanılan zirkonya bloklar aynı kimyasal bileşime sahip olsalar da farklı şekillerde üretilebilirler. Burada kullanılan yöntem, porözite miktarını, materyalin partikül boyutunu ve mikro çatlakların dağılımını etkileyerek mekanik özellikleri değiştirebilir (Şen, vd., 2017).

Zirkonya blokları üretim şekline göre 3 grupta incelenir. Bunlar; sinterlenmemiş (Green Stage) zirkonya, yarı sinterlenmiş zirkonya ve tam sinterlenmiş zirkonya' dır.

a. Sinterlenmemiş (Green Stage) Zirkonya:

Bu fazdaki zirkonya blokları üretim aşamasında sinterlemeye uğramamış, sıkıştırılmış zirkonyanın tozu ve bağlayıcı ajanlardan oluşmaktadır. Bu nedenle bloklar tebeşir gibi, çok yumuşaktırlar, frezeleme işlemleri kolaydır, hızlı yapılabilir ve su soğutma gerektirmezler (Bultan, vd., 2010).

Üretim işlemi yapıldıktan sonra restorasyon sinterlenir ve yaklaşık %20-25 oranında büzölmeye maruz kalır, bu nedenle CAD işleminde bu durum hesaba katılmalıdır ve normal boyutlarından %20-25 oranında daha büyük olarak belirtilmelidir (Beuer, vd., 2008; Bultan, vd., 2010; Şen, vd., 2017) .

b. Yarı Sinterlenmiş (White Stage) Zirkonya:

Yarı sinterlenmiş bloklar, %40 yoğunluğa sahiptirler. Bu bloklar kısmi bir sinterleme süreci sonrasında yaklaşık %5,0 oranında büzölmeye uğrarlar. Bu aşamadaki bloklar yapısı içinde bağlayıcı ajanlar içermez ve sinterleme işlemi tam olarak uygulanmadığından dolayı yapı oldukça porözdür ve mekanik özellikleri zayıftır (Abd El-Ghany ve Sherief, 2016; Şen, vd., 2017).

Malzeme sinterlenme sırasında ortalama %25 büzölmeye maruz kalır, yarı sinterlenmiş zirkonya blokların imalatı sırasında henüz sinterleme gerçekleşmediği için restorasyonların normal boyutlarından daha büyük olarak hazırlanması gerekmektedir (Bultan, vd., 2010; Abd El-Ghany ve Sherief, 2016).

Yarı sinterlenmiş materyal ile alt yapıyı üretmek hem aşındırma zamanını kısaltır, hem de aşındırma elemanlarının yıpranma şiddetini azaltır. Aşındırma sonrası (=frez işlemi) normalden büyük boyutta hazırlanan örnekler 1000°C'da büzölmeye başlar. Maksimum sinterleme derecesi 1350°C -1500°C arasındadır ve 2-5sa süreyle devam etmektedir (Beuer, vd., 2008; ŞEN, vd., 2017).

Yarı sinterlenmiş formdaki zirkonya blokların frezelenmesi ya karbür frezlerle kuru halinde ya da elmas frezlerle su soğutma ile yapılabilir. Restorasyonlar sinterleme işlemi sonrasında seryum, bizmut, demir gibi çeşitli metal oksit solüsyonlarına daldırılarak renklendirilebilir. Renk, son sinterleme aşamasında gelişmektedir (Beuer, vd., 2008; Bultan, vd., 2010; Abd El-Ghany ve Sherief, 2016).

c. Tam Sinterlenmiş Zirkonya:

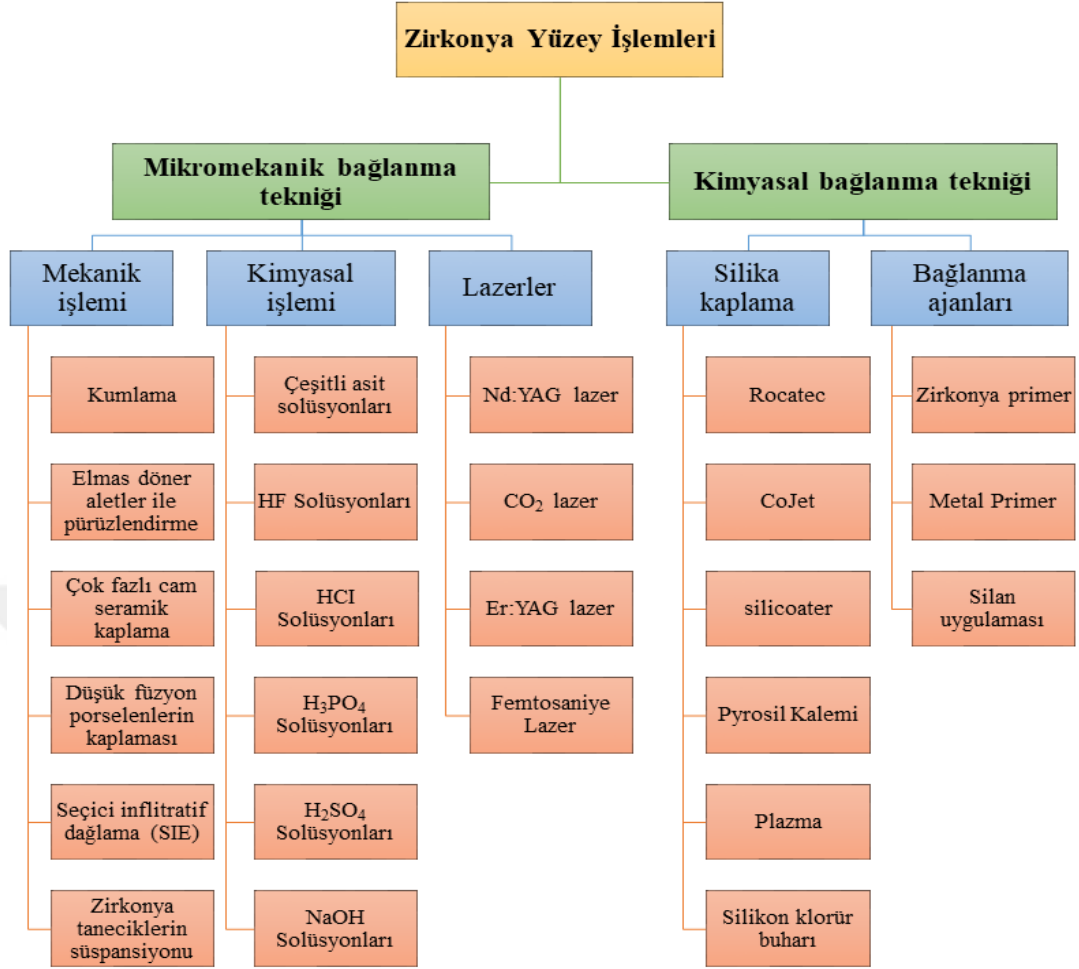
Tam sinterlenmiş zirkonya blokların hazırlanmasında amacımız ilk aşama olarak, materyalin yaklaşık 1300°C'da sinterlenerek yoğunluğunun % 95'e ulaşmasıdır. Daha sonra partikül yoğunluğunu arttırmak için 1400 ila 1500°C arasında ve yüksek basınç altında, sıcak izostatik bir ortamda genellikle argon gazı ile ısıtılır (Abd El-Ghany ve Sherief, 2016; Gültekin, 2017; Şen, vd., 2017).

Bu işlemin sonunda yapı gri-siyah renk alır oksitlenip beyazlaşınca kadar normal atmosfer basıncı altında sinterlenmeye devam edilir. Sinterleme işlemi bittikten sonra blokların yoğunluğu %99'a ulaşmaktadır. Tam sinterlenmiş örnekler aşındırma işlemi yapılmadan önce, sinterleme işlemi tamamlandığı için büzülme bu esnada yer almaktadır. Bu nedenle restorasyonun gerçek boyutlarında hazırlanması gerekmektedir (Bultan, vd., 2010; Şen, vd., 2017).

Tam sinterlenmiş zirkonya blokların frezelenmesi, su soğutmalı sistemle ve elmas uçlu frezlerle yapılmaktadır. Aşındırma işlemi sert bir yapı üzerinde gerçekleştirildiği için özel olarak tasarlanmış bir frezeleme sistemi kullanılmasını gerektirir ve işlem uzun zaman almaktadır. Ancak tamamen sinterlenmiş zirkonyanın aşındırılması, yapının mikroyapısını ve direncini etkiler. (Bultan, vd., 2010; Şen, vd., 2017).

2.4. Simantasyondan Önce Zirkonya Restorasyonlara Uygulanan Yüzey İşlemleri:

Diş ve restorasyon arasındaki rezin bağlanması, restorasyonların retansiyonunu, marjinal adaptasyonunu, kırılma direncini ve bağlanma gücünü iyileştirmek için savunulmaktadır. Resin simanlar ve tam seramik yüzeyler arasında bir bağlanma elde etmek için simantasyondan önce restorasyonlara farklı yüzey işlemlerinin uygulanması gerekir (Oğuz ve Meriç, 2010; Ural, vd., 2010). Pürüzlendirme işlemi uygulaması ile yüzey alanı, yüzey enerjisi ve yüzey ıslanabilirliği artırılır (Blatz, vd., 2003). Uygulanan yüzey işlemleri şunlardır (Şekil 2.1) (Tzanakakis, vd., 2016).



Şekil 2.1. Yüzey Hazırlığı İçin Uygulanan Pürüzlendirme Yöntemleri

2.4.1. Kumlama:

Rezin siman ve zirkonya arasında yeterli bağlantı sağlamak amacıyla farklı pürüzlendirme işlemleri uygulanır. Alüminyum oksit veya alumina (Al_2O_3) ile kumlama işlemi yüksek dirençli seramiklerin yüzeyinin şekillendirilmesinde oldukça fazla tercih edilen bir yöntemdir (Skienhe, vd., 2018).

Farklı partikül boyutu (30-250 μm) ve şekli ve farklı aşındırma süresine sahip alüminyum oksit (Al_2O_3) partikülleri ile farklı basınç altında yumuşak zirkonyanın yüzeyi kumlanarak, kontamine tabakalar uzaklaştırılır ve mikromekanik bağlantı için gerekli yüzey pürüzlülüğü sağlanır. Bu işlem aynı zamanda yüzeyin ıslanabilirliğini arttırmakta ve yüzey gerilimini azaltmaktadır. Kumlama, hem laboratuvarında hem de klinikte uygulanabilen bir yöntemdir (Erdem, vd., 2014; Moon, J, vd., 2016). Ayrıca, alüminyum oksit aşındırıcı partiküllerin mekanik çarpması ile restorasyon yüzeyinde

pürüzlülük oluşur ve rezin simanın bu mikro retansiyonların içine akmasına izin vererek daha güçlü bir mikromekanik kilitlenmeyi oluşturmaktadır (Moon, J, vd., 2016; Tuğut ve Güney, 2020).

Kumlama işlemi, silika bazlı tam seramik sistemlerinde kopmalara ve yüzeyden aşırı materyal kaybına ve seramiğin morfolojisinde değişime neden olduğundan; aşırı basınç uygulanmasıyla seramik iç yüzeyinin pürüzlendirilmesinde önerilmemektedir. Bununla birlikte, yapılan son in vitro çalışmalarda, alüminyum oksit aşındırıcı partikülleri, mikro çatlakların oluşması nedeniyle zirkonya yüzeyinde zararlı bir etkiye neden olabilir ve bu da bükülme direncini azaltabilir denmektedir. Ayrıca Y-TZP'nin tetragonal fazı, alüminyum oksit aşındırıcı partiküllerin neden olduğu yüksek gerilmeler altında hacim genişlemesi (% 4-5) ile monoklinik faza dönüştürülür (Moon, J, vd., 2016; Skienhe, vd., 2018).

2.4.2. Tribokimyasal Silika Kaplama

Silanlardan yararlanarak rezin siman ile kimyasal bağlantı oluşturabilmek için zirkonya yüzeyinin silika ile kaplandığı yöntemlerde seramik yüzeyi, silika ile modifiye edilmiş alüminyum oksit tozları ile kumlanır. Çarpma hızıyla silika, seramik yüzeyinde 15 µm derinliğe gömülür ve silika ile modifiye olan yüzeyler silanla kimyasal bağlantı kurabilecek hale gelir. Silika kaplanan yüzeye silan uygulanmasıyla kimyasal bağlantı sağlanır (Uludamar, vd., 2011).

Özel alet kullanımını gerektiren bu işlem günümüzde çeşitli sistemlerle yapılabilmektedir. En yaygın olarak kullanılan sistemler, CoJet (3M ESPE, Seefeld, Almanya) ve Rocatec (3M ESPE, Seefeld, Almanya) sistemleridir (Smielak ve Klimek, 2015).

Rocatec Sistemi, laboratuvarında kullanılan bir tribokimyasal silika kaplama yöntemidir. Bu yöntemde ilk aşamada 110 µm boyutunda Al₂O₃ partikülleri içeren Rocatec-Pre kumu 0,28 MPa basınçla yüzeye püskürtülerek mikroretantif alanlar oluşturulur. Daha sonra 30 µm boyutunda silika ile modifiye edilmiş Rocatec-Soft kumu veya 110 µm boyutunda silika ile modifiye edilmiş Al₂O₃ Rocatec Plus kumu ile ikinci kez 0,28 MPa basınç altında, yüzeye 10 mm mesafeden dik olacak şekilde, 15s boyunca kumlama işlemi yapılır. Son olarak da silan ajanı yüzeye uygulanır (Uludamar, vd., 2011; Asar ve Çakırbay, 2013; Erdem, vd., 2014).

CoJet sistemi, klinikte kullanılan bir tribokimyasal kaplama yöntemidir. Kaplayıcı-aşındırıcı bir kum ve silandan oluşmaktadır. CoJet kumu, silika partikülleri

ile modifiye edilmiş 30 µm boyutunda aluminyum oksit (Al₂O₃) kumdan oluşur. Materyalin içinde; %97'den fazla Al₂O₃, %3'den az amorf silika mevcuttur. Metal-seramik ve tam seramik restorasyonların ağız içi kullanımı sırasında oluşan kırıkların tamirinde, hem mekanik hem de kimyasal bağlanma sağlanabilmesi için restorasyonun yüzeyinin pürüzlendirilmesi işlemleri uygulanmalıdır (Uludamar, vd., 2011; Diğdem ve Aydoğan, 2018; Sevmez, vd., 2018).

Bu yöntemde silika ile modifiye edilmiş 30 µm boyutunda Al₂O₃ partikülleri yüzeye dik bir açıyla 0,2–0,3 MPa basınçla 15s boyunca püskürtülerek mikro retantif alanlar oluşturulur. Silikatize kumun yüzeye çok yüksek enerji ile çarpması nedeniyle; yüzey alanı ve mikro mekanik tutuculuk artırılmaktadır. Son olarak kimyasal tutuculuk sağlamak amacıyla silan ajanı yüzeye uygulanır. Silanlar, seramik yüzeyinde Si-OH ile reaksiyona giren inorganik bir grup ve metakrilat bazlı rezinlerle reaksiyona giren organik bir grup içerir. Silan, her iki yapıya bağlanır ve rezin ile seramiği birleştirir. (Uludamar, vd., 2011; Asar ve Çakırbay, 2013; Araújo, vd., 2018; Çiçekci, vd., 2019).

2.4.3. Asitleme:

Tam seramik restorasyonların yüzey enerjisini yükseltmek için kullanılan yöntemlerden biri de asitle pürüzlendirme işlemidir. Diş hekimliği kliniklerinde ve diş laboratuvarında hidroflorik asidin %4 - %10'lük konsantrasyonları kullanılır. Bu konsantrasyon aralıklarının dental uygulamalar için güvenli olduğu düşünülmektedir (Alex, 2008; Thamrongananskul, vd., 2014; Kang, vd., 2020).

Hidroflorik asit (HF) işlemi, silika bazlı seramik restorasyonların kendi yapılarıyla reaksiyona girer ve silika içeren camsı matriksi ortadan kaldırır ve kristal yapıyı açığa çıkararak yüzey pürüzlülüğü oluşturur. HF ile 4 dakikadan fazla pürüzlendirme materyali kırılğan hale getirdiği için tavsiye edilmez. Asitleme işleminden sonra restorasyon 1 dk suyla yıkanmalı, ondan sonra 5 dk ultrasonik cihazda temizlenmeli ve basınçlı hava ile kurutulmalıdır. Asit uygulaması işlemlerinde hidroflorik asit ve fosforik asit en çok kullanılan asitlerdir. Bu işlem aynı zamanda seramik yüzeyde ıslatılabilirlik ve yüzey enerjisinin artmasıyla sonuçlanır, bu da rezin simanın daha fazla nüfuz etmesine izin verir, mikro mekanik retansiyon alanları oluşturur ve seramik ile rezin siman arasındaki bağlanma mukavemetini artırır (Thamrongananskul, vd., 2014; Ramakrishnaiah, vd., 2016; Çiçekci, vd., 2019).

Son zamanlarda, birkaç çalışma, yüksek mukavemetli alumina ve zirkonya esaslı dental seramiklerin, yüksek kristal faz içeriği nedeniyle hidröflorik asit ile aşındırılmayacağını bildirmiştir (Jevnikar, vd., 2010; Thompson, vd., 2011; Thamrongananskul, vd., 2014).

Zirkonya restorasyonları, diş hekimliğinde kullanılan diğer seramik sistemlerle karşılaştırıldığında mükemmel mekanik özelliklere sahiptir. Bununla birlikte, Y-TZP'nin sertliği, yüzey modifikasyonu ile ilgili sorunlara neden olur ve rezin simanı ile dental restorasyon arasında bağlantı sağlamak için uygun hazırlığın yapılmasını zorlaştırır. Zirkonya kristallerinin yoğun ve homojen olması, cam matriksin olmaması nedeniyle, asitleme ve silanizasyon işlemlerini imkansız kılar. Diğer yandan, asit uygulamanın süresinde ve asit konsantrasyonunda bir artış yapıldığında, hazırlanmış zirkonya yüzeyinin kalitesi üzerinde olumlu bir etkiye sahiptir (Smielak ve Klimek, 2015).

Bununla birlikte Chaiyabutr ve arkadaşları yaptığı çalışmada (2008), zirkonya seramik yüzeyinde asitle aşındırmanın yüzey pürüzlülüğünde önemli bir fark oluşturduğunu belirtmiştir (Ural, vd., 2010).

2.5. Tam Seramik Restorasyonların Simantasyonu:

Protetik tedavinin başarısında uygun simanın seçimi ve restoratif materyalin seçimi önemli rol oynar. Kullanılan restoratif materyale ilave olarak yüzey pürüzlendirme işlemlerinin de doğru sırada ve uygun şekilde takip edilmelidir (Çiçekci, vd., 2019).

Prepare edilen dişlerin üzerine yapılan tam seramik restorasyonların başarısında etkili olan faktörlerden biri de alt yapı seramiğinin rezin simanla ve dişle olan bağlantısıdır (Smielak ve Klimek, 2015).

Simantasyon, indirekt restorasyonların estetiğini, biyouyumluluğunu, retansiyonunu, kırılmaya karşı direnci, marjinal sızdırmazlığı ve dayanıklılığını sağlamada çok önemli bir faktördür (Vargas, vd., 2011). Tam seramik restorasyonların tiplerine göre farklı simantasyon materyalleri kullanılabilir. Konvansiyonel seramiklerle yapılan (lösit ve feldspatik porselen) restorasyonlar dual yolla polimerize olan simanlarla (ışık ve kimyasal) ve ışıkla polimerize olan rezin simanlar kullanılarak simante edilebilir. Ama yüksek dirençli seramiklerle yapıların (zirkonyum ile güçlendirilmiş seramik ve cam infiltre alüminyum oksit seramik) restorasyonlar fosfat

monomer içeren rezin siman, cam iyonomer siman, rezin modifiye cam iyonomer siman veya adeziv rezin siman kullanılarak simante edilebilir (Blatz, vd., 2003; Kim, vd., 2006; Vargas, vd., 2011; Demirekin, vd., 2017).

2.5.1. Rezin Simanlar:

Günümüzde kullanılan rezin simanlar, ince film kalınlığını sağlamak için bis-GMA veya üretan dimetakrilat rezin matrisi ve ince inorganik doldurucu maddelerden (% 20-80) oluşur. Rezin simanları diğer simanlardan ayıran üstün özellikleri; yüksek bağlantı dayanımı, yüksek basınç ve çekme direnci (20–50 MPa), düşük çözünürlük, estetik ve çok çeşitli renk skalalarına sahip olmalarıdır (Ladha ve Verma, 2010).

2.5.2. Rezin Simanların Polimerizasyon Mekanizmalarına Göre Sınıflandırılması:

a. Kimyasal Polimerize Olanlar :

Kimyasal yolla polimerize olan rezin simanlar. Bu siman tipi toz - likit veya 2 ayrı pat halinde bulunmaktadır. Bu simanların kullanım alanları: metal destekli restorasyonlar, endodontik postlar ve 1,5 mm'den daha kalın tam seramik restorasyonlardır.

b. Işıklı Polimerize Olanlar:

Işıklı polimerize olan simanlar, kalınlığı 1,5 mm'yi geçmeyen seramik veneerler ve cam seramik restorasyonlar için uygulanır ve böylece ışık kaynağının kolaylıkla seramiğin içinden geçmesine izin verir. Bu siman tipi tek pat halinde bulunur, uzun çalışma süresi ve iyi renk stabilizasyonu gibi avantajları vardır.

c. Dual Yolla Polimerize Olanlar:

Dual yolla (kimyasal + ışık) polimerize olan simanlar. Işık kaynağı rezin simana tam olarak ulaşamadığında kalın restorasyonların simantasyonunda veya opak restorasyon materyali nedeniyle ışığın geçemediği durumlarda polimerizasyon işlemi kimyasal olarak tamamlanır. Bu siman 2 ayrı pat halinde bulunmaktadır. Yüksek bağlantı dayanımı ve estetik özellikleri vardır ve tam seramik ve kompozit restorasyonlarda kullanılır (Türk, vd., 2014).

2.5.3. Rezin Simanların Uygulama Mekanizmalarına Göre Sınıflandırılması:

a. Asitin Ayrı Kullanıldığı Rezin Simanlar (Total Etching)

- Üç aşamalı; asit, primer, bonding uygulaması, ör: Variolink II (Ivoclar, Vivadent, Schaan, Liechtenstein)
- İki aşamalı; asit, [primer + bonding] karışımı, ör: RelyX Arc (3M ESPE, St Paul, Minn, ABD)

b. Asit ve Primerin Bir Arada Kullanıldığı Rezin Simanlar (Self Etch)

- İki aşamalı; [asit + primer], bonding uygulaması. ör: Panavia F2.0 (Kuraray, Medical Inc, Okayama, Japonya)
- Tek aşamalı; [asit + primer + bonding karışımı]. ör: Multilink (Ivoclar, Vivadent, Schaan, Liechtenstein) (Carville ve Quinn, 2008; Türk, vd., 2014) .

c. Self Adeziv Rezin Simanlar:

Simantasyon işlemi ve kullanılan adeziv siman sabit protetik restorasyonların başarısında önemli bir rol oynamaktadır (Erdem, vd., 2014; Rebholz-Zaribaf, vd., 2017; Abad-Coronel, vd., 2019).

Adeziv simanlar diş ile sabit restorasyonlar arasında mikrobiyal sızıntıya engel olmalı, restorasyon ve diş arasındaki yüzey kimyasal, mekanik veya bu ikisinin kombinasyonu ile bağlanmalıdır. Rezin simanlar, diş dokuları olan mine, dentin ve porselen gibi farklı yapıdaki yüzeylere güçlü bir şekilde yapışma özelliğine sahiptir. Ağız ortamında düşük çözünürlük, yüksek dayanım ve renk uyumundaki üstünlük bu simanların onley, inley, lamina ve kron-köprü uygulamaları gibi tam seramik sabit protez restorasyonlarla simantasyonu için tercih edilmesine nedendir. Bu simanlar dual polimerize elde edilir ve dentine bağlanmada etkili bir şekilde kullanılabilir (Türk, vd., 2014; Erdem, vd., 2014; Ebeid, vd., 2018a).

Geleneksel bis-GMA rezin simanlara adeziv bağlanmayı iyileştirmek için, hem diş yapısına hem de restorasyona kimyasal bağlanmayı sağlayacak yapışkan monomerler eklenmiştir. Bu monomerler; akrilik veya diakrilat monomerler, 10-metakriloiloksidesil dihidrojen fosfat (MDP), bir karboksilik monomer, 4-

metakriloksietil trimellitik anhidrit (4-META) monomeridir (Ladha ve Verma, 2010; Türk, vd., 2014).

MDP monomeri içeren self adeziv rezin kompozit simanların kullanımı kolaydır, diğer simanlarla karşılaştırıldığında daha yüksek estetik özellikleri ve daha dayanıklı bağlanma dayanımı gösterirler. Asidik metakrilatlar ve MDP monomerleri, zirkonya yüzeyi ile doğrudan etkileşim yoluyla yapışma sağlar. Her iki bifonksiyonel monomerin fosfat ester grubu, zirkonya yüzey oksitlerine kimyasal olarak bağlanabilirken, metakrilat grubu bir monomer matriksi olarak görev yapar ve polimerizasyondan sorumludur (Atsu, vd., 2006; Ladha ve Verma, 2010; Türk, vd., 2014; Ebeid, vd., 2018a).

MDP monomerinin, özellikle aluminyum oksit ile kumlama ve tribokimyasal silika kaplama ile kullanıldığında zirkonya seramiklerinin bağlanma dayanımını arttırdığı bilinmektedir. Asidik monomerler, silan bağlama maddelerini hidrolize eder ve kimyasal bağlanma için gerekli olan siloksan bağlarını sağlar. MDP asidik bir monomerdir ve silan maddelerle polisiloksan bağlanmayı sağlar, bu da zirkonya ve rezin siman arasında artan bağlanma dayanımı ile sonuçlanır (Ebeid, vd., 2018a; Tanış, vd., 2018).

2.6. In-Vitro Bağlanma Dayanımı Testleri:

Bağlanma dayanımı testi, iki materyal arasındaki bağlanmayı kırmak için gereken kuvvetini ölçmek için tasarlanan bir mekanik test olarak tanımlanmaktadır (Jin, vd., 2016).

Bir restorasyonun uzun ömürlü olması adezyon kabiliyeti ile belirlenir ve bu da daha sonra bağlanma dayanımı testi ile ölçülebilir. İdeal bir bağlanma dayanımı testi net, klinik olarak güvenilir ve düşük teknik hassasiyette olmalıdır. Bu nispeten basit ve pahalı olmayan test protokollerinin kullanımını gerektirmektedir (Tekçe 2013; Sirisha, vd., 2014).

Adeziv materyallerin bağlanma etkinliğini değerlendirmek için farklı metodlar kullanılabilir. Bağlanma dayanımı makro veya mikro test yöntemleri ile ölçülebilir. Yöntem saptanması bağlanma bölgesinin çapı ile bağlıdır. Makro bağlanma dayanımı, 3 mm'den büyük yüzeylerin yapıştırılmasında kullanılan bir yöntemdir.

Kesme (SBS), çekme (TBS), ya da kırma testleri bağlanma dayanımını belirlemek için sıklıkla kullanılan test yöntemleridir (Sirisha, vd., 2014; Tekçe ve Demirci 2015).

2.6.1. Kesme (Makaslama) Bağlanma Dayanımı Testi:

Makaslama bağlanma dayanımı testi, iki malzemenin bir yapışkan madde ile bağlandığı ve ayrılma oluşana kadar kesme yükü uygulanan bir test olarak bilinmektedir (Sirisha, vd., 2014). Geleneksel Bağlanma dayanımı testlerde, kuvvetin uygulanan aletleri (Kesme bıçağı, keski, metalik bant veya tel halka) kullanarak makaslama kuvveti uygulanabilmektedir (Jin, vd., 2016).

Bağlanma dayanımı testlerde, cihazın uçları yüklemeyi yaparken genelde 1.0 mm/dk sabit hızda uygulanmaktadır. ISO standardına göre (International Organization For Standardization, ISO/TS 11405, 2003), makaslama dayanımındaki yükle birlikte uygulanan hızın 0,45 ile 1,05 mm/dk arasında olması gerektiği belirtilmiştir. Bazı çalışmalarda, 0,5 mm/dk ile 5,0 mm/dk arasında değişen farklı hızların kullanabileceği ifade edilmiştir (Hara, vd., 2001; Jin, vd., 2016).

Uygulanan kesme kuvveti birimi N (Newton) ve bağlanma alanı mm² cinsindedir. Maksimum uygulanan kuvvet bağlanma alanına bölerek hesaplanır ve birimi MPa olarak ifade edilmektedir (Jin, vd., 2016).

Bağlanma arayüzündeki stres dağılımındaki farklılıklar nedeniyle ortalama stres altında gözlenen bağlanma dayanımının geçerliliğinin sorgulanabilir olduğu bildirilmiştir. Günümüzde, mikroshear ve mikrogerilim bağlanma dayanımı testleri, materyallerin bağlanma performansını geliştirmek için yaygın olarak kullanılmaktadır (Tekçe ve Demirci, 2015).

Mikro bağlanma dayanımı, 3 mm veya daha az bağlanma yüzeyleri için kullanılan bir yöntemdir (Sirisha, vd., 2014).

2.7. Bağlanma Dayanımında Kullanılan Yaşlandırma Yöntemleri:

Ağız ortamında dental materyallerin performansına yakın sonuçları elde etmek amacıyla, laboratuvar test düzeneğine, materyalin ağızda maruz olacağı koşulların yansıtılması gerekmektedir (Frankenberger, vd., 2005).

Zirkonya materyallerinde, yaşlandırma yöntemleri deneysel olarak çoğunlukla nemli atmosferde veya su içinde yapılabilmektedir (Perdigão, vd., 2013).

Dental alanlarda, kimyasal ve boyutsal stabilite, yüksek mekanik direnci ve kırılma dayanıklılığı elde etmek için genellikle zirkonyaya % 3 mol yttrium (3Y-TZP) eklenir. Bazı çalışmalarda, Y-TZP zirkonya seramiklerinde en büyük dezavantaj olarak düşük sıcaklık bozulmasına karşı çok hassas olduğu rapor edilmiştir. Zirkonyanın yaşlandırması, deneysel olarak çoğunlukla nemli atmosferde veya suda yapılı ve tetragonal stabilize edilmiş ZrO_2 'nin nemli bir ortamda 100-400°C sıcaklık aralığında kendiliğinden tetragonal fazdan monoklinik faza dönüştüğü bildirilmiştir.(Munoz-Saldana, vd., 2003; Perdigão, vd., 2013; Limsamai, vd., 2019)

Düşük sıcaklıkta bozulma (LTD) birkaç 3Y-TZP bazlı biyomateryal ile ilişkilendirilmiştir. Ancak laboratuvarında simülasyonu zordur . Düşük sıcaklıkta bozulma (LTD) işlemleri, (200-300)°C sıcaklıkta su ile artırılır (Perdigão, vd., 2013; Limsamai, vd., 2019). Bu nedenle, in vitro hidrotermal hızlandırılmış yaşlandırma testi buhar ve basınç kullanılarak geliştirilmiştir. ISO standardı 13356'na göre, yaşlandırma işlemi yapabilmek için YTZP örnekleri uygun bir otoklav cihazı kullanarak ve 5sa süreyle 0,2 MPa basınç altında (134)°C'de buhara maruz bırakılmaktadır (Perdigão, vd., 2013; Sehgal, vd., 2016).

2.8. Atomik Kuvvet Mikroskobu (Atomic Force Microscope) İncelemeleri:

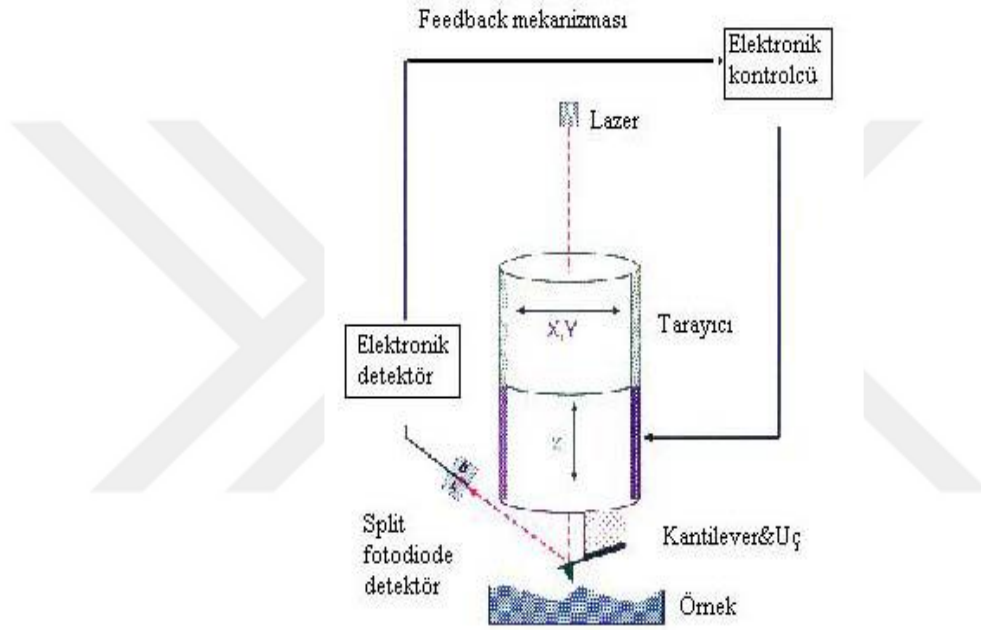
Taramalı mikroskopların farklı bir formu olan AFM 1986 yılında ilk olarak Binnig ve ark tarafından geliştirilmiştir. AFM, malzemelerin yüzey özelliklerini incelemek için kullanılan bir tekniktir (Binnig, vd., 1986; Kowalski, vd., 2003).

Materyallerin boyutu, morfolojisi, yüzey dokusu, adezyon, esneklik, sertlik ve pürüzlülük gibi birçok fiziksel özellikleri ile ilgili bilgileri sunmaktadır. Aynı taramada 1 nm'den 8 µm'ye kadar geniş bir partikül boyutu aralığı karakterize edilebilir. AFM, hem hava hem de sıvı ortamlarda yüzey özelliklerinin üç boyutlu görüntülerini oluşturabilmektedir (Farré ve Barceló, 2012).

AFM cihazında uç esnek bir kantilever üzerine yerleştirmektedir ve ucun hareketi, bir feedback mekanizması ve piezoelektrik tarayıcılarla kontrol edilmektedir. Kantilever-uç parçasının arkasında bulunan lazer ışını kantilever yüzeyini split fotodiyot detektörü üzerine yansıtır. Bu da küçük kantilever defleksiyonunu tespit etmektedir (Kowalski, vd., 2003). AFM'de iğne-yay sistemi, örnek yüzeyinde piezoelektriğin hareketi sayesinde tarama yapar. Tarama, piezoelektrik malzemeye sağlanan voltaj nedeniyle gerçekleşir (Hembacher, vd.,

2003). Geri besleme mekanizması, ayar noktası sapmasını muhafaza etmek için tarayıcıyı (Z) ekseninde hareket ettirerek uç ve örnek ayırımını sabit tutar (Kowalski, vd., 2003) (Şekil 2.2).

Bu sistemde tarama yapabilmek için örnek ya da uç hareket ettirilmelidir. Uç ile örnek ayırımının sabit tutularak ve Hooke kanunun kullanılarak uç ve örnek arasındaki kuvvet hesaplanmaktadır. Tarayıcının (Z) eksenindeki hareket mesafesi bilgisayar içinde kaydedilir ve (X-Y) düzlemine göre örnek yüzeyinin topografik görüntüsü sağlanmaktadır (Lapshin, 2004; Kyeyune, 2017).



Şekil 2.2. AFM çalışma prensibi (Kowalski, 2003)

AFM tipik olarak üç farklı modlarda çalışır: (a) temas modu, (b) temassız mod ve (c) Yarı-Temas (tapping) modu. Temas modunda, Kantilever-uç bileşenin örneğin yüzeyiyle sürekli temas halindedir. Temassız modunda, Kantilever-uç parçasının, uç ile örnek arasında etkili olan yüzey kuvvetlerini tespit etmek için örnek yüzeyinin yaklaşık 5-15 nm üzerinde salınım yapar. Tapping (intermittent) modunda, Uç tarama sırasında aralıklı olarak yüzeye temas eder ve tipik olarak 100–200 nm genliklerde salınım yapar. Salınım frekansları havada 50–500 kHz ve sıvılarda yaklaşık 10 kHz'dir (Kowalski, vd., 2003; Baykara ve Schwarz, 2017).

3. MATERYAL VE METOT

Çalışmada farklı yüzey işlemlerinin zirkonyum oksit alt yapılarla rezin siman arasındaki makaslama bağlanma dayanıklılığına ve yüzey pürüzlülüğüne etkisini incelemek amaçlanmıştır.

Çalışmada modifiye yüzey işlemlerinin alt yapı seramiği ile rezin siman arasındaki makaslama bağlanma dayanıklılığına etkileri sinterleme öncesi ve sonrası olarak değerlendirildi.

3.1. Çalışmada Kullanılan Cihazlar ve Materyaller:

Bu çalışmada kullanılan materyaller Tablo 3.1'de ve cihazlar Tablo 3.2'de verilmektedir.

Tablo 3.1. Çalışmada Kullanılan Materyaller

Materyal	Materyal İçeriği	Üretici Firma
ICE Zirkon Translucent	ZrO ₂ , Y ₂ O ₃ , Al ₂ O ₃ , Na ₂ O	(Zirkonzahn, GmbH, Bruneck, İtalya)
Panavia SA Cement Plus Automix	MDP, Bis-GMA, TEGDMA, HEMA, silica, sodium fluoride, Peroxide, Accelerators, Catalysts, Pigments.	(Kuraray, Kurashiki, Okayama, Japonya)
Korox,	110 µm'lik alüminyum oksit kumu	(Bego, Bremen, Almanya)
CoJet Sand	Silika partikülleriyle modifiye edilmiş 30 µm'lik boyutunda Al ₂ O ₃	(3M ESPE AG, Seefeld, Almanya)
Porselen Etch	% 9,5 Hidroflorik Asit	(Bisco, Schaumburg, ABD)
Monobond Plus	MDP, Ethanol, Sulphide methacrylated, 3-(trimethoxysilyl)propyl methacrylate	(Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein)
Akrilik rezin	İntegra soğuk tamir akriliği	(Bg-Dental grup, Ankara, Türkiye)

HEMA: hydroxyethyl methacrylate, **MDP:** 10-methacryloyloxydecyl dihydrogen phosphate, **Bis-GMA:** bisphenol A-glycidyl methacrylate, ve **TEGDMA:** triethylene glycol dimethacrylate.

Tablo 3.2. Çalışmada Kullanılan Cihazlar

Cihaz	Model	Kullanım Amacı
Elmas kesme cihazı	Isomet 1000, Buehler lake Bluff, IL, ABD	Örnek hazırlanması/blokların kesilmesi
Kumlama cihazı	Mikrotek dental- MKK-975, Türkiye	Örnek yüzeylerinin kumlama işlemi
Cojet kumlama cihazı	Cojet System, 3M ESPE, Almanya	Örnek yüzeylerinin kumlama işlemi
Sinterleme fırını	Zirkonofen 600/V2, GmbH, Bruneck İtalya	Sinterleme İşleme
Otoklav cihazı	Trans – Getinge, İsveç	Hidrotermal Yaşlandırma
Universal test cihazı (Instron)	Lloyd Instrument LRX, İngiltere	Zirkonya -veneer porselen bağlantısı/ kesme (shear) testi
Atomik kuvvet mikroskobu	NT-MDT - Solver Next, Rusya	Örnek yüzeylerinin incelenmesi
Dijital kumpas	Mitutoyo, Japonya	Örnek kalınlıklarının ölçülmesi
LED ışıklı polimerizasyon cihazı.	Elipar S10, 3M ESPE AG, Seefeld, Almanya	Polimerizasyon işlemi.
Ultrasonik temizleme cihazı	IsoLab Ultrasonic Cleaner. Almanya	Örneklerin temizlenmesi
Silikon karbid zımparalar	Nikon, Türkiye	Örnek yüzeylerinin tesviyesi

3.2. Zirkonyum Oksit Örneklerin Hazırlanması:

Örnek sayısı hesaplamaları NC and PA 2000 programı kullanılarak yapıldı. Yapılan istatistiksel power analizi sonucuna göre; çalışmada zirkonya örneklerde pürüzlendirme işlemlerini değerlendiren çalışmalarda puan ortalaması $17,2 \pm 3,6$ alınarak, %80 örnek gücü, %5 hata payı ile her bir alt grup için 10 örnek yapılmasına karar verildi.

Bu çalışmada kullanılan zirkonya örnekler 3Y-TZP zirkonyum oksit bloklardan (ICE Zirkon Translucent, Zirkonzahn GmbH Bruneck, İtalya) (Şekil 3.1) elde edildi.



Şekil 3.1: Zirkonzahn zirkonyum oksit blok

Bu çalışmada kullanılan ICE Zirkon Translucent alt yapının bileşenleri Tablo 3.3'te ve özellikleri Tablo 3.4'te verilmektedir.

Tablo 3.3. ICE Zirkon Translucent Alt Yapının İçeriği:

ICE Zirkon İçeriği	Oranı
ZrO_2	Ana bileşen
Y_2O_3	4 – 6 %
Al_2O_3	< 1 %
SiO_2	Max. 0.02 %
Fe_2O_3	Max. 0.01 %
Na_2O	Max. 0.04 %

Tablo 3.4. ICE Zirkon Translucent Alt Yapının Özellikleri:

ICE Zirkon Translucent Blok Alt Yapının Özellikleri	
Yoğunluk	~ 6,0 g/cm ³
Bükülme dayanıklılığı	1200-1400 MPa
Sertlik	1250 HV10
Sinterleme derecesi	1500°C
Weibull modülü	15
Termal genleşme katsayısı	10.10 ⁻⁶ K

Zirkonyum oksit bloktan, 8x8x2,5 mm boyutlarında 120 adet örnek, Ondokuz Mayıs Üniversitesi, Diş Hekimliği Fakültesi Araştırma Laboratuvarında, Isomet hassas kesme cihazında (Low Speed Saw, Buehler lake Bluff, IL ABD) özel elmas disk (Diamond Wafering Blade Series 15 HC Diamond No. 114244, IL ABD) kullanılarak su soğutması altında kesilerek hazırlandı (Şekil 3.2). Zirkonyum oksit örneklerin kesilmesi sırasında, elmas bıçağın dönme hızı 200 rpm'ye sabitlendi (Şekil 3.3).



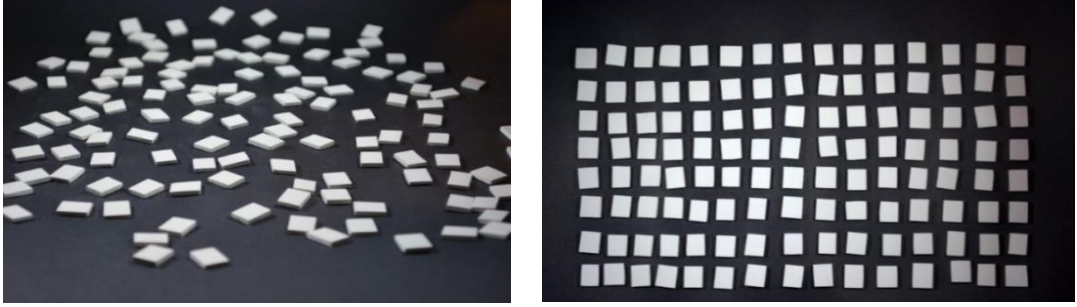
Şekil 3.2: Isomet kesme cihazı



Şekil 3.3: Zirkonyum oksit blok kesilmesi

Örneklere yüzey işlemleri uygulanmadan önce (Şekil 3.4) standart bir yüzey elde etmek için, zirkonyum oksit örnekler sırasıyla 600 grit, 800 grit, 1000 grit ve 1200 grit

silikon karbid (Nikon, Türkiye) zımparalarla tesviye edildi. Örneklerin son boyutları 8x8x2 mm olarak dijital kumpas (Mitutoyo, Tokyo, Japonya) ile ölçüldü (Şekil 3.5).



Şekil 3.4: Zirkonya örnekler



Şekil 3.5: Örneklerin son boyutları

Tesviye yapılan örnekler ultrasonik temizleme cihazında (Şekil 3.6 A) (IsoLab Ultrasonic Cleaner, Laborgeraete GmbH, Almanya) distile suda 15dk bekletilip (Şekil 3.6 B), hava spreyi ile kurutuldu.



Şekil 3.6 (A): Ultrasonik temizleme cihazı



Şekil 3.6 (B): Örnekler temizlenirken

Ön çalışma sonucunda, sinterleme öncesi ve sonrası uygulanacak yüzey işlemlerine göre örnekler toplam olarak 12 gruba ayrıldı. Çalışmada zirkonyum oksit alt yapı örneklerine uygulanacak yüzey işlemleri ve Grup kodları Tablo 3.5'te görülmektedir.

Tablo 3.5 Zirkonyum oksit örneklere uygulanan yüzey işlemleri ve grup kodları

Sinterleme öncesi yüzey işlemleri	N	Sinterleme	n	Sinterleme sonrası uygulanan yüzey işlemleri	Gruplar
Kontrol (İşlem yok) (C)	20		10	İşlem yok	C
			10	İşlem yok	CS
0,2 MPa basınçla 110 µm'luk Al ₂ O ₃ (K1)	20		10	İşlem yok	K1
			10	K1	K1S
0,4 MPa basınçla 110 µm'luk Al ₂ O ₃ (K2)	20		10	İşlem yok	K2
			10	K2	K2S
30 µm'lik Cojet Kumu (T)	20		10	İşlem yok	T
			10	T	TS
% 9,5HF (30 dk) (A1)	20		10	İşlem yok	A1
			10	A1	A1S
% 9,5HF (60 dk) (A2)	20		10	İşlem yok	A2
		10	A2	A2S	

3.3. Zirkonyum Oksit Örneklerin Sinterleme Öncesinde Yüzey İşlemlerinin Uygulanması:

Zirkonyum oksit alt yapı örnekleri (n=120) sinterleme işleminden önce 6 farklı yüzey işlemi uygulanması amacı ile 6 alt gruba ayrıldı:

Grup C : Kontrol grubu , hiç bir işlem uygulanmadı.

Grup K1: Örnekler, 110 μm 'lik alüminyum oksit kumu ile (Korox, Bego, Bremen, Almanya) (Şekil 3.7) kumlama cihazı (Mikrotek Dental, MKK-975, Ankara, Türkiye) (Şekil 3.8) kullanılarak **0,2 MPa** basınç altında, 90° açıyla, 10 mm mesafeden, 15 s süreyle kumlandılar.

Grup K2: Örnekler 110 μm 'lik alüminyum oksit kumu ile **0,4 MPa** basınç altında, 90° açıyla, 10 mm mesafeden, 15 s süreyle kumlandılar.

Örneklerin yüzeylerinde herhangi bir artık kalmaması amacıyla örnekler ultrasonik temizleme cihazında (IsoLab Ultrasonic Cleaner, Laborgeraete GmbH, Almanya) distile suda 15 dk bekletilip, hava spreyi ile kurutuldu.



Şekil 3.7: 110 μm 'luk alüminyum oksit kumu



Şekil 3.8: Kumlama cihazı

Grup T: Tribokimyasal silika kaplama grubu. Bu gruptaki örneklere, 30 µm'lik boyutta silika ile modifiye edilmiş alüminyum oksit kumu kullanılarak (Cojet Sand, 3M ESPE AG, Seefeld, Almanya) (Şekil 3.9) tribokimyasal silika kaplama işlemi uygulandı. Ağız içi kumlama cihazı (Cojet System, 3M ESPE AG, Seefeld, Almanya) (Şekil 3.10) kullanılarak 0,28 MPa basınçla, yüzeye 10 mm mesafeden, 15s boyunca bu işlem yapıldı.

Bu işlemlerden sonra örneklerin yüzeylerine silan ajanı (Monobond Plus, Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein) bir fırça kullanarak ince bir tabaka şeklinde uygulandı. (Şekil 3.11)



Şekil 3.9: Cojet kumu



Şekil 3.10: Ağız içi kumlama cihazı

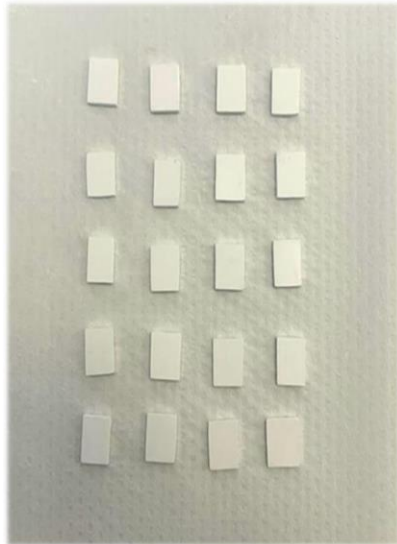


Şekil 3.11: Silan ajanı

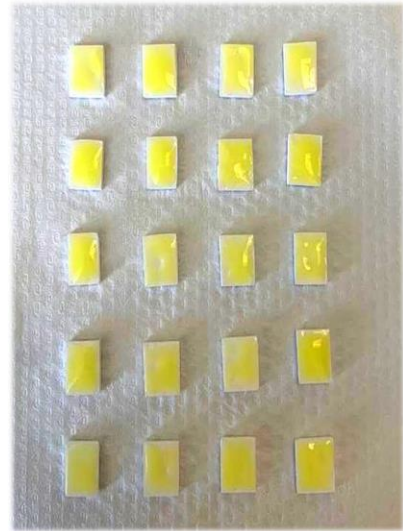
Grup A1: Bu gruptaki örneklere %9,5'luk hidroflorik asit jeli (BISCO, Schaumburg, ABD) (Şekil 3.12) kullanılarak 25°C de, **30dk** süre ile asitle pürüzlendirme işlemleri yapıldı (Şekil 3.13 A,B). Hidroflorik asit jeli örneklerin yüzeylerinden temizlemek için 20s su ile durulandı ve daha sonra yağsız hava ile kurutuldu.



Şekil 3.12: % 9,5'luk hidroflorik asit jeli



Şekil 3.13 (A): Uygulamadan önce



Şekil 3.13 (B): 30dk. Hidroflorik asit uygulaması sonrası

Grup A2: Bu gruptaki örneklere, 25° C de, **60dk** süre ile % 9,5'luk hidroflorik asit jeli kullanılarak asitle pürüzlendirme işlemleri yapıldı.

Hidroflorik asit jeli örneklerin yüzeylerinden temizlemek için 20s su ile durulandı ve daha sonra yağsız hava ile kurutuldu. (Şekil 3.14)



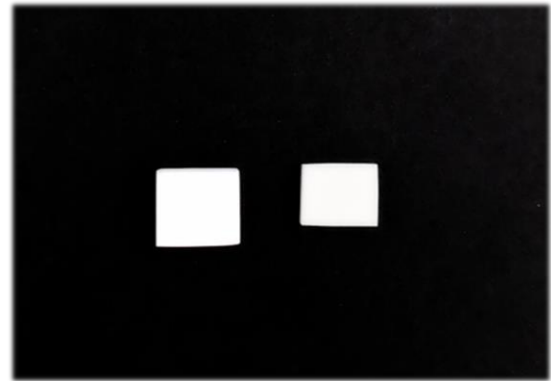
Şekil 3.14 : Örneklerin yüzeylerinin durulanması

3.4. Zirkonyum Oksit Örneklerin Sinterlenmesi:

Örneklerin etrafındaki pürüzler düzeltildikten sonra örnekler üretici firmanın talimatlarına göre sinterleme fırını kullanarak (Zirkonofen 600/V2, Zirkonzahn, Bruneck, İtalya) 1500°C de 8sa süre ile sinterize elde edildi (Şekil 3.15. A). Sinterleme işlemi sonrasında örnekler yaklaşık %20-25 oranında boyutsal değişiklik gösterdiler. Örneklerin son boyutları ($6,25\pm0,2 \times 6,25\pm0,2 \times 1,5\pm0,2$ mm) olarak kaydedildi (Şekil 3.15. B,C)



Şekil 3.15 (A): Sinterleme fırını.



Şekil 3.15 (B): Boyutsal değişiklikler



Şekil 3.15 (C): Öneklerin son boyutları

3.5. Zirkonyum Oksit Örneklerle Sinterleme Sonrasında Yüzey İşlemlerinin Uygulanması:

Sinterleme işlemi yapıldıktan sonra her yüzey işlemi grubundaki örnekler ikiye ayrıldı ve birinci gruplara hiç bir yüzey işlemi uygulanmazken, ikinci gruplara sinterleme öncesinde uygulanan yüzey işlemleri tekrar aynı yöntemlerle uygulandı.

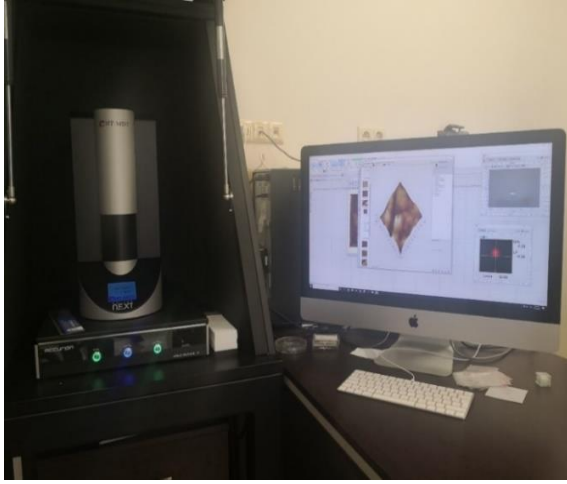
3.6. Örnek Yüzeylerinin AFM Cihazı ile İncelenmesi:

Yüzey işlemlerinin uygulanmasından sonra her gruptan tüm örneklerin yüzeyleri Karadeniz İleri Teknoloji Araştırma ve Uygulama Merkezi'nde bulunan AFM cihazı ile (NT-MDT - Solver Next, Moskova, Rusya) özel bir analiz programı (Nova PX data processing software) kullanılarak incelendi (Şekil 3.16. A.B).

AFM analizi, farklı yüzey işlemleri sonucunda zirkonya örneklerin yüzeylerde oluşan morfolojik değişiklikleri tespit etmek için ve aynı zamanda yüzey pürüzlülüğünü ölçmek için yapıldı.

AFM analizi temas modunda altın katkılı bir silikon tarayıcı ucu (CSG10_Ed, N-tipi, 0.01-0.025 Ohm-cm) kullanılarak gerçekleştirildi.

Her gruptan tüm örneklere pürüzlülük analizi (Ra) yapıldı. Örneklerin yüzeylerindeki ölçümler üç farklı noktadan yapıldı, üç boyutlu AFM görüntüleri elde edildi ve ortalama değerleri “nm” cinsinden hesaplandı.



Şekil 3.16 (A): AFM cihazı ve kullanılan analiz programı



Şekil 3.16 (B): AFM cihazı

3.7. Self-Adeziv Rezin Siman Uygulaması:

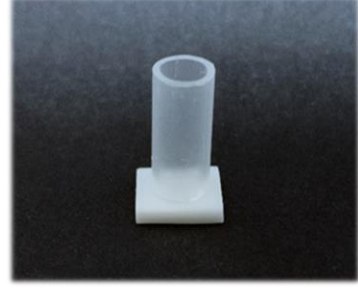
Örneklerin yüzeylerine pürüzlendirme işlemlerinin uygulanmasından sonra 3mm çapında ve 3mm yüksekliğinde özel olarak hazırlanan plastik kalıplar kullanılarak otomatik olarak karıştırma işlemi yapan PANA VIA SA Cement Plus Automix rezin siman (Kuraray, Kurashiki, Okayama, Japonya) (şekil 3.17 A), karıştırma ucu ile plastik halkanın içerisine uygulandı. Daha sonra her yönden 20s süre ile ışık cihazı (Elipar S10, 3M ESPE AG, Seefeld, Almanya) (Şekil 3.17 D) kullanılarak polimerize edildi (Şekil 3.18 A,B,C).



Şekil 3.17. (A): PANAVIA SA Cement Plus Automix Rezin Siman



Şekil 3.17 (B): Plastik kalıplar



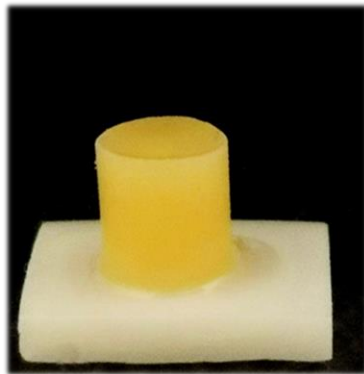
Şekil 3.17 (c): Plastik kalıbın örnek üstünde ayarlaması



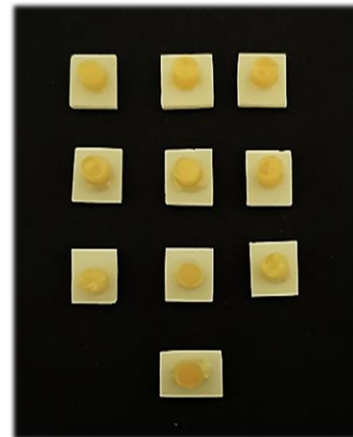
Şekil 3.17 (D): Işık cihazı



Şekil 3.18 (A): Rezin siman uygulamadan önce



Şekil 3.18 (B): Rezin siman uyguladıktan sonra



Şekil 3.18 (C): Rezin siman uygulanan örnekler

3.8. Örneklerin Yaşlandırılması:

Yüzey işlemleri uygulanan tüm örnekler yaşlandırma işlemi için ISO 13356:2008 standardına uygun olarak 5sa süre ile 134°C sıcaklıkta ve 0,2 MPa basınç altında otoklavda (Trans, Getinge, İsveç) (şekil 3.19 A,B) bekletildi.

Önceki çalışmalara göre, 1sa otoklavda yaşlandırma, 3-4 yıllık gerçek yaşlanmaya eşdeğerdir. Bu nedenle, çalışmada 1sa otoklav cihazında yaşlandırma işlemi yapıldı (Chevalier, vd., 1999; Kim, vd., 2010; Limsamai, vd., 2019).



Şekil 3.19 (A): Otoklav cihazı



Şekil 3.19 (B): Otoklav cihaza girmeden örneklerin paketlenmesi

3.9. Zirkonya Örneklerin Akrilik Rezine Gömülmesi:

Hazırlanan örneklerin yüzeylerine resin simanın uygulanabilmesi ve makaslama bağlanma testinin yapılabilmesi için, (ZrO₂) alt yapı örnekleri yüzey pürüzlülüğü değerlendirilmesi yapıldıktan sonra 3cm çapında ve 3cm yüksekliğinde hazırlanan silindirik şekilde otopolimerize akrilik resin blokların üst yüzeylerine (İntegra soğuk tamir akriliği, Bg-Dental grup, Ankara, Türkiye) (Şekil 3.20 A) yerleştirildi.

Akrilik resin kalıplarının boyutları, kesme testinin yapılacağı Universal test cihazının (Lloyd-LRX; Lloyd Instruments, Fareham, UK) tutucu parçası ile uyumlu bir şekilde hazırlandı (Şekil 3.20 B, C).



Şekil 3.20 (A): İntegra soğuk tamir akriliği



Şekil 3.20 (B): Akrilik resin kalıplar



Şekil 3.20 (C): Akrilik resin bloklara yerleştirilen örnekler

3.10. Makaslama Bağlanma Testi (SBS) Ölçülmesi:

Makaslama bağlanma testi Ondokuz Mayıs Üniversitesi Diş Hekimliği Fakóltesi Araştırma Laboratuvarında bulunan Universal test cihazı (Lloyd- LRX; Lloyd Inst., Fareham, İngiltere) kullanılarak, başlık hızı 1mm/dk olacak şekilde yapıldı (şekil 3.21 A,B).

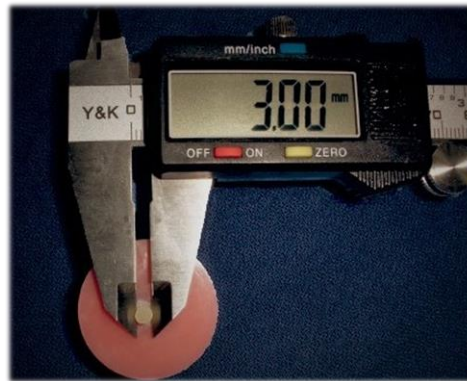
Rezin siman alt yapıdan ayrılıncaya dek yüklemeye devam edildi. Kırılma değerleri Newton (N) olarak kayıt edildi (şekil 3.22) ve bağlantı alanına (mm²) bölünerek MPa cinsinden hesaplandı.

$$\text{Makaslama bağlanma dayanımı (MPa)} = \text{Yük (N)} / \text{Alan (mm}^2\text{)}$$



şekil 3. 21 (A): Üniversal Test Cihazı

şekil 3.21 (B): Üniversal Test Cihazı



şekil 3.22: Kompozit çapının ölçülmesi

3.11. İSTATİSTİKSEL YÖNTEM

Veriler (IBM SPSS V23, SPSS Inc., Chicago, IL, USA) programı kullanılarak analiz edildi. Normal dağılıma uygunluk Shapiro Wilk ile incelendi. Normal dağılım gösteren bağımsız verilerin karşılaştırılmasında Tek Yönlü Varyans Analizi, bağımlı verilerin karşılaştırılmasında ise bağımlı örnekler t- testi kullanıldı. Normal dağılıma uyan veriler ortalama \pm standart sapma şeklinde sunuldu. Değişkenler arasındaki ilişki Pearson Korelasyon Analizi ile incelendi. Anlamlılık düzeyi $p < 0,05$ olarak alındı.



4. BULGULAR

4.1. Makaslama Testi Sonuçları

Sinterlemeden önce yüzey işlemleri yapılan grupların ortalama makaslama bağlanma dayanıklılığı ve grup içi karşılaştırılması tablo 4.1’de verilmiştir.

Tablo 4.1 Sinterleme öncesinde yüzey işlemi uygulanıp sinterlenen grupların ortalama makaslama bağlanma dayanımı değerleri

Gruplar	Ortalama makaslama bağlanma dayanımı (MPa)	P	Test istatistiği
Grup C	0,596 ± 0,165 ^a		
Grup K1	1,754 ± 0,582 ^{bc}		
Grup K2	2,33 ± 0,748 ^c		
Grup T	2,42 ± 0,827 ^c	<0,001	F=23,380
Grup A1	1,29 ± 0,464 ^b		
Grup A2	1,64 ± 0,398 ^{bc}		
Toplam	1,672 ± 0,832		

F: Tek yönlü varyans analizi test istatistiği t: Bağımlı örnekler t testi test

Küçük harfler grub içi farklılığı göstermektedir, aynı harfli gruplarda istatistiksel fark yoktur.

Sinterleme öncesi yüzey işlemi uygulanmış ve sinterlenmiş grupların makaslama bağlanma dayanım değerleri farklılık göstermektedir ($p<0,001$). Grup içi karşılaştırma sonuçları Tablo 4.1 verilmiştir. En yüksek makaslama bağlanma dayanımı değeri Grup T’de ($2,42 \pm 0,827$ MPa), en düşük makaslama bağlanma dayanım değeri ise Grup C’de ($0,596 \pm 0,165$ MPa) görülmüştür.

Sinterleme sonrasında tekrarlanan yüzey işlemleri uygulanan grupların ortalama makaslama bağlanma dayanım değerleri ve grup içi karşılaştırılma sonuçları Tablo 4.2’de verilmiştir.

Tablo 4.2 Sinterleme sonrasında ikinci kez yüzey işlemleri uygulanan grupların ortalama makaslama bağlanma dayanımı değerleri

Gruplar	Ortalama makaslama bağlanma dayanımı (MPa)	P	Test istatistiği
Grup CS	0,644 ± 0,259 ^a		
Grup K1S	2,806 ± 0,781 ^b		
Grup K2S	3,045 ± 0,716 ^b	<0,001	F=38,647
Grup TS	4,123 ± 0,768 ^c		
Grup A1S	1,564 ± 0,488 ^d		
Grup A2S	2,241 ± 0,516 ^d		
Toplam	2,404 ± 1,263		

F: Tek yönlü varyans analizi test istatistiği t: Bağımlı örnekler t testi test

Küçük harfler grub içi farklılığı göstermektedir, aynı harflü gruplarda istatistiksel fark yoktur.

Sinterleme sonrası ikinci kez yüzey işlemleri uygulanan grupların ortalama makaslama bağlanma dayanımı değerleri incelendiğinde Grup CS'nin diğer gruplara göre daha düşük bağlanma dayanımı gösterdiği (0,644 ± 0,259) ve sinterleme öncesindeki sonuçlara benzer olarak en yüksek bağlanma değeri tribokimyasal yöntem uygulanan Grup TS'te (4,123 ± 0,768) elde edilmiştir. Bütün gruplar kontrol gruptan daha yüksek dayanım değerleri göstermiştir. Grup K1S ile grup K2S arasında ve Grup A1S ve A2S arasında da fark bulunmamıştır.

Sinterleme öncesi yüzey işlemleri yapıp sinterlenen gruplar ile sinterleme sonrası tekrar yüzey işlemleri yapılan grupların karşılaştırma sonuçları Tablo 4.3'te verilmiştir.

Tablo 4.3 Yalnızca sinterleme öncesi yüzey işlemi yapılan ve sinterlenen gruplar ile sinterleme sonrasında ikinci kez yüzey işlemi yapılan grupların makaslama bağlanma dayanımı değerleri açısından karşılaştırılması

Gruplar	Test istatistiği	P
Grup C - Grup CS	t=-0,668	0,521
Grup K1 - Grup K1S	t=-5,956	<0,001
Grup K2 - Grup K2S	t=-2,949	0,016
Grup T - Grup TS	t=-4,472	0,002
Grup A1 - Grup A1S	t=-1,040	0,326
Grup A2 - Grup A2S	t=-4,112	0,003
Toplam	t=-6,342	<0,001

Aralarında fark olanlar koyu yazılmıştır

Sinterleme öncesi yüzey işlemi yapıp sinterlenen ve sinterleme sonrasında tekrar yüzey işlemi yapılan gruplar karşılaştırıldığında kontrol grupları (Grup C ve CS) arasında ve 30 dk asit uygulanan gruplar arasında (Grup A1 ve A1S) fark bulunmamıştır ($p>0,05$).

Grup K1-ile Grup K1S arasında istatistiksel fark bulunmuştur ($p<0,001$). Sinterleme öncesi yüzey işlemi uygulanan ve sinterlenen grubun ortalama makaslama bağlanma dayanım değeri 1,754 MPa iken, Sinterleme sonrası tekrar yüzey işlemi uygulanan grupta bu değer 2,806 MPa olarak elde edilmiştir.

Grup K2 ve -Grup K2S arasında fark bulunmamıştır ($p=0,016$).

Grup T ve Grup TS karşılaştırıldığında gruplar arasında istatistiksel fark bulunmuştur($p=0,002$).

Aynı şekilde Grup A2 ve A2S arasında da anlamlı fark bulunmuştur($p=0,003$).

Sinterleme öncesinde yüzey işlemi yapılan ve sonra sinterlenen gruplar ile sinterleme sonrasında tekrar yüzey işlemi yapılan gruplar arasında fark olduğu ve sinterleme sonrasında bağlanma dayanım değerlerinin daha yüksek olduğu görülmüştür ($p<0,001$).

4.2. Yüzey Pürüzlülük Ölçüm Sonuçları

Sinterlemeden önce tüm örneklerin yüzey pürüzlülük değerleri AFM’de ölçüldü. Sinterleme sonrasında her bir yüzey işlemindeki örnekler iki gruba ayrıldı. Birinci gruptaki örneklerin yüzey pürüzlülükleri tekrar ölçüldü. İkinci gruptaki örnekler önce yüzey işlemleri tekrar uygulandı ve ardından yüzey pürüzlülükleri ölçüldü.

Sinterlemeden önce yüzey işlemleri yapılan grupların ortalama yüzey pürüzlülük değerleri ve grup içi karşılaştırılması Tablo 4.4’te verilmiştir.

Tablo 4.4 Sinterleme öncesinde yüzey işlemi uygulanıp sinterlenen grupların ortalama yüzey pürüzlülük değerleri

Gruplar	Ortalama yüzey pürüzlülük değerleri (nm)	P	Test istatistiği
Grup C	62,9 ± 12,7 ^a		
Grup K1	96,6 ± 10,1 ^{bc}		
Grup K2	118,4 ± 13,6 ^d		
Grup T	104,8 ± 22,3 ^{cd}	<0,001	F=17,706
Grup A1	78,1 ± 12,5 ^{ae}		
Grup A2	85,8 ± 15 ^{ce}		
Toplam	91,1 ± 23,1		

F: Tek yönlü varyans analizi test istatistiği t: Bağımlı örnekler t testi
Küçük harfler grup içi farklılığı göstermektedir, aynı harflı gruplarda istatistiksel fark yoktur.

Sinterlemeden önce yüzey işlemleri yapılmış ve sinterlenmiş gruplar yüzey pürüzlülük değerleri açısından karşılaştırıldıklarında istatistiksel farklılık göstermiştir ($p < 0,001$). En yüksek yüzey pürüzlülüğü değeri Grup K2’de ($118,4 \pm 13,6$ nm) elde edilirken, en düşük yüzey pürüzlülüğü değeri kontrol grubunda ($62,9 \pm 12,7$ nm) elde edilmiştir.

Ayrıca kontrol grubunun yüzey pürüzlülüğü açısından 60dk HF asit uygulanan Grup A2 dışında tüm gruplara göre daha düşük değerler verdiği görülmüştür ($p<0,05$). Grup K1, Grup T ve Grup A2 arasında fark bulunmamıştır ($p>0,05$).

Sinterlemeden sonra tekrarlanan yüzey işlemleri uygulanan grupların ortalama yüzey pürüzlülüğü ve grup içi karşılaştırılması Tablo 4.5'te verilmiştir.

Tablo 4.5 Sinterleme sonrasında ikinci kez yüzey işlemi uygulanan grupların ortalama yüzey pürüzlülük değerleri ve istatistiksel analiz sonuçları

Gruplar	Ortalama yüzey pürüzlülük değerleri (nm)	P	Test istatistiği
Grup CS	62,1 ± 10,4 ^a		
Grup K1S	80,5 ± 18,1 ^{ab}		
Grup K2S	94,2 ± 19,6 ^b		
Grup TS	89,5 ± 11,6 ^b	0,001	F=4,868
Grup A1S	73,1 ± 19,4 ^{ab}		
Grup A2S	83,7 ± 17,8 ^{ab}		
Toplam	80,5 ± 19,1		

F: Tek yönlü varyans analizi test istatistiği t: Bağımlı örnekler t testi test
Küçük harfler grub içi farklılığı göstermektedir, aynı harfli gruplarda istatistiksel fark yoktur.

Sinterleme sonrası tekrar yüzey işlemi uygulanan grupların yüzey pürüzlülük değerleri arasında anlamlı fark bulunmuştur ($p=0,001$). En yüksek yüzey pürüzlülüğü değeri ($94,2 \pm 19,6$ nm) Grup K2S'te elde edilirken, en düşük yüzey pürüzlülüğü değeri ($62,1 \pm 10,4$ nm) kontrol grubunda görülmüştür.

Sinterleme öncesi yüzey işlemi yapılan gruplarla sinterleme sonrası tekrar yüzey işlemi uygulanan grupların istatistiksel karşılaştırılma sonuçları Tablo 4.6'da verilmiştir.

Tablo 4.6 Yalnızca sinterleme öncesi yüzey işlemi yapılan ve sinterlenen gruplar ile sinterleme sonrasında ikinci kez yüzey işlemi yapılan grupların yüzey pürüzlülüğü değerleri açısından karşılaştırması.

Gruplar	Test istatistiği	P
Grup C - Grup CS	t=0,119	0,908
Grup K1 - Grup K1S	t=2,356	0,043
Grup K2 - Grup K2S	t=3,532	0,006
Grup T - Grup TS	t=1,851	0,097
Grup A1 - Grup A1S	t=0,924	0,380
Grup A2 - Grup A2S	t=0,319	0,757
Toplam	t=3,715	<0,001

Aralarında fark olanlar koyu yazılmıştır

Yalnızca sinterleme öncesi yüzey işlemi uygulanan gruplar ile sinterleme sonrası ikinci kez yüzey işlemi uygulanan gruplar karşılaştırıldıklarında, Grup K1 ile Grup K1S ve Grup T ile Grup TS haricinde diğer tüm gruplar arasında fark bulunmamıştır ($p>0.05$).

Grup K1 ile Grup K1S karşılaştırıldığında yüzey pürüzlülüğü açısından Grup K1'in (96,6nm) Grup K1S'e (80,5 nm) göre daha yüksek değer verdiği görülmüştür ($p=0,043$).

Grup K2 (118,4 nm) ile Grup K2S (94,2 nm) arasında yüzey pürüzlülüğü değerleri açısından fark görülmüştür ($p=0,006$).

Genel olarak gruplar karşılaştırıldığında sinterleme öncesi yüzey işlemi uygulanan gruplar ile sinterleme sonrasında tekrar aynı yüzey işlemi uygulanan gruplar arasında fark olduğu ($p<0,001$), sinterleme öncesinde yapılan yüzey işlemlerinin daha yüksek değerler verdiği tespit edilmiştir.

Tablo 4.7 Yüzey işlemleri sonrasında zirkonya örneklerin yüzey pürüzlülükleri ve bağlanma dayanım değerleri arasındaki ilişkilerin incelenmesi

		Yüzey pürüzlülük	Yüzey pürüzlülük
		sinterleme öncesi yüzey işlemi	sinterleme sonrası ikinci kez yüzey işlemi
Bağlanma dayanımı	r	0,554	0,453
sinterleme öncesi yüzey işlemi	p	<0,001	<0,001
Bağlanma dayanımı	r	0,543	0,530
sinterleme sonrası ikinci kez yüzey işlemi	p	<0,001	<0,001

r: Pearson korelasyon katsayısı

Sinterlemeden önce yapılan yüzey işlemleri gruplarının bağlanma dayanımları ile yüzey pürüzlülükleri arasında pozitif yönlü orta düzey anlamlı bir ilişki elde edilmiştir ($p<0,001$).

Sinterlemeden önce yapılan yüzey işlemleri gruplarının bağlanma dayanımları ile sinterleme sonrası tekrarlanan yüzey işlemleri gruplarının yüzey pürüzlülükleri arasında pozitif yönlü orta düzey anlamlı bir ilişki elde edilmiştir ($p<0,001$).

Sinterleme sonrası tekrarlanan yüzey işlemleri gruplarının bağlanma dayanımları ile sinterlemeden önce yapılan yüzey işlemleri gruplarının yüzey pürüzlülükleri arasında pozitif yönlü orta düzey anlamlı bir ilişki elde edilmiştir ($p<0,001$).

Sinterleme sonrası tekrarlanan yüzey işlemleri gruplarının bağlanma dayanımları ile yüzey pürüzlülükleri arasında yine pozitif yönlü orta düzey anlamlı bir ilişki elde edilmiştir ($p<0,001$).

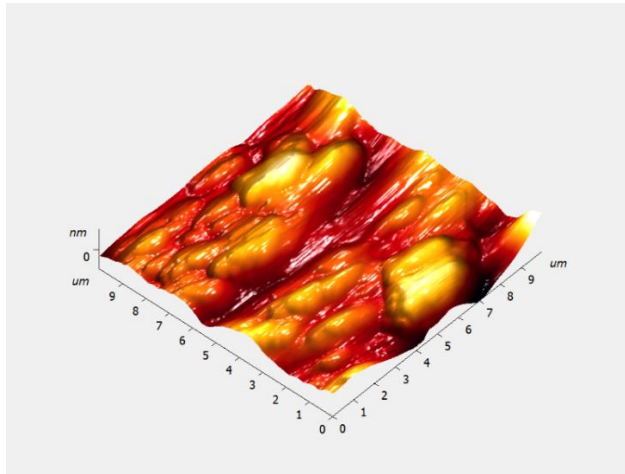
4.3. AFM Analizi Sonuçları

Farklı yüzey işlemlerinin uygulanmasından sonra her gruptan tüm örneklerin yüzeyleri AFM’de $10 \times 10 \mu\text{m}^2$ alanda incelenmiştir. Bu analizdeki görüntüler farklı renkli bölgeleri göstermektedir. Koyu kırmızı renkte görünen alanlar yüzeydeki çukur alanları, açık sarı (beyaza kadar) renkte görünen bölgeler tepeleri göstermektedir.

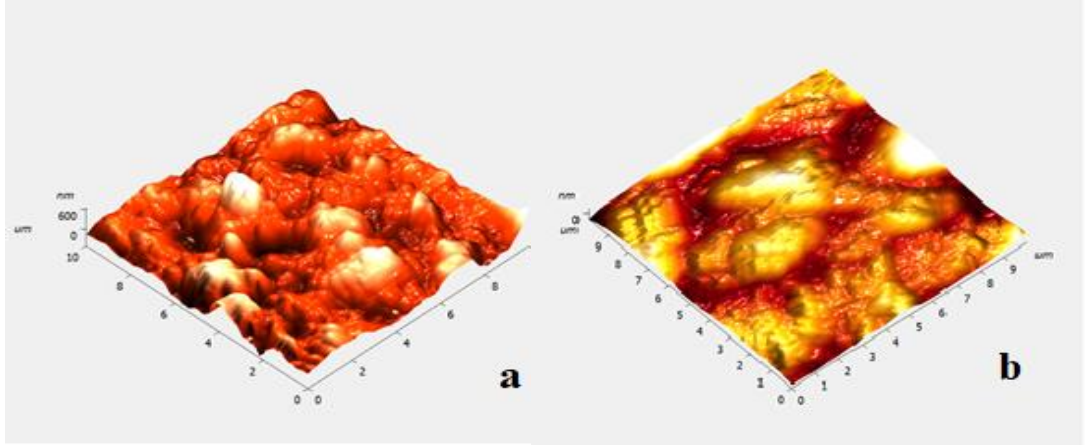
Sinterlemeden önce yüzey işlemleri uygulanmış gruplar ile sinterleme sonrası tekrarlanan yüzey işlemleri uygulanmış gruplarının yüzey pürüzlülük değerleri farklılık göstermektedir.

Çalışmamızda, sinterlemeden önce yüzey işlemleri uygulanmış grupların yüzey pürüzlülük değerlerinin daha yüksek olduğu görülmüş ve en pürüzlü yüzey yapısının 0,4 MPa basınçla kumlama yapılan (K2) grupta olduğu görülmüştür. Bunu sırasıyla Grup T, Grup K1, Grup A2, Grup A1 ve Kontrol grubu örnekleri izlemiştir.

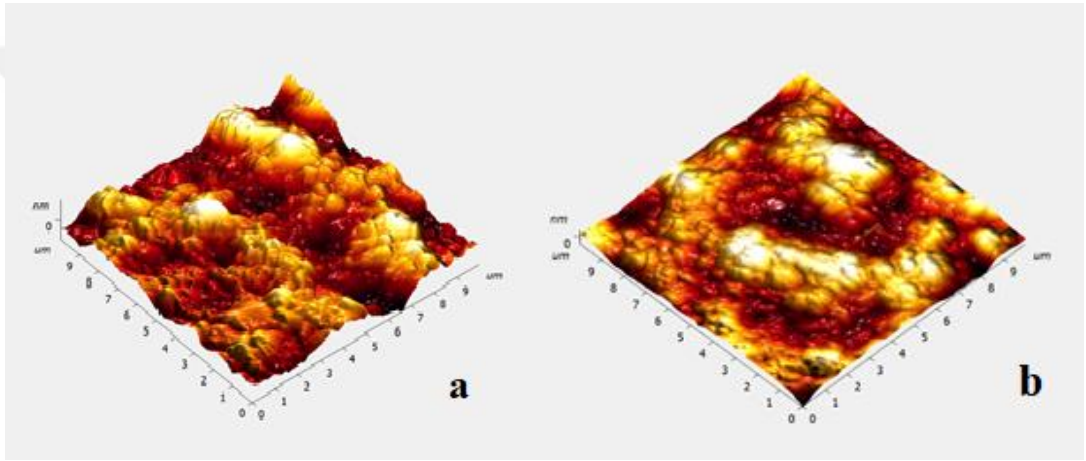
Örneklerin AFM görüntüleri incelendiğinde kontrol grubuna ait görüntüde en az pürüzlü yüzey yapısına sahip olduğu ve küçük açık sarı tepeliklerin bulunduğu gözlenmiştir (Şekil 4.1). Bununla birlikte diğer tüm grupların görüntülerinde çukurcukların olduğu ve girintili çıkıntılı bir yüzey yapısının olduğu görülmektedir. (Şekil 4.2-6) Özellikle kumlama ve CoJet gruplarının yüzey görüntülerinde farklı yüksekliklerde tepelik ve çukurcukların olduğu tespit edilmiştir.



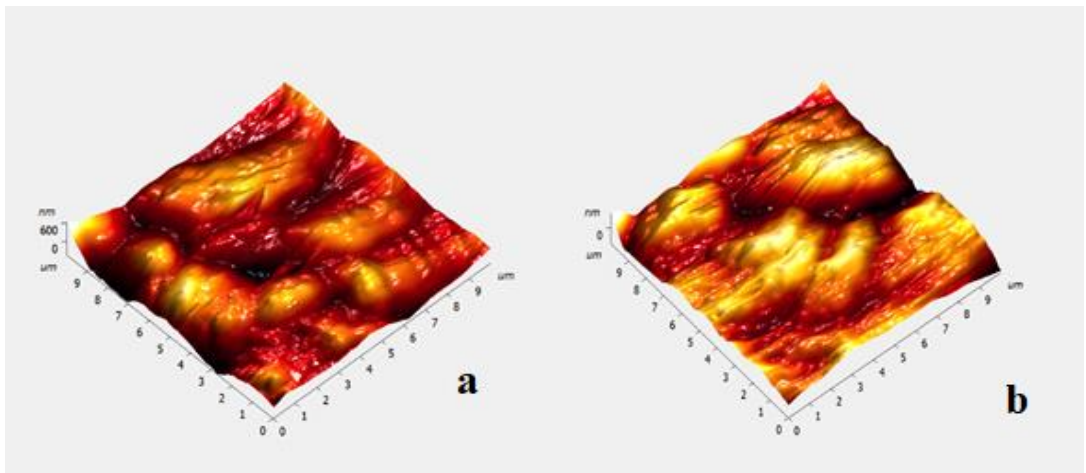
Şekil 4.1 Kontrol grubuna ait AFM görüntüleri



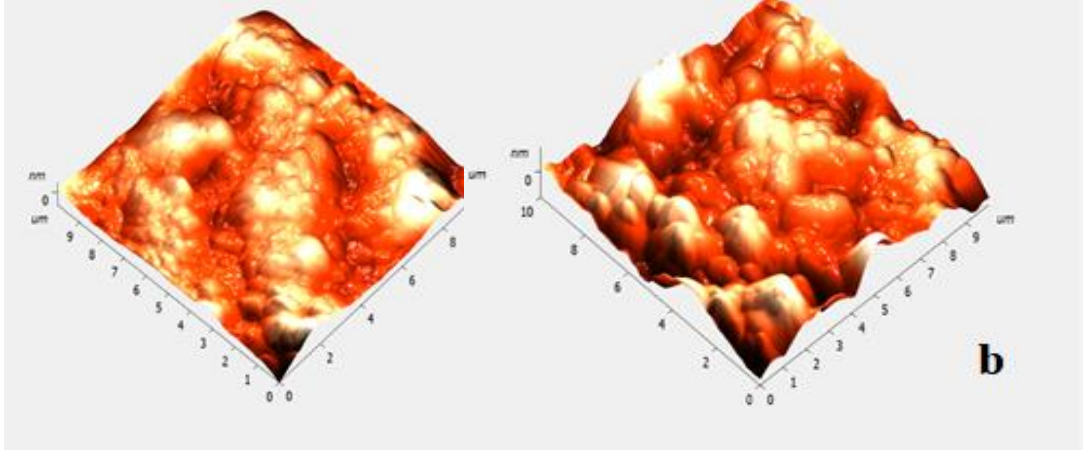
Şekil 4.2 0,2 MPa basınçla uygulanan 110 μm 'lik Al_2O_3 kumlama gruplarının AFM görüntüleri (a) Grup K1, (b) Grup K1S



Şekil 4.3 0,4 MPa basınçla uygulanan 110 μm 'lik Al_2O_3 kumlama gruplarının AFM görüntüleri (a) Grup K2, (b) Grup K2S

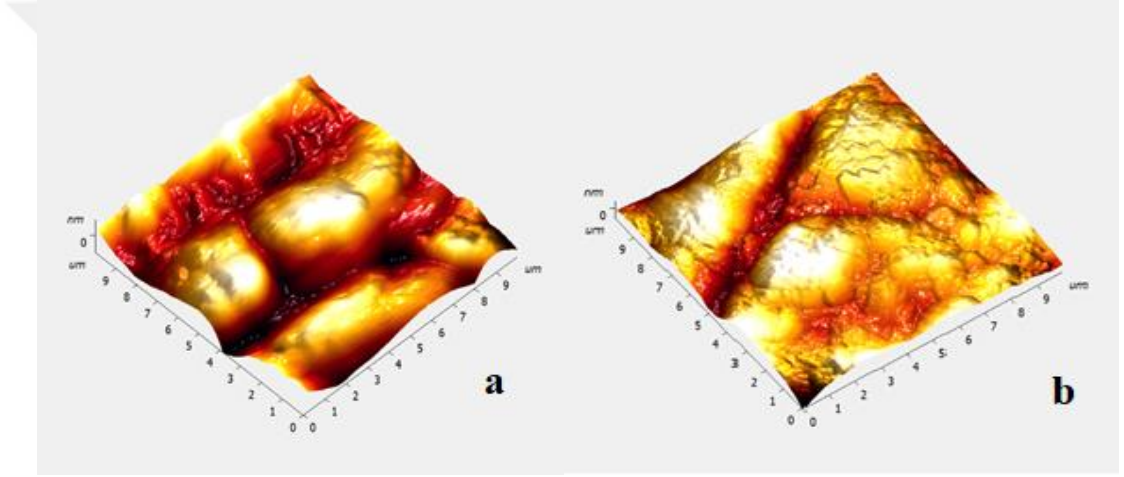


Şekil 4.4 30 μm 'lik Cojet Kumu uygulanan gruplarının AFM görüntüleri (a) Grup T, (b) Grup TS



Şekil 4.5 % 9,5HF/ 30dk asitlenen grupların AFM görüntüleri

(a) Grup A1, (b) Grup A1S



şekil 4.6 % 9,5HF/ 60dk asitlenen grupların AFM görüntüleri

(a) Grup A2, (b) Grup A2S

5. TARTIŞMA

Bu tez çalışmasının sinterleme öncesi ve sonrasında uygulanan farklı yüzey işlemlerinin zirkonya altyapının yüzey pürüzlülüğü ve rezin simana bağlanma dayanımını etkileyeceği şeklindeki hipotezi (H0), çalışmanın sonuçları doğrultusunda kabul edilmiştir.

Dental restorasyonlarda hekimin ve hastanın öncelikli beklentilerinden biri, yapılan restorasyonun yüksek dayanıklıya ve estetiğe sahip olmasıdır. Metal destekli seramik restorasyonlar yıllardır klinik olarak başarılı şekilde kullanılmaktadır. Ancak, porselen ile kaplanacak olan metal alt yapı özellikle marjinlerde gri bir görünüme neden olabilmektedir. Sabit bölümlü protezlerde metal destekli seramik restorasyonların sahip olduğu pek çok üstün özelliklere rağmen, metal alt yapı ile seramik veneer arasında bağlantıya yönelik pek çok klinik başarısızlık rapor edilmiştir. Bu başarısızlıklar metalin korozyona uğraması, alerjik reaksiyon gelişmesi, özellikle de anterior bölgede metal renginin yansması ile fiziksel ve estetik özelliği olumsuz etkilemesi şeklinde bildirilmiştir (Fardin, vd., 2016; Monaco, vd., 2017; Esquivel-Upshaw, vd., 2018; Özyer, vd., 2019)

Son yıllarda tam seramik uygulamalarında zirkonya alt yapı kullanılarak posterior bölgede 3-4 üyeli sabit bölümlü protezler başarılı bir şekilde yapılabilmektedir. Zirkonya alt yapıli restorasyonlar üstün mekanik özelliği açısından tam seramik sistemlere göre daha çok tercih edilmektedir (Karakoca ve Yılmaz, 2006). Diş hekimliğinde estetik özelliği bakımından tercih edilen tam seramik sistemleri biyolojik, fiziksel ve mekanik özellikleri açısından birçok araştırmaya konu olmuştur (Gomes ve Montero, 2011; Martin ve Matthias, 2014).

Tam seramik restorasyonların arka bölgelerde birden fazla diş eksikliğinin olduğu durumlarda sabit bölümlü protezlerin üretiminde kırılma direncinin zayıflığından dolayı kullanımı kısıtlamalara sebep olmaktadır. Bundan dolayı mekanik özellikleri iyileştirmek için farklı materyaller ve teknikler kullanılmıştır ve yeni sistemler geliştirilmiştir. Bununla birlikte tam seramik sistemlerde altyapı olarak zirkonyum materyallerin kullanılması özel olarak posterior bölgede daha başarılı sabit bölümlü protezlerin üretimini sağlamıştır (Denry ve Kelly, 2008).

Son yıllarda yüksek dirençli zirkonya seramiklerin kullanımı, yüksek eğilme dayanımı ve sertliği, düşük derecede bakteri adezyonu, estetik görünümü ve

biyouyumluluğu gibi mükemmel mekanik özelliklerinden dolayı daha popüler hale gelmiştir. Bu seramikler, endodontik postlar ve korlar, implant üstü protezler, ortodontik braketler ve sabit bölümlü protezlerin alt yapı malzemesi olarak çeşitli klinik uygulamalar için kullanılmaktadır (Thamrongananskul, vd., 2014; Melo, vd., 2015).

Alüminanın eğilme direnci 500 -580 MPa aralığında iken, zirkonyumun 1500 MPa olup, alüminadan iki , üç kat daha güçlüdür (Clarke.vd., 2003). Ayrıca, zirkonyum oksit, küçük çaplı taneciklerden oluşan kristal yapıda zirkonyumun beyaz oksit halidir. Çok küçük çaplı (> 0,5-0,6 µm) taneciklerden oluşan bir materyaldir (Varol, vd., 2016).

Saf zirkonya oda ısısından 1170°C ye kadar monoklinik fazdadır ve yapı stabildir. Bu derece 2370°C'ye kadar çıkarıldığında tetragonal faza dönüşür ve 2370°C'un üzerine kadar ısıtıldığında ise kübik faza geçiş gösterir. Soğutma işlemi sırasında 1070°C'de tetragonal-monoklinik faz değişimi meydana gelir. Bu değişim sırasında ise kristallerde yaklaşık %3-4'lük oranında hacimsel artış görülür. Bu artışın neden olduğu stres saf zirkonya içinde mikroçatlakların veya makroçatlakların ortaya çıkmasına ve mekanik özelliklerin kaybına neden olur. Bu nedenle dental uygulamalarda zirkonyanın oda sıcaklığında tetragonal fazda stabil halde kalması için yapıya CaO, MgO, ve Y₂O₃ gibi metal oksit stabilizatörlerin eklenmesi önerilmiştir (Bultan, vd., 2010; Varol, vd., 2016; Gültekin, 2017; Şen, vd., 2017).

Y-TZP zirkonya diş hekimliğine 1990'ların başında girmiş ve diğer tam seramik sistemlere göre yüksek mekanik özelliklere sahip olması ve bilgisayar destekli tasarım/bilgisayar destekli imalat (CAD/CAM) teknolojilerinin de gelişmesi ile birlikte Y-TZP seramik restorasyonlarda alt yapı materyali olarak kullanılmaya başlamıştır (Sehgal, vd., 2016; Kurt ve Bal, 2017; Skienhe, vd., 2018a).

Tüm bu avantajları nedeniyle çalışmamızda sıklıkla tercih edilen Y-TZP içeren (Ice Zircon translucent, ZirconZahn, GmbH Bruneck, İtalya) alt yapılı zirkonyum oksit esaslı seramik materyali kullanılmıştır.

Ağız ortamında tam seramik restorasyonların uzun dönem başarısında simanın hem dental seramiğe hem de diş yapısına bağlantısı önemlidir (Atsu, vd., 2006).

Zirkonya restorasyonların simantasyonu için adeziv rezin simanların kullanımı önerilirken çinko fosfat veya rezin modifiye cam iyonomer simanlar gibi geleneksel simanların da kullanılabilceği bildirilmiştir (Türk, vd., 2014; Erdem, vd., 2014).

Rezin esaslı simanların yüksek bağlanma dayanımı, yüksek kırılma direnci, daha iyi estetik özellikleri, marjinal uyumun iyi olması, mikro sızıntıyı önlemesi, düşük çözünürlüğü, yüksek elastik modülü gibi avantajlarından dolayı zirkonya restorasyonların simantasyonunda rezin simanlarının kullanımı tavsiye edilmiştir (Erdem, vd., 2014; Türk, vd., 2014; Ebeid, vd., 2018a).

Zirkonyum oksit seramiklerin rezin simanlar ile simantasyonu konusunda kesin bir görüş yoktur. Bununla birlikte, asitle pürüzlendirme ve ardından silan bağlama ajanlarının uygulanması diğer geleneksel seramiklerde etkili olmasına rağmen, yüksek kristal içeriği ve kimyasal olarak bir cam fazının olmaması nedeniyle zirkonya restorasyonlarda etkili olmadığı düşünülmektedir (Thamrongananskul, vd., 2014; Ebeid, vd., 2018a).

Son zamanlarda yapılan çalışmalarda, klinik başarısızlıkların çoğunun, eksik simantasyon prosedürleri veya restorasyonun iç yüzeyindeki problemler ile ilgili olduğu bildirilmiştir. Tam seramik yüksek dayanımlı restorasyonlarda kırılma nedeniyle başarısızlık oranı % 2.3-8 arasındadır. Bu nedenle restorasyon yüzeyi ile yapıştırma siman ajanı arasında uygun bir bağlantı oluşturulması restorasyonun başarısında çok önemlidir (Libby, vd., 1997; Uludamar, vd., 2011).

Zirkonya alt yapı ile rezin siman ajanı arasında dayanıklı bir bağlantı oluşturulabilmesi için, bağlanma alanı, zirkonya yüzeyinin pürüzlülüğünün artırılması, ve yüzey enerjisi ile ıslanabilirliğinin değiştirilmesi gerekmektedir. Kuşlama, tribokimyasal silika kaplama, seçici infiltratif dağlama yöntemi, elmas frezeler ile aşındırma işlemi, plazma sprej uygulaması, yüzeye glaze tabakası uygulanması, lazer ile yüzeyin pürüzlendirilmesi, asitleme ve yüzeyin silanlanması gibi bir çok yöntem zirkonya seramiklerde yüzey modifikasyonu yapılması için kullanılmaktadır (Erdem, vd., 2014; Moon, J, vd., 2016; Skienhe, vd, 2018a).

Bazı çalışmalar, rezin siman ile seramik yüzey arasındaki kimyasal bağlantı için bağlayıcı madde olarak 10-metakrililoksidil dihidrojen fosfat monomer içeren (MDP) primer ve adeziv rezin simanı kullanıldığında, sadece iyonik bağ olmadığını hidrojen bağının da olduğunu göstermiştir. Aynı zamanda MDP monomeri içeren

kompozit rezin siman kullanılarak ve restorasyonun yüzeylerine kumlama işlemi yapılarak yüksek ve dayanıklı bağlantı elde edildiği bildirilmiştir (El-Shrkawy, vd., 2016; Çevik ve Cengiz, 2017; Lopes, vd., 2018; Skienhe, vd., 2018a, 2018b; Tanış, vd., 2018).

Çalışmamızda zirkonya alt yapılara iki farklı basınçta kumlama, tribokimyasal silika kaplama ve silan uygulama, iki farklı sürede hidroflorik asit uygulaması ile yüzey işlemleri yapıldı. Resin siman olarak MDP monomeri içeren Panavia SA Automiks self-etch adeziv resin siman kullanıldı.

Zirkonyum oksit içerikli seramiklerde, kumlama ile yüzey pürüzlendirme işlemi, farklı boyutlardaki Al_2O_3 partikülleri kullanılarak farklı basınç altında gerçekleştirilebilir ve genellikle simantasyondan önce uygulanır (Fonseca, vd., 2013; Wang, R. R, vd., 2014).

Partiküllerin boyutu, uygulama süresi, basıncı ve uygulama probu ile seramik yüzey arasındaki mesafe önemli faktörlerdir (Della Bona, vd., 2007; Moon, J, vd., 2011; Al-Shehri, vd., 2017).

Al_2O_3 partikülleri kullanıldığında, resin siman ile zirkonya seramikleri arasındaki yapışmanın önemli ölçüde arttığı bildirilmiştir. Kumlama işlemi ile seramik yüzeydeki kontaminasyon tabakası kaldırılır, seramik yüzeyin pürüzlülüğü artar, bağlanma için gerekli olan yüzey alanı artar ve resin siman materyallerinin zirkonya yüzeyini ıslatması kolaylaşarak mikromekanik tutuculuk sağlanır (Özcan vd., 2008; Turp vd., 2013; Hallmann vd., 2016; Moon, J, vd., 2016). Bununla birlikte, zirkonya yoğun bir şekilde sinterlenmiş bir materyal ve yüksek sertliğe sahip bir materyal olmasından dolayı, yüzeyini pürüzlendirmek zordur. Yüzey pürüzlülüğünü sağlayabilmek için daha yüksek hava basıncı ve/veya daha büyük partiküllü Al_2O_3 kullanılması gerekir (Wang, H, vd., 2008; Casucci, vd., 2009; Fonseca, vd., 2013).

Yüzey pürüzlülüğünü daha kolay yapabilmek amacı ile, sinterlemeden önce yüksek sertliğe ulaşmadan zirkonyanın aşındırılması bir çözüm önerisi olabilir. Bu basit modifikasyon, zirkonyumun mekanik dayanıklılığını riske atmadan, zirkonya ile resin siman arasında bağlanmayı elverişli, uygun pürüzlülük ve morfolojiye sahip bir yüzey oluşturabilir (Abi-Rached, vd., 2015).

Monaco ve arkadaşları yaptıkları çalışmalarında, Al_2O_3 kum partiküllerinin boyutlarını (30, 50 ve 110 μm) dikkate almadan, sinterlemeden önce gerçekleştirilen Al_2O_3 ile aşındırma işleminin, sinterlemeden sonra gerçekleştirilene kıyasla daha yüksek pürüzlülük sağladığını bildirmiştir (Monaco, vd., 2013).

Yapılan son çalışmalarda, zirkonyaya presinterleme aşamasında uygulanan yüzey işlemlerinin ortaya çıkarttığı modifikasyon incelenmiş ve sonuç olarak sinterlemeden önce zirkonyumun yüzeyinin kumlanması yüzey pürüzlülüğünü arttırmak için etkili bir yöntem olduğu bildirilmiştir. Çalışmalar ayrıca sinterleme öncesi aşındırılan zirkonyadaki monoklinik faz yüzdesinin sinterlemeden sonra sıfır olduğunu göstermiştir (Monaco, vd., 2013; Abi-Rached, vd., 2015; Skienhe, vd., 2018).

Çalışmamızda faz dönüşüm değerlendirmesine bakılmamış ancak bağlanma dayanıklılığı ve yüzey pürüzlülüğü değerlendirilmiştir.

Su ve arkadaşları, uzun sürede ve daha büyük partikül boyutları olan Al_2O_3 kullanılarak 0,2 MPa (>2 bar) ve daha fazla basınçta kumlama yapılmasının, kısa süreli bağlanma dayanıklılığını artırdığını ve ayrıca artan basınçla başarısızlık riskinin de arttığını bildirmişlerdir (Su, vd., 2015).

Eğilmez ve arkadaşları yaptığı çalışmada, farklı basınçlarda (0,2- 0,4- 0,6 MPa) 110 μm alüminyum oksit ile zirkonyaya yüzey işlemi uygulamış ve XRD (X-Ray Difraksiyon) analizi sonucunda en düşük monoklinik fazın 0,2 MPa kumlama sonrasında ve en yüksek monoklinik fazın 0,6 MPa kumlama sonrasında meydana geldiğini bildirmiştir (Egilmez, vd., 2014).

Okutan ve arkadaşları yaptıkları çalışmalarında, örneklere sinterleme öncesi işlem yapıldığında, sinterleme sonrası yapılan işlemlere göre daha yüksek Ra değerleri bulmuşlardır (Okutan, vd., 2019). Diğer bir çalışmada, zirkonya yüzeyini pürüzlendirmek için azaltılmış basınç kullanılmasına rağmen, presinterize ve sinterlenmiş Y-TZP arasındaki yoğunluk farklılıklarından kaynaklanabilecek gelişmiş Ra değerlerine ulaşılabileceği belirtilmiştir (Ebeid, vd., 2018a).

Tsuo ve arkadaşları (Tsuo, vd., 2006), sinterlenmiş Y-TZP'nin yüzeyinin aşındırılması için 50 μm 'lik Al_2O_3 partiküllerinin yeterli olacağını önerirken, Phark ve arkadaşları, 50 veya 110 μm Al_2O_3 abrazyon partikülleri ile yüzey pürüzlendirmesinin

Y-TZP seramiğin makaslama bağlanma dayanıklılığını artırdığı sonucuna varmıştır (Phark, vd., 2009).

Buna karşılık, diğer araştırmacılar, zirkonya yüzeyine sinterleme öncesi veya sonrasında Al_2O_3 ile kumlanan gruplar arasında makaslama bağlanma dayanıklılıklarının değerlerinde önemli bir fark olmadığını bildirmişlerdir (Lopes, vd., 2018)

Literatürde gösterilen farklı sonuçlar, çalışmalarda kullanılan simantasyon protokolleri arasında standardizasyon eksikliği ile açıklanabilir. Bazı çalışmalarda sinterlemeden sonra zirkonya yüzeyinde silan veya adezif monomerin (MDP) kullanılmasının, zirkonyumun rezin siman tarafından ıslatılabilirliğini artırdığı ve daha fazla bağlantı sağladığı gösterilmiştir (Wang, R. R., vd., 2014; Abi-Rached, vd., 2015).

Çalışmamızda 110 μm 'lik Al_2O_3 kumu kullanılarak farklı basınç (0,2 MPa, 0,4 MPa) altında zirkonya örnekler sinterleme öncesi ve sonrası kumlama işlemi yapılmıştır. Gruplar kendi içlerinde ve kendi aralarında bağlanma dayanıklılığı ve yüzey pürüzlülüğü açısından karşılaştırılmıştır.

Subaşı ve İnan yaptıkları çalışmada, 110 μm 'lik Al_2O_3 ile kumlama işlemi yapıldıktan sonra zirkonya yüzeyinde yüksek mikromekanik bağlanma değerleri kurulabileceğini bildirmişlerdir (Subaşı ve İnan, 2012). Çalışmamızın sonuçları Subaşı ve İnan'ın çalışma sonuçlarıyla uyumludur.

Son yıllarda, zirkonya ile rezin siman arasında yüksek bağlanma dayanıklılığının tribokimyasal silika kaplama olarak bilinen yöntemle elde edildiği bildirilmiştir. Tribokimyasal silika kaplama yönteminde, zirkonya yüzeyinde camsı bir yapı oluşturmak için zirkonya yüzeyi 30 μm silika kaplı Al_2O_3 partikülleri ile kumlanır (Atsu, vd., 2006; Kırmalı, vd., 2015). Bu prosedürün amacı zirkonya yüzeyinde camsı bir yapı oluşturabilmektir. Böylece silika partikülleri zirkonya yüzeyine gömülür ve yüzeyde kalan silika partikülleri ile rezin arasında güçlü bir bağlantı oluşması amaçlanır (Thompson, vd., 2011).

Bu işlem (Tribokimyasal silika kaplama), zirkonyanın kırılma direncini azaltabilir (Spohr, vd., 2008) ancak, Özcan ve arkadaşları yaptıkları çalışmada (Özcan, vd., 2013) bu görüşe katılmamaktadırlar. Araştırmacılar 30 μm silika ile modifiye Al_2O_3 (tribokimyasal silika kaplama) ile kumlamanın zirkonyanın bi aksiyel

eğilme direncini artırdığını bildirmişlerdir. Scherrer ve arkadaşlarının çalışması da Özcan ve arkadaşlarının çalışmaları ile uyumludur (Scherrer, vd., 2011).

Literatürlerde, rezin siman ile silan bağlayıcı ajanlar kullanılarak kimyasal bağlantı kurmak için zirkonya yüzeyinin silika ile kaplandığı metodlar geliştirilmiştir. Silika kaplama yöntemini değerlendiren çalışmalarda, zirkonya yüzeyinde oluşan silika tabakasına uygulanan silan bağlayıcı ajanlar ile rezin simanın zirkonyaya bağlanma gücünü arttırdığı gösterilmiştir (Özcan, 2002; Dündar vd., 2005; Amaral vd., 2006; Thompson vd., 2011; Chen vd., 2012).

Ebeid ve arkadaşlarının yaptıkları çalışmanın sonuçlarına göre, sinterleme öncesi yapılan yüzey işlemlerinin sinterleme sonrası yapılan yüzey işlemler ile karşılaştırıldığında daha yüksek Ra değerleri elde etmişlerdir (Ebeid, vd., 2018b). Bu sonuçlar, Monaco ve arkadaşları tarafından elde edilen sonuçlara benzerdir (Monaco, vd., 2013). Monaco ve arkadaşları sinterleme öncesi zirkonyayı pürüzlendirmek için daha düşük basınç kullanılmasına rağmen Ra değerlerinin sinterleme sonrası aşamada daha yüksek basınçla işlem gören örneklerle göre daha yüksek olduğunu belirtmişlerdir. Bu sonuçlar bu tez çalışmasının sonuçları ile benzerlik göstermektedir ve yarı sinterlenmiş ve tam sinterlenmiş zirkonya arasındaki yoğunluk farkına bağlanabilir.

Ayrıca, Ebeid ve arkadaşları (Ebeid, vd., 2018b), partikül boyutunun zirkonyanın yüzey pürüzlülüğünü direkt olarak etkilediğini doğrulamışlar ve bu da daha önce yapılan çalışmalarla desteklenmiştir (Monaco, vd., 2013; Turp, vd., 2013; Abi-Rached, vd., 2014).

Tribokimyasal silika kaplama yönteminin kullanılması durumunda, silika ile modifiye edilmiş alumina partikülleri, 0,28 MPa'da aşındırma için kullanılırken silika partikülleri seramik yüzeyine gömülürken, mikromekanik kenetlenme için bir kaide oluşturur ve silan uygulamasından sonra kimyasal bağlanmayı sağlayan reaktif bir silika tabakası oluşur (Attia, vd., 2011).

Çalışmamızda da 30 µm silika modifiye Al₂O₃ ve ardından MDP monomeri içeren silan ajanı kullanılan tribokimyasal silika kaplama yöntemi kullanılmış ve en yüksek bağlanma dayanımı bu yöntemle elde edilmiştir.

Hidroflorik asit (HF) ile pürüzlendirme işlemi, silika bazlı seramiklerde sıklıkla kullanılır. Böylece silika içeren camlı matris ortadan kaldırılarak kristal faz açığa çıkar ve yüzey pürüzlülüğü oluşturur. Bu işlem aynı zamanda seramik yüzeyde ıslatılabilirlik ve yüzey enerjisinin artması ile rezin simanın yüzeyi daha fazla ıslatmasına ve seramik ile siman arasındaki bağlanma gücünün artırılmasına neden olur (Blatz, vd., 2003; Canay, vd., 2001; Thompson, vd., 2011). Ancak, alumina ile güçlendirilmiş ve zirkonya esaslı seramiklerin kristal yapısından ve cam matris yapısının bulunmamasından dolayı hidroflorik asit ile aşındırılmayacağı bildirilmiştir (Jevnikar, vd., 2010; Yun, vd., 2010; Thompson, vd., 2011; Tzanakakis, vd., 2016; Rego, vd., 2020).

Son zamanlarda yapılan çalışmalarda zirkonya yüzey işlemi olarak, farklı HF konsantrasyonları, sıcaklıkları ve uygulama süreleri incelenmiştir. Asitin sıcaklığı, zirkonya yapısında moleküler harekette çok önemli bir rol oynar, çünkü sıcak asitleme uygulanırken asit solüsyonunun protonunu iyonlaşmaya yatkın hale getirir, bu nedenle daha da asidik hale gelir ve böylece yüzey parçacıklarının uzaklaştırılmasını hızlandırır (Kang, vd., 2020). Bununla birlikte, yüksek sıcaklık ve yüksek konsantrasyonlu bir asit solüsyonunun diş kliniklerinde veya laboratuvarlarda kullanılması güvenli değildir ve kullanımı zordur. Çalışmalarda %4 - %10 konsantrasyon aralığında HF asitin, diş hekimliği kliniğinde kullanılabileceği ve bu konsantrasyon aralığının diş hekimliği kullanımı için güvenli olduğu bildirilmiştir (Alex, 2008; Thamrongananskul, vd., 2014; Kang, vd., 2020).

Thamrongananskul ve arkadaşları, Zirkonyayı 80° C'de 1 dk veya 25° C'de 60 dk boyunca %9,5 HF asit içerisine daldırmanın yüzey pürüzlülüğü oluşturabileceğini göstermişlerdir. Ayrıca, daldırma süreleri arttıkça ve daha yüksek asit solüsyon sıcaklıkları kullanıldığında örnek yüzeyindeki düzensizliklerin arttığını, asit solüsyonunun konsantrasyon düzeylerinin, daldırma sürelerinin ve sıcaklığının, mikro-morfolojik değişikliklere yol açan reaksiyon hızını etkilediğini bildirmişlerdir. Hidroflorik asidin zirkonya granüllerini aşındırarak zirkonya yüzeyini aşındırabildiğini göstermişlerdir. Aşındırılmış örnek yüzeylerinin görüntüleri, granül boyutunun azaldığını ve bu da granülün iç boşlukta bir artışa neden olduğunu ve zirkonya granüllerinin yerinden çıkarak yüzeyde gözenekli bir yapı oluşturduğunu ortaya koymuştur (Thamrongananskul, vd., 2014).

Bu sonuçlar, oda sıcaklığında 1-12 dk arasında değişen asitleme süreleri ile % 4,5 -38 arasında değişen HF konsantrasyonlarının kullanıldığı zirkonya asitlenmesi üzerine yapılan önceki çalışmalarla karşılaştırılmıştır. Bu çalışmaların sonuçları, HF'nin zirkonya yüzeyi üzerinde hiçbir etkisinin olmadığını göstermiştir ve HF'nin cam içermeyen bir materyal olduğu için dental zirkonya seramik yüzeyi ile reaksiyona giremediği şeklinde yorumlanmıştır (Dérand ve Dérand, 2000; Qeblawi, vd., 2010; Komine, vd., 2012; de Menezes, vd., 2016).

Smielak ve Klimek'in çalışmalarının sonuçlarına göre, asit uygulamasının süresi ve konsantrasyonu arttıkça, zirkonya yüzeylerinin pürüzlendirilmesinde olumlu bir etkiye sahip olduğu görülmüştür (Smielak ve Klimek, 2015).

Çalışmamızda zirkonya örneklerin sinterlenme öncesi ve sonrası %9,5'lük konsantrasyonda farklı sürelerde (25°C, 30dk / 60dk) hidroflorik asit ile pürüzlendirme yöntemi kullanılmıştır.

Yüzey işlemleri uyguladıktan sonra zirkonya örneklerin yüzey pürüzlülükleri, üç boyutlu topografileri AFM cihazı ile değerlendirmiştir. Topografi analizlerin (AFM) sonuçlarına göre tüm yüzey işlem grupları kontrol grubu ile karşılaştırıldığında kumlama ve silika kaplama gruplarına ait örneklerin AFM görüntülerinde girintili çıkıntılı yüzey yapısı gözlenirken, asitleme gruplarının örneklerde ise yüzeyde küçük çukurcuklar ve tepelikler gözlenmiştir.

Çalışmamızın sonuçlarına göre sinterlemeden önce uygulanan yüzey işlemleri AFM ile değerlendirildiğinde yüzey pürüzlülük analizi sonucuna göre en pürüzlü yüzey yapısı Grup K2 (118,4 ± 13,6 nm) örneklere ait olup; en az pürüzlü yüzey de kontrol grubu örneklerinde gözlenmiştir (Grup C= 62,9 ± 12,7 nm).

Grupların ortalama yüzey pürüzlülük değerleri arasında istatistiksel açıdan anlamlı fark görülmüştür (p<0,001).

Sinterleme sonrasında ikinci kez yüzey işlemi uygulanan grupların yüzey pürüzlülük analizi sonucunda en pürüzlü yüzey yapısı Grup K2S (94,2 ± 19,6 nm) örneklere ait olup, en az pürüzlü yüzey kontrol grubu örneklerinde Grup CS (62,1 ± 10,4 nm) görülmüştür. Grupların ortalama yüzey pürüzlülük değerleri arasında istatistiksel olarak fark bulunmuştur (p=0,001).

Çalışmamızda kum partikül boyutu arttığında ve daha yüksek basınç uygulandığında daha yüksek yüzey pürüzlülük değeri elde edilmiştir. Yüksek basınç uygulanan Grup K2'de (110 µm'luk Al₂O₃/ 0,4 MPa basınç) daha yüksek yüzey pürüzlülük değerleri elde edilmiştir ve 0,2 MPa basınca göre yüzey üzerindeki kontaminasyon tabakasını daha fazla kaldırarak daha derin oluklar oluşturmuştur (Şekil 4.2, 4.3).

Ayrıca, sinterlemeden önce uygulanan kumlama gruplarında yüzey pürüzlülüğü değerleri, sinterleme sonrasında tekrar yapılan kumlama gruplarına oranla daha yüksek saptanmıştır. Çalışmamızda elde edilen bu sonuçlar, benzer çalışmalar ile paralellik göstermiştir (Özcan vd., 2008; Monaco, vd., 2013; Turp vd., 2013; Abi-Rached, vd., 2015; Hallmann vd., 2016; Moon, J, vd., 2016; Skienhe, vd., 2018).

Tribokimyasal yöntem uygulanan gruplar karşılaştırıldığında, yalnızca sinterleme öncesi uygulanan Grup T (104,8 ± 22,3 nm) yüzey pürüzlülüğü değerlerinin, sinterleme sonrası tekrar uygulanan grup TS'ye (89,5 ± 11,6 nm) oranla daha yüksek olduğu görülmektedir.

Ebeid ve arkadaşları sinterlemeden önce tribokimyasal silika kaplama ile kumlama zirkonyum yüzeyinde bir silika tabakasının birikmesine ve bu tabakanın daha sonra sinterleme sırasında büzülmenin etkisiyle zirkonya içerisine gömülmüş olmasından kaynaklanabileceğini ve aynı zamanda sinterlemeden sonra yüzeyde silika miktarında bir azalma ve genel yüzey pürüzlülüğünde de azalma olduğunu belirtmiştir (Ebeid, vd., 2018a).

Çalışmamızda asitleme uygulanan grupların Ra değerinin diğer gruplara göre daha düşük, kontrol grubuyla karşılaştırıldığında daha yüksek olduğu görülmüştür. Zirkonya örneklerin %9,5 HF asit uygulanmasının (25° C'de 30 dk veya 60 dk) ardından mikro-morfolojik yapısında bir değişiklik yaptığı ve yüzey pürüzlülüğü oluşturduğu görülmüştür (Şekil 4.5, 4.6). Asit uygulama süresi arttıkça örnek yüzeyindeki düzensizliklerin arttığı da gözlenmiştir. Sinterlemeden önce uygulanan asitleme işlemlerine göre Ra değerinin Grup A2'de Grup A1'e göre daha yüksek değerler olduğu ancak istatistiksel olarak gruplar arasında fark olmadığı görülmüştür. Bu sonuç ve AFM görüntüleri ile desteklenmektedir. Grup A2'ye ait örnek yüzeyinde Grup A1 yüzeyine göre daha derin tepcikler, çukurcuklar ve izler tespit edilmiştir (Şekil 4.5, 4.6).

Hidroflorik asit uygulanan gruplar için bu çalışmada elde edilen veriler diğer çalışmalarla benzerlik göstermektedir (Thamrongananskul, vd., 2014; Smielak ve Klimek, 2015; Lopes, vd., 2018; Sevmez, vd., 2018; Kang, vd., 2020).

Monaco ve arkadaşlara göre (Monaco, vd., 2013) sinterlemeden önce gerçekleştirilen yüzey işlemleri, sinterlemeden sonra uygulanan yüzey işlemleri ile kıyaslandığında daha yüksek yüzey pürüzlülüğü değerleri göstermektedir.

Çalışmamızda da benzer bir sonuç elde edilmiştir ve bu sonucu sinterleme öncesinde daha yumuşak olan materyalin yüzey işlemlerinden sinterleme sonrasında daha sert alumina partiküllerine sahip yüzeylere oranla daha fazla etkilenmesi ile açıklanabilir.

Ağız ortamında çeşitli çevresel uyaranlardan etkilenen dental restoratif materyallerin zamanla, fiziksel, kimyasal ve mekanik özelliklerinde bazı değişimler olduğu bildirilmiştir (Lu ,vd., 2001; Lüthy, vd., 2006). Dental materyaller üzerinde yapılan deneylerin in vivo koşullarda gerçekleştirilmesi çok zor ve zaman alıcı olduğundan, laboratuvar koşullarında in vitro deneyler yoluyla materyallerin klinik davranışını tahmin etmek daha çok tercih edilmektedir (Kern ve Wegner, 1998).

ISO 13356 Standardına göre, "Y-TZP numuneleri uygun bir otoklava yerleştirip (5sa süreyle 0,2 MPa basınç altında 134 ± 2 °C'de) buhara maruz bırakılmaktadır." (Borba, vd ., 2016; Camposilvan, vd., 2018; Limsamai, vd., 2019). Ayrıca, 1sa otoklavda yaşlanması, 3-4 yıllık gerçek yaşlanmaya eşdeğer olduğunu belirten çalışmalar da mevcuttur. (Chevalier, vd., 1999; Kim, vd., 2010; Limsamai, vd., 2019).

Sim ve ark., iki farklı zirkonyum alt yapı seramiğine farklı yüzey işlemleri yapılarak ve otoklavda (5sa süreyle 0,2 MPa basınç altında 134 ± 2 °C'de) yaşlandırma testi gerçekleştirdikten sonra yüzey pürüzlülük değerlerini ve ilgili monoklinik faz yüzdesini incelemişler. Yüzey pürüzlülük değerlerinin yaşlandırma öncesine göre kontrol ve aşındırma grubunda azaldığını, monoklinik faz yüzdesinin ise kontrol grubu ve aşındırma işlemi uygulanan gruplarda arttığını bildirmişlerdir (Sim, vd., 2017). Çalışmamızda monoklinik faz değerlendirmesi yapılamamıştır.

Bazı çalışmalarda, zirkonyanın ISO 13356 standartlarına göre (0,2 MPa, 134°C, 5sa) yaşlanmasının anlamlı bir şekilde monoklinik faz içeriğine neden olduğu bildirilmesine rağmen, bağlanma dayanımı önemli bir değişiklik olmadığı ifade

etmişlerdir (Tanaka, vd., 2002; Tanaka, vd., 2003; Kim, vd., 2010). Yaşlandırma ve faz değişimi çalışmamızda değerlendirilmemiştir.

Çalışmamızda, zirkonya alt yapı seramiğine farklı yüzey işlemleri uygulanmış daha sonra yüzey morfolojisinin ve rezin siman ile zirkonya arasındaki bağlanma dayanıklılığının değerlendirilmesi işleminden önce örneklere yaşlandırma işlemi yapılmıştır.

Bu in vitro çalışmada sonuçların daha gerçekçi olması amacı ile tüm örneklere 15-20 yıllık yaşlanmaya denk olan 5sa süre ile otoklav ile yaşlandırma gerçekleştirilmiştir.

Hazırlanan örneklerin zirkonya altyapı ve rezin siman arasındaki bağlanma dayanıklılığını değerlendirmek için Universal test cihazında makaslama bağlanma dayanıklılık testi (*shear*) uygulandı ve ISO/TS 11405 (2003)'in önerisine göre, Universal test cihazının özel ucu kullanılarak 1mm/dk hızla zirkonya ve rezin bağlanma arayüzelerine makaslama kuvveti uygulanarak örneklerin bağlanma dayanım değerleri (MPa) ölçülmüştür.

Çalışmamızda sinterlemeden önce uygulanan yüzey işlemleri gruplarının makaslama bağlanma dayanım değerleri karşılaştırıldığında en yüksek ortalama makaslama bağlanma dayanım değeri Grup T'de ($2,42 \pm 0,827$ MPa) gözlenmiştir ve bu grubu sırasıyla kumlama, asitleme ve kontrol grupları izlemiştir. Sinterleme öncesi yüzey işlemi uygulanmış ve sinterlenmiş grupların makaslama bağlanma dayanım değerleri farklılık göstermiştir ($p < 0,001$). Bunun sebebi, uygulanan yüzey işleminin zirkonya yüzeyinin topografyasını ve bu nedenle bağlanma dayanıklılığını etkileyebileceğine işaret edebilir. Bu sonuçlar, mikromekanik retansiyonun artırılmasının daha güçlü bir bağlanma dayanıklılığı için önemli bir faktör olduğunu belirten literatürdeki çalışmalarla uyumludur (Kern, 2009; Özcan ve Bernasconi, 2015; Silva, vd., 2016; Tzanakakis, vd., 2016).

Sinterleme sonrası ikinci kez yüzey işlemi uygulanan grupların makaslama bağlanma dayanım testi sonucunda en yüksek değeri yine tribokimyasal yöntem uygulanan Grup TS ($4,123 \pm 0,768$ MPa) örneklere ait olup, bu grubu sırasıyla kumlama, asitleme ve kontrol grupları izlemiştir. Grupların ortalama makaslama bağlanma dayanım değerleri arasında istatistiksel olarak fark görülmüştür ($p < 0,001$).

Tribokimyasal yöntem uygulaması ile silika partikülleri zirkonya yüzeyine gömülür, yüzeyde kalan silika partikülleri, mikromekanik kenetlenme için bir kaide oluşturur ve silan uygulamasından sonra kimyasal bağlanmayı sağlayan reaktif bir silika tabakası oluşur. Ayrıca silan, silanol grupları oluşturarak silika kaplı zirkonya seramiğine kovalent bağlar oluşturabilen hibrit inorganik-organik çift işlevli bir bağlama maddesidir (Attia, vd., 2011). Bu sebeplerden dolayı, çalışmamızda tribokimyasal silika kaplama kullanımı ve ardından MDP monomer içeren silan uygulaması ile grup T ve grup TS'de makaslama bağlanma dayanımı değerlerinin diğer gruplara göre daha yüksek olduğu ve bu sonucun daha önceden yapılan çalışmalar ile benzerlik gösterdiği görülmüştür (Atsu, vd., 2006; Bona, vd., 2007; Tanaka, R, vd., 2008; Zhu, vd., 2009; Erdem, vd., 2014; Abi-Rached, vd., 2015; Kern, 2015; El-Shrkawy, vd., 2016; Lopes, vd., 2018; Thammajaruk, vd., 2018)

Makaslama bağlanma dayanımı değeri sinterleme öncesinde yüzey işlemi yapılan gruplarda sinterleme sonrası yapılan yüzey işlemleri ile karşılaştırıldığında önemli farklılık göstermektedir ($p < 0,001$). Sinterleme öncesi yüzey işlemi uygulanmış ve sinterlenmiş grupların bağlanma dayanım ortalama değeri (1,672 MPa) iken, sinterleme sonrası ikinci kez yüzey işlemi uygulanan grupların bağlanma dayanım ortalama değeri (2,404 MPa) olarak elde edilmiştir.

Yüzey işlemleri uyguladıktan sonra zirkonya yüzeyinde oluşan yüzey pürüzlülüğü ve mikro düzensizlikler, rezin siman ile dayanıklı bir bağlanma elde etmek için ana koşullardan biri olarak düşünülebilir (Ebeid, vd., 2018b).

Çalışmamızda, bağlanma dayanımı ile yüzey pürüzlülüğü arasında pozitif yönlü orta düzey anlamlı bir ilişki elde edilmiştir ($p < 0,001$).

Sinterleme öncesi gruplara uygulanan yüzey işlemleri ile, sinterleme sonrası gruplara uygulanan yüzey işlemleri kıyaslandığında sinterleme öncesi gruplarda daha yüksek yüzey pürüzlülüğü görülürken daha düşük makaslama bağlanma dayanımı değerleri elde edilmiştir. Bununla birlikte, sinterleme sonrası yüzey işlemleri uygulanan gruplar daha düşük yüzey pürüzlülüğüne sahip olan kontrol grubu ile bağlanma dayanımı açısından karşılaştırıldığında, kontrol grubunun daha düşük makaslama bağlanma dayanımı değerleri gösterdiği görülmüştür.

Sinterlemeden önceki ve sonrasında tekrar tribokimyasal yöntem uygulanan GrupT ve Grup TS'de yüksek yüzey pürüzlülüğü değerleri elde edilirken, en yüksek

makaslama bağlanma dayanıklılık değerleri de bu grupta elde edilmiştir. Bu sonuç sadece mikromekanik değer kimyasal bağlanmanın da sağlanması ile elde edilmiştir.

Yapılan çalışmalarda kullanılan seramik ve siman tipi, materyalin sertliği, örneklerin geometrisi, yüzey hazırlama yöntemlerindeki farklılıklar, yaşlandırma koşullarındaki farklılıklar, bağlanma alanının boyutu, yükleme koşulları, ölçüm tekniklerindeki farklılıklar gibi parametrelerin elde edilen değerler üzerinde önemli bir etkiye sahiptir. Bu farklılıklar bağlantı ara yüzlerinde farklı stres dağılımları oluşturabilmektedir. Bu sebepten dolayı bağlanma dayanım değerleri çalışmalarda farklılık göstermekte ve bu değerkenler çalışmalar arasındaki karşılaştırmayı zorlaştırmaktadır (McDonough, vd., 2002; Valandro, vd., 2008). Bu çalışmada da sınırlı sayıda yüzey işlemi ve uygulama yöntemi kullanılması ve ayrıca çalışmanın in vitro şartlarda yapılması çalışmamızın sınırlarını oluşturmaktadır. Daha kesin sonuçların elde edilebilmesi için farklı yüzey işlemleri ve in vivo şartlarda yapılacak yeni çalışmalar gerekmektedir.

6. SONUÇLAR

1. Y-TZP yüzeyine tribokimyasal silika kaplama ve Al_2O_3 kumlama işlemleri, yüzey pürüzlülüğünü ve bağlanma dayanımı artırmak için önerilen işlemlerdir.
2. Mikromekanik ve kimyasal yüzey işleminin kombinasyonu, zirkonya seramiklerde güçlü bir bağlanma dayanımı için önemlidir.
3. Y-TZP örneklerde sinterleme sonrası yüzey pürüzlülüğünde önemli ölçüde azalma görülmüştür.
4. Sinterleme öncesi yüzey işlemi uygulanan gruplarda sinterleme sonrasında tekrar aynı yüzey işlemler uygulandığında bağlanma dayanımını arttırmaktadır.
5. Hidroflorik asit uygulaması dental zirkonyayı uzun uygulama sürelerinde mikro-morfolojik değişiklikler yaratarak aşındırabilir.

7. KAYNAKLAR

- Abad-Coronel, C., Naranjo, B., & Valdiviezo, P. Adhesive Systems Used in Indirect Restorations Cementation: Review of the Literature. *Dentistry Journal*, 2019; 7(3), 71.
- Abd El-Ghany, O. S., & Sherief, A. H.. Zirconia based ceramics, some clinical and biological aspects. *Future Dental Journal*, 2016; 2(2), 55–64.
- Abi-Rached, F. de O., Martins, S. B., Almeida-Júnior, A. A. de, Adabo, G. L., Góes, M. S., & Fonseca, R. G.. Air abrasion before and/or after zirconia sintering: surface characterization, flexural strength, and resin cement bond strength. *Operative Dentistry*, 2015; 40(2), E66–E75.
- Abi-Rached, F. O., Martins, S. B., Campos, J. A., & Fonseca, R. G. Evaluation of roughness, wettability, and morphology of an yttria-stabilized tetragonal zirconia polycrystal ceramic after different airborne-particle abrasion protocols. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 2014; 112(6), 1385–1391.
- Al-Shehri, E. Z., Al-Zain, A. O., Sabrah, A. H., Al-Angari, S. S., Al Dehailan, L., Eckert, G. J., Bottino, M. C. Effects of air-abrasion pressure on the resin bond strength to zirconia: a combined cyclic loading and thermocycling aging study. *Restorative Dentistry & Endodontics*, 2017; 42(3), 206–215.
- Alex, G. CE 1-Preparing Porcelain Surfaces for Optimal Bonding. *Compendium*, 2008; 29(6), 324.
- Alla, R. K. *Dental materials science*. Jaypee Brothers Medical Publishers (P) Limited.2013.
- Amaral, R., Özcan, M., Bottino, M. A., & Valandro, L. F. Microtensile bond strength of a resin cement to glass infiltrated zirconia-reinforced ceramic: the effect of surface conditioning. *Dental Materials*, 2006; 22(3), 283-290.
- André, M., Kou, W., Sjögren, G., & Sundh, A. Effects of pretreatments and hydrothermal aging on biaxial flexural strength of lithium di-silicate and Mg-PSZ ceramics. *Journal of Dentistry*, 2016; 55, 25–32.
- Araújo, A. M. M. de, Januário, A. B. do N., Moura, D. M. D., Tribst, J. P. M., Özcan, M., & Souza, R. O. A. Can the application of multi-mode adhesive be a substitute to silicized/silanized Y-TZP ceramics? *Brazilian Dental Journal*, 2018; 29(3), 275–281.
- Asar, N. V., & Çakırbay, M. Zirkonya-rezin siman bağlantısını güçlendirmede kullanılan yüzey işlemleri. *Acta Odontol Turc*, 2013; 30(3), 162–168.
- Atsu, S. S., Kilicarslan, M. A., Kucukesmen, H. C., & Aka, P. S. Effect of zirconium-oxide ceramic surface treatments on the bond strength to adhesive resin. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 2006; 95(6), 430–436.
- Attia, A., Lehmann, F., & Kern, M. Influence of surface conditioning and cleaning methods on resin bonding to zirconia ceramic. *Dental Materials*, 2011; 27(3), 207–213.
- Babu, P. J., Alla, R. K., Alluri, V. R., Datla, S. R., & Konakanchi, A. Dental ceramics: Part I–An overview of composition, structure and properties. *Am J Mater Eng Technol*, 2015; 3(1), 13–18.
- Ban, S. (2008). Reliability and properties of core materials for all-ceramic dental restorations. *Japanese Dental Science Review*, 44(1), 3–21.
- Baykara, M. Z., & Schwarz, U. D. Atomic force microscopy: Methods and applications. In *Encyclopedia of Spectroscopy and Spectrometry*. Elsevier. 2017; 70-75
- Beuer, F., Schweiger, J., & Edelhoff, D. Digital dentistry: an overview of recent developments for CAD/CAM generated restorations. *British Dental Journal*, 2008; 204(9), 505–511.

- Binnig, G., Quate, C. F., & Gerber, C. Atomic force microscope. *Physical Review Letters*, 1986; 56(9), 930.
- Blatz, M. B., Sadan, A., & Kern, M. Resin-ceramic bonding: a review of the literature. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 2003; 89(3), 268–274.
- Bona, A. Della, Borba, M., Benetti, P., & Cecchetti, D. Effect of surface treatments on the bond strength of a zirconia-reinforced ceramic to composite resin. *Brazilian Oral Research*, 2007; 21(1), 10–15.
- Borba, M., de Araújo, M. D., Fukushima, K. A., Yoshimura, H. N., Griggs, J. A., Della Bona, A., & Cesar, P. F. Effect of different aging methods on the mechanical behavior of multi-layered ceramic structures. *Dental Materials*, 2016; 32(12), 1536–1542.
- Bultan, Ö., Öngül, D., & Türkoğlu, P. Zirkonyanın mikroyapılarına ve üretim şekillerine göre sınıflandırılması. *Journal of Istanbul University Faculty of Dentistry*, 2010; 44(3), 197–204.
- Camposilvan, E., Leone, R., Gremillard, L., Sorrentino, R., Zarone, F., Ferrari, M., & Chevalier, J. Aging resistance, mechanical properties and translucency of different yttria-stabilized zirconia ceramics for monolithic dental crown applications. *Dental Materials*, 2018; 34(6), 879-890.
- Canay, Ş., Hersek, N., & Ertan, A. Effect of different acid treatments on a porcelain surface 1. *Journal of Oral Rehabilitation*, 2001; 28(1), 95–101.
- Carville, R., & Quinn, F. The selection of adhesive systems for resin-based luting agents. *Journal of the Irish Dental Association*, 2008; 54(5).
- Casucci, A., Osorio, E., Osorio, R., Monticelli, F., Toledano, M., Mazzitelli, C., & Ferrari, M. Influence of different surface treatments on surface zirconia frameworks. *Journal of Dentistry*, 2009; 37(11), 891–897.
- Çevik, P., & Cengiz, D. Farklı yüzey işlemlerinin zirkonyanın ağız içi tamirine etkisi. *Selcuk Dental Journal*, 2017; 4(2), 52–58.
- Chen, C., Kleverlaan, C. J., & Feilzer, A. J. Effect of an experimental zirconia–silica coating technique on micro tensile bond strength of zirconia in different priming conditions. *Dental Materials*, 2012; 28(8), e127–e134.
- Chevalier, J., Cales, B., & Drouin, J. M. Low-temperature aging of Y-TZP ceramics. *Journal of the American Ceramic Society*, 1999; 82(8), 2150–2154.
- Cho, J.-H., Yoon, H.-I., Han, J.-S., & Kim, D.-J. Trueness of the Inner Surface of Monolithic Crowns Fabricated by Milling of a Fully Sintered (Y, Nb)-TZP Block in Chairside CAD–CAM System for Single-visit Dentistry. *Materials*, 2019; 12(19), 3253.
- Çiçekci, G., Oğuz, E. İ., & Karaağaçlıoğlu, L. Tam Seramik Restorasyonların Simantasyonunda Güncel Yaklaşımlar. *Türkiye Klinikleri Protetik Diş Tedavisi-Özel Konular*, 2019; 5(2), 57–63.
- Clarke, I. C., Manaka, M., Green, D. D., Williams, P., Pezzotti, G., Kim, Y.-H., Delauney, C. Current status of zirconia used in total hip implants. *JBJS*, 2003; 85(suppl_4), 73–84.
- Cura, C., Saraçoğlu, A., & Çötert, H. S. Effect of different bonding agents on shear bond strengths of composite-bonded porcelain to enamel. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 2003; 89(4), 394–399.
- Datla, S. R., Alla, R. K., Alluri, V. R., Babu, J. P., & Konakanchi, A. Dental ceramics: Part II- Recent advances in dental ceramics. *Am J Mater Eng Technol*, 2015; 3(2), 19–26.
- de Menezes, F. C. H., Borges, G. A., Valentino, T. A., de Menezes Oliveira, M. A. H., Turssi, C. P., & Correr-Sobrinho, L. Effect of surface treatment and storage on the bond strength

- of different ceramic systems. *Brazilian Journal of Oral Sciences*, 2016; 119–123.
- Della Bona, A., Donassollo, T. A., Demarco, F. F., Barrett, A. A., & Mecholsky Jr, J. J. Characterization and surface treatment effects on topography of a glass-infiltrated alumina/zirconia-reinforced ceramic. *Dental Materials*, 2007; 23(6), 769–775.
- Demirekin, Z. B., Türkaslan, S. S., & Çavdarlı, K. Farklı Yapıştırma Simanlarında Marjinal Aralığın Değerlendirilmesi. *SDU Journal of Health Science Institute/SDÜ Sağlık Bilimleri Enstitüsü Dergisi*, 2017; 8(1).
- Denry, I., & Kelly, J. R. State of the art of zirconia for dental applications. *Dental Materials*, 2008; 24(3), 299–307.
- Dérand, P., & Dérand, T. Bond strength of luting cements to zirconium oxide ceramics. *International Journal of Prosthodontics*, 2000; 13(2).
- Diğdem, E., & Aydoğan, C. Bir Nanohibrit Kompozitin Tamirinde Kullanılan Farklı Yüzey İşlemleri Ve Kompozit Rezinlerin Mikrosızıntıya Etkisi. *Cumhuriyet Dental Journal*, 2018; 21(3), 184–194.
- Dündar, M., Ozcan, M., Cömlekoglu, E., Güngör, M. A., & Artunc, C. Bond strengths of veneering ceramics to reinforced ceramic core materials. *The International journal of prosthodontics*, 2005; 18(1), 71-72.
- Ebeid, K., Wille, S., Salah, T., Wahsh, M., Zohdy, M., & Kern, M. Bond strength of resin cement to zirconia treated in pre-sintered stage. *Journal of the Mechanical Behavior of Biomedical Materials*, 2018a; 86, 84–88.
- Ebeid, K., Wille, S., Salah, T., Wahsh, M., Zohdy, M., & Kern, M. Evaluation of surface treatments of monolithic zirconia in different sintering stages. *Journal of Prosthodontic Research*, 2018b; 62(2), 210–217.
- Egilmez, F., Ergun, G., Cekic-Nagas, I., Vallittu, P. K., & Lassila, L. V. J. Factors affecting the mechanical behavior of Y-TZP. *Journal of the Mechanical Behavior of Biomedical Materials*, 2014; 37, 78–87.
- El-Shrkawy, Z. R., El-Hosary, M. M., Saleh, O., & Mandour, M. H. Effect of different surface treatments on bond strength, surface and microscopic structure of zirconia ceramic. *Future Dental Journal*, 2016; 2(1), 41–53.
- Erdem, A., Akar, G. C., Erdem, A., & Kose, T. Effects of different surface treatments on bond strength between resin cements and zirconia ceramics. *Operative Dentistry*, 2014; 39(3), E118–E127.
- Esquivel-Upshaw, J. F., Kim, M. J., Hsu, S. M., Abdulhameed, N., Jenkins, R., Neal, D., Clark, A. E. Randomized clinical study of wear of enamel antagonists against polished monolithic zirconia crowns. *Journal of Dentistry*, 2018; 68, 19–27.
- Fardin, V. P., de Paula, V. G., Bonfante, E. A., Coelho, P. G., & Bonfante, G. Lifetime prediction of zirconia and metal ceramic crowns loaded on marginal ridges. *Dental Materials*, 2016; 32(12), 1543–1554.
- Farré, M., & Barceló, D. Introduction to the analysis and risk of nanomaterials in environmental and food samples. In *Comprehensive analytical chemistry*. Elsevier. 2012; Vol. 59, pp. 1–32.
- Fonseca, R. G., de Oliveira Abi-Rached, F., Reis, J. M. dos S. N., Rambaldi, E., & Baldissara, P. Effect of particle size on the flexural strength and phase transformation of an airborne-particle abraded yttria-stabilized tetragonal zirconia polycrystal ceramic. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 2013; 110(6), 510–514.
- Frankenberger, R., Pashley, D. H., Reich, S. M., Lohbauer, U., Petschelt, A., & Tay, F. R.

- Characterisation of resin–dentine interfaces by compressive cyclic loading. *Biomaterials*, 2005; 26(14), 2043–2052.
- Fritzsche, J. Zirconium Oxide Restorations with the DCS Precident System Zirkonoxidrestorationen mit dem DCS Precident-System. *International Journal of Computerized Dentistry*, 2003; 6, 193–201.
- Gomes A, Montero J. Zirconia implant abutments: a review. *Med Oral Patol Oral Cir Bucal*, 2001; 16, 50-5.
- Gracis, S., Thompson, V. P., Ferencz, J. L., Silva, N. R. F. A., & Bonfante, E. A. A new classification system for all-ceramic and ceramic-like restorative materials. *International Journal of Prosthodontics*, 2015; 28(3).
- Guazzato, M., Albakry, M., Ringer, S. P., & Swain, M. V. Strength, fracture toughness and microstructure of a selection of all-ceramic materials. Part II. Zirconia-based dental ceramics. *Dental Materials*, 2004; 20(5), 449–456.
- Gültekin, P. Zirkonyanın Dayanımı ve Yüzey Özellikleri. *Türkiye Klinikleri Protetik Diş Tedavisi-Özel Konular*, 2017; 3(2), 84–93.
- Hallmann, L., Ulmer, P., Lehmann, F., Wille, S., Polonskyi, O., Johannes, M., Haase, F. Effect of surface modifications on the bond strength of zirconia ceramic with resin cement resin. *Dental Materials*, 2016; 32(5), 631–639.
- Hara, A. T., Pimenta, L. A. F., & Rodrigues Jr, A. L. Influence of cross-head speed on resin-dentin shear bond strength. *Dental Materials*, 2001; 17(2), 165–169.
- Hatanaka, G. R., Polli, G. S., Fais, L. M. G., dos SN Reis, J. M., & Pinelli, L. A. P. Zirconia changes after grinding and regeneration firing. *The Journal of prosthetic dentistry*, 2017; 118(1), 61-68.
- Helvey, G. A. Classification of dental ceramics. *Inside Continuing Education*, 2013; 13, 62–68.
- Hembacher, S., Giessibl, F. J., Mannhart, J., & Quate, C. F. Revealing the hidden atom in graphite by low-temperature atomic force microscopy. *Proceedings of the National Academy of Sciences*, 2003; 100(22), 12539–12542.
- Jevnikar, P., Krnel, K., Kocjan, A., Funduk, N., & Kosmač, T. The effect of nano-structured alumina coating on resin-bond strength to zirconia ceramics. *Dental Materials*, 2010; 26(7), 688–696.
- Jin, X., Homaei, E., Matinlinna, J. P., & Tsoi, J. K. H. A new concept and finite-element study on dental bond strength tests. *Dental Materials*, 2016; 32(10), e238–e250.
- Kang, Y.-J., Shin, Y., & Kim, J.-H. Effect of Low-Concentration Hydrofluoric Acid Etching on Shear Bond Strength and Biaxial Flexural Strength after Thermocycling. *Materials*, 2020; 13(6), 1409.
- Karakoca, D. S., & Yılmaz, H. Zirkonyum ve sabit protezlerde kullanımı. *Atatürk Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi*, 2006 (Supplement 1), 36–44.
- Karthick, A., Malarvizhi, D., Tamilselvi, R., & Niveditha, S. Ceramics in Dentistry? A Review. *Indian Journal of Public Health Research & Development*, 2019; 10(11).
- Kelly, J. R., & Denry, I. Stabilized zirconia as a structural ceramic: an overview. *Dental Materials*, 2008; 24(3), 289–298.
- Kern, M. Resin bonding to oxide ceramics for dental restorations. *Journal of Adhesion Science and Technology*, 2009; 23(7–8), 1097–1111.
- Kern, M. Bonding to oxide ceramics—laboratory testing versus clinical outcome. *Dental*

- Materials, 2015; 31(1), 8–14.
- Kern, M., & Wegner, S. M. Bonding to zirconia ceramic: adhesion methods and their durability. *Dental Materials*, 1998; 14(1), 64–71.
- Keul, C., Liebermann, A., Roos, M., Uhrenbacher, J., & Stawarczyk, B. The effect of ceramic primer on shear bond strength of resin composite cement to zirconia: a function of water storage and thermal cycling. *The Journal of the American Dental Association*, 2013; 144(11), 1261–1271.
- Kim, J.-W., Covell, N. S., Guess, P. C., Rekow, E. D., & Zhang, Y. Concerns of hydrothermal degradation in CAD/CAM zirconia. *Journal of Dental Research*, 2010; 89(1), 91–95.
- Kim, T. H., Jivraj, S. A., & Donovan, T. E. Selection of luting agents: part 2. *Methods*, 2006; 13, 15–17.
- Kırmalı, Ö. Diş hekimliğinde dental seramikler. *Cumhuriyet Dental Journal*, 2012; 17(3), 316–324.
- Kırmalı, Ö., Barutçigil, Ç., Ozarlan, M. M., Barutçigil, K., & Harorlı, O. T. Repair bond strength of composite resin to sandblasted and laser irradiated Y-TZP ceramic surfaces. *Scanning*, 2015; 37(3), 186–192.
- Komine, F., Fushiki, R., Koizuka, M., Taguchi, K., Kamio, S., & Matsumura, H. Effect of surface treatment on bond strength between an indirect composite material and a zirconia framework. *Journal of Oral Science*, 2012; 54(1), 39–46.
- Kowalski, C., Burrows, L., Fitzgerald, C., & Thornton, J. AFM Manual, Document Revision History: SPM Training Notebook. Veeco Instruments, Inc, 2003; 1–13.
- Kürkçüoğlu, I., Tuna, S. H., Tozun, F., & Kürkçüoğlu, M. E. Feldspatik Dental Seramiklerde Doz Hızı Ölçümleri. *SDU Journal of Health Science Institute/SDÜ Sağlık Bilimleri Enstitüsü Dergisi*, 2016; 7(3).
- Kurt, M., & Bal, B. T. Farklı yüzey işlemleri ve hızlandırılmış yapay yaşlandırmanın monolitik seramik sistemlerin yüzey pürüzlülüğü ve topografisi üzerine etkiler. *Selcuk Dental Journal*, 2017; 4(2), 68–76.
- Kyeyune, B. Atomic force microscopy. *Africa Institute for Mathematical Science Tanzania*. 2017; 10(1.881238).
- Ladha, K., & Verma, M. Conventional and contemporary luting cements: an overview. *The Journal of Indian Prosthodontic Society*, 2010; 10(2), 79–88.
- Lapshin, R. V. Feature-oriented scanning methodology for probe microscopy and nanotechnology. *Nanotechnology*, 2004; 15(9), 1135.
- Libby, G., Arcuri, M. R., LaVelle, W. E., & Hebl, L. Longevity of fixed partial dentures. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 1997; 78(2), 127–131.
- Limsamai, N., Pongpruaksa, P., & Suputtamongkol, K. The effect of accelerated aging on phase transformation and flexural strength of conventional and translucent zirconia-based dental ceramics. *Mahidol Dental Journal*, 2019; 39(2), 99–105.
- Liu, P.-R. A panorama of dental CAD/CAM restorative systems. *Compendium*, 2005; 26(7), 507–513.
- Lopes, F. C., Palma-Dibb, R. G., Campi, L. B., Roselino, R. F., Gomes, É. A., Canevese, V. A., de Sousa-Neto, M. D. Surface topography and bond strength of CAD–CAM milled zirconia ceramic luted onto human dentin: effect of surface treatments before and after sintering. *Applied Adhesion Science*, 2018; 6(1), 1–11.
- Lu, Y., Tseng, H., Shih, Y., & Lee, S. Effects of surface treatments on bond strength of glass-

- infiltrated ceramic. *Journal of Oral Rehabilitation*, 2001; 28(9), 805–813.
- Lüthy, H., Loeffel, O., & Hammerle, C. H. F. Effect of thermocycling on bond strength of luting cements to zirconia ceramic. *Dental Materials*, 2006; 22(2), 195–200.
- Madhavan, S. Methods of Strengthening Ceramics. *Journal of Pharmaceutical Sciences and Research*, 2015; 7(10), 873.
- Martin S, Matthias K, Survival of anterior cantilevered all-ceramic resin-bonded fixed dental prostheses made from zirconia ceramic. *Journal of Dentistry*, 2014; 42, 660-3.
- McCabe, J. F., & Walls, A. W. G. Resin based filling materials. *Applied Dental Materials*, 2008; 9, 195–224.
- McDonough, W. G., Antonucci, J. M., He, J., Shimada, Y., Chiang, M. Y. M., Schumacher, G. E., & Schultheisz, C. R. A microshear test to measure bond strengths of dentin–polymer interfaces. *Biomaterials*, 2002; 23(17), 3603–3608.
- McLaren, E. A., & Figueira, J. Updating classifications of ceramic dental materials: a guide to material selection. *Compendium*, 2015; 36(6), 739–743.
- McLean, J. W. Evolution of dental ceramics in the twentieth century. *Journal of Prosthetic Dentistry*, 2001; 85(1), 61–66.
- Melo, R. M., Souza, R. O. A., Dursun, E., Monteiro, E. B. C., Valandro, L. F., & Bottino, M. A. Surface treatments of zirconia to enhance bonding durability. *Operative Dentistry*, 2015; 40(6), 636–643.
- Monaco, C., Llukacej, A., Baldissara, P., Arena, A., & Scotti, R. Zirconia-based versus metal-based single crowns veneered with overpressing ceramic for restoration of posterior endodontically treated teeth: 5-year results of a randomized controlled clinical study. *Journal of Dentistry*, 2017; 65, 56–63.
- Monaco, C., Tucci, A., Esposito, L., & Scotti, R. Microstructural changes produced by abrading Y-TZP in presintered and sintered conditions. *Journal of Dentistry*, 2013; 41(2), 121–126.
- Moon, J.-E., Kim, S.-H., Lee, J.-B., Han, J.-S., Yeo, I.-S., & Ha, S.-R. Effects of airborne-particle abrasion protocol choice on the surface characteristics of monolithic zirconia materials and the shear bond strength of resin cement. *Ceramics International*, 2016; 42(1), 1552–1562.
- Moon, J., Kim, S., Lee, J., Ha, S., & Choi, Y. The effect of preparation order on the crystal structure of yttria-stabilized tetragonal zirconia polycrystal and the shear bond strength of dental resin cements. *Dental Materials*, 2001; 27(7), 651–663.
- Munoz-Saldana, J., Balmori-Ramirez, H., Jaramillo-Vigueras, D., Iga, T., & Schneider, G. A. Mechanical properties and low-temperature aging of tetragonal zirconia polycrystals processed by hot isostatic pressing. *Journal of Materials Research*, 2003; 18(10), 2415–2426.
- Oğuz, O., & Meriç, G. Self-Adeziv Rezin Simanlar Bölüm II: Restoratif Materyallere Bağlanmaları. *ADO Klinik Bilimler Dergisi*, 2010; 4(3), 617–625.
- Okutan, Y., Yucel, M. T., Gezer, T., & Donmez, M. B. Effect of airborne particle abrasion and sintering order on the surface roughness and shear bond strength between Y-TZP ceramic and resin cement. *Dental Materials Journal*, 2019; 2018–2051.
- Özcan, M. The use of chairside silica coating for different dental applications: a clinical report. *The Journal of prosthetic dentistry*, 2002; 87(5), 469-472.
- Özcan, M., & Bernasconi, M. Adhesion to Zirconia Used for Dental Restorations: A Systematic Review and Meta-Analysis. *Journal of Adhesive Dentistry*, 2015; 17(1).

- Özcan, M., Kerkdijk, S., & Valandro, L. F. Comparison of resin cement adhesion to Y-TZP ceramic following manufacturers' instructions of the cements only. *Clinical Oral Investigations*, 2008; 12(3), 279–282.
- Özcan, M., Melo, R. M., Souza, R. O. A., Machado, J. P. B., Valandro, L. F., & Bottino, M. A. Effect of air-particle abrasion protocols on the biaxial flexural strength, surface characteristics and phase transformation of zirconia after cyclic loading. *Journal of the Mechanical Behavior of Biomedical Materials*, 2013; 20, 19–28.
- Öztürk, I. Farklı bitim ve suni yaşlandırma işlemlerinin monolitik zirkonyum restorasyonlarının değişik özellikleri üzerine etkisi. Master's thesis, Recep Tayyip Erdoğan Üniversitesi/Diş Hekimliği Fakültesi/Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı, 2019.
- Özyer, E. K., Kahramanoğlu, E., Akmansoy, Ş. C., & Özkan, Y. Zirkonyum destekli sabit protetik restorasyonlarda klinik başarı değerlendirme kriterleri. *European Journal of Research in Dentistry*, 2019; 3(1), 53–62.
- Perdigão, J., Fernandes, S. D., Pinto, A. M., & Oliveira, F. A. Effect of artificial aging and surface treatment on bond strengths to dental zirconia. *Operative Dentistry*, 2013; 38(2), 168–176.
- Phark, J.-H., Duarte Jr, S., Blatz, M., & Sadan, A. An in vitro evaluation of the long-term resin bond to a new densely sintered high-purity zirconium-oxide ceramic surface. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 2009; 101(1), 29–38.
- Piconi, C., & Maccauro, G. Zirconia as a ceramic biomaterial. *Biomaterials*, 1999; 20(1), 1–25.
- Piwowarczyk, A., Lauer, H.-C., & Sorensen, J. A. The shear bond strength between luting cements and zirconia ceramics after two pre-treatments. *Operative Dentistry*, 2005; 30(3), 382–388.
- Pozzobon, J. L., Pereira, G. K. R., Wandscher, V. F., Dorneles, L. S., & Valandro, L. F. Mechanical behavior of yttria-stabilized tetragonal zirconia polycrystalline ceramic after different zirconia surface treatments. *Materials Science and Engineering: C*, 2017; 77, 828–835.
- Qeblawi, D. M., Muñoz, C. A., Brewer, J. D., & Monaco Jr, E. A. The effect of zirconia surface treatment on flexural strength and shear bond strength to a resin cement. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 2010; 103(4), 210–220.
- Raigrodski, A. J. Contemporary all-ceramic fixed partial dentures: a review. *Dental Clinics of North America*, 2004; 48(2), viii–531.
- Raigrodski, A. J., & Chiche, G. J. The safety and efficacy of anterior ceramic fixed partial dentures: a review of the literature. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 2001; 86(5), 520–525.
- Ramakrishnaiah, R., Alkheraif, A. A., Divakar, D. D., Matinlinna, J. P., & Vallittu, P. K. The effect of hydrofluoric acid etching duration on the surface micromorphology, roughness, and wettability of dental ceramics. *International Journal of Molecular Sciences*, 2016; 17(6), 822.
- Rani, S., Devi, J., Jain, C., Mutneja, P., & Verma, M. Esthetic rehabilitation of anterior teeth with copy-milled restorations: a report of two cases. *Case Reports in Dentistry*, 2017.
- Rebholz-Zaribaf, N., & Özcan, M. Adhesion to zirconia as a function of primers/silane coupling agents, luting cement types, aging and test methods. *Journal of Adhesion Science and Technology*, 2017; 31(13), 1408–1421.
- Rego, M. E. S., Paes, P. N. G., da Silva Schanuel, F. R., & Jardim, P. M.. Acid etching and

- silica coating effects on Y-TZP topography and ceramic/resin cement bond strength. *Ceramics International*, 2021; 47(4), 5235-5243.
- Scherrer, S. S., Cattani-Lorente, M., Vittecoq, E., de Mestral, F., Griggs, J. A., & Wiskott, H. W. A. Fatigue behavior in water of Y-TZP zirconia ceramics after abrasion with 30 μm silica-coated alumina particles. *Dental Materials*, 2011; 27(2), e28–e42.
- Sehgal, M., Bhargava, A., Gupta, S., & Gupta, P.. Shear bond strengths between three different yttria-stabilized zirconia dental materials and veneering ceramic and their susceptibility to autoclave induced low-temperature degradation. *International Journal of Biomaterials*, vol. 2016; 12(7).
- Şen, N., Us, Y. Ö., Turp, V., & Şen, D. Monolitik Zirkonya. *Türkiye Klinikleri Protetik Diş Tedavisi-Özel Konular*, 2017; 3(2), 127–132.
- Sevmez, H., Güngör, M. B., & Yılmaz, H. Tam Seramik Restorasyonlarda Uygulanan Yüzey İşlemleri. *Ege Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi*, 2018; 39(3), 148–159.
- Shenoy, A., & Shenoy, N. Dental ceramics: An update. *Journal of Conservative Dentistry: JCD*, 2010; 13(4), 195.
- Silva, G. A. F., Da Luz, E. C., & dos Reis Goyata, F. da Silva Concilio LR, Neves ACC, Vitti RP, Cunha LG. Influence of surface treatments on topography and bond strength of densely-sintered zirconium-oxide ceramic. *Ceramics Int*, 2016; 42, 8136–8139.
- Sim, I.-G., Shin, Y., Shim, J.-S., Kim, J.-E., & Kim, J.-H.. Effects of artificial aging on the biaxial flexural strength of Ce-TZP/Al₂O₃ and Y-TZP after various occlusal adjustments. *Ceramics International*, 2017; 43(13), 9951–9959.
- Sirisha, K., Rambabu, T., Shankar, Y., & Ravikumar, P. Validity of bond strength tests: A critical review: Part I. *Journal of Conservative Dentistry*, 2014; 17(4), 305–311.
- Skienhe, H., Habchi, R., Ounsi, H., Ferrari, M., & Salameh, Z. Evaluation of the effect of different types of abrasive surface treatment before and after zirconia sintering on its structural composition and bond strength with resin cement. *BioMed Research International*, 2018a. 1803425.
- Skienhe, H., Habchi, R., Ounsi, H., Ferrari, M., & Salameh, Z. Structural and morphological evaluation of presintered zirconia following different surface treatments. *The Journal of Contemporary Dental Practice*, 2018b; 19(2), 156–165.
- Smielak, B., & Klimek, L. Effect of hydrofluoric acid concentration and etching duration on select surface roughness parameters for zirconia. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 2015; 113(6), 596–602.
- Spohr, A. M., Borges, G. A., Júnior, L. H. B., Mota, E. G., & Oshima, H. M. S. 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. *Photomedicine and Laser Surgery*, 2008; 26(3), 203–208.
- Su, N., Yue, L., Liao, Y., Liu, W., Zhang, H., Li, X., Shen, J. The effect of various sandblasting conditions on surface changes of dental zirconia and shear bond strength between zirconia core and indirect composite resin. *The Journal of Advanced Prosthodontics*, 2015; 7(3), 214–223.
- Subaşı, M. G., & İnan, Ö. Evaluation of the topographical surface changes and roughness of zirconia after different surface treatments. *Lasers in Medical Science*, 2012; 27(4), 735–742.
- Sulaiman, T. A. Materials in digital dentistry—A review. *Journal of Esthetic and Restorative Dentistry*, 2020; 32(2), 171–181.

- Tanaka, K., Tamura, J., Kawanabe, K., Nawa, M., Oka, M., Uchida, M., Nakamura, T. (2002). Ce-TZP/ Al_2O_3 nanocomposite as a bearing material in total joint replacement. *Journal of Biomedical Materials Research*, 2002; 63(3), 262–270.
- Tanaka, K., Tamura, J., Kawanabe, K., Nawa, M., Uchida, M., Kokubo, T., & Nakamura, T. Phase stability after aging and its influence on pin-on-disk wear properties of Ce-TZP/ Al_2O_3 nanocomposite and conventional Y-TZP. *Journal of Biomedical Materials Research Part A: An Official Journal of The Society for Biomaterials, The Japanese Society for Biomaterials, and The Australian Society for Biomaterials and the Korean Society for Biomaterials*, 2003; 67(1), 200–207.
- Tanaka, R., Fujishima, A., Shibata, Y., Manabe, A., & Miyazaki, T. Cooperation of phosphate monomer and silica modification on zirconia. *Journal of Dental Research*, 2008; 87(7), 666–670.
- Tangsatchatham, S., & Juntavee, N. Flexural strength of various types of computerized machinable ceramic veneered to yttria stabilized tetragonal zirconia polycrystalline ceramic upon different hybridized techniques. *Clinical, Cosmetic and Investigational Dentistry*, 2019; 11, 61.
- Taniş, M. Ç., Akay, C., Akçaboy, T. C., Şen, M., Kavaklı, P. A., & Sapmaz, K. In vitro shear bond strength between fluorinated zirconia ceramic and resin cements. *The Journal of Advanced Prosthodontics*, 2018; 10(3), 205–210.
- Tatarciuc, M., Diaconu-Popa, D., & Vitalariu, A. Digital Dentistry. *The Medical-Surgical Journal*, 2019; 123(4), 735–738.
- Tekçe, N. İn Vitro Bağlanma Dayanım Testleri ile Klinik Çalışmalar Arasındaki İlişki. *Ege Üniversitesi Dişhekimliği Fakültesi Dergisi*, 2013; 34(2), 57–65.
- Tekçe, N., & Demirci, M. Mikrogerilim bağlanma dayanım testi ve sonuçlarını etkileyen etkenler. *Atatürk Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi*, 2015; 24(1), 134–152.
- Thammajaruk, P., Inokoshi, M., Chong, S., & Guazzato, M. Bonding of composite cements to zirconia: A systematic review and meta-analysis of in vitro studies. *Journal of the Mechanical Behavior of Biomedical Materials*, 2018; 80, 258–268.
- Thamrongananskul, N., Busabok, C., Poolthong, S., Uo, M., & Tagami, J. Dental zirconia can be etched by hydrofluoric acid. *Dental Materials Journal*, 2014; 33(1), 79–85.
- Thompson, J. Y., Stoner, B. R., Piascik, J. R., & Smith, R. Adhesion/cementation to zirconia and other non-silicate ceramics: where are we now? *Dental Materials*, 2011; 27(1), 71–82.
- Tsuo, Y., Yoshida, K., & Atsuta, M. Effects of alumina-blasting and adhesive primers on bonding between resin luting agent and zirconia ceramics. *Dental Materials Journal*, 2006; 25(4), 669–674.
- Tuğut, F., & Güney, Ü. Farklı yüzey işlemlerinden sonra zirkonyum seramiğinde yüzey pürüzlülüğünün değerlendirilmesi. *Selcuk Dental Journal*, 2020; 7(2), 163–169.
- Tunç, E. P. A. K., Yalçın, L., & Şen, D. Zirkonya restorasyonlarda cad/cam teknolojisi ve alt yapı şekillendirilmesi. *Türkiye klinikleri protetik diş tedavisi-özel konular*, 2017; 3(2), 104–112.
- Türk, A. G., Ulusoy, M., & Önal, B. İndirekt Restorasyonlarda Kullanılan Kompozit Rezin Simanlar. *Ege Üniversitesi Dişhekimliği Fakültesi Dergisi*, 2014; 35(2), 1–8.
- Turp, V., & Gültekin, P. Zirkonyanın Yapısı. *Türkiye Klinikleri Protetik Diş Tedavisi-Özel Konular*, 2017; 3(2), 77–83.
- Turp, V., Sen, D., Tuncelli, B., Goller, G., & Özcan, M. Evaluation of air-particle abrasion of

- Y-TZP with different particles using microstructural analysis. *Australian Dental Journal*, 2013; 58(2), 183–191.
- Tutal, Z., Yamaner, İ. Ş., & Tuncer, E. Dental seramiklerin tarihsel gelişimi. *Atatürk Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi*, 2015; 25, 157–166.
- Tzanakakis, E.-G. C., Tzoutzas, I. G., & Koidis, P. T. Is there a potential for durable adhesion to zirconia restorations? A systematic review. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 2016; 115(1), 9–19.
- Uludamar, A., Akalin, B., & Ozkan, Y. K. Zirkonyum esaslı tam seramik restorasyonlarda simantasyon öncesi yüzey hazırlıkları. *Cumhuriyet Dental Journal* 2011; Vol. 14).
- Ural, Ç., Külünk, T., Külünk, Ş., & Kurt, M. The effect of laser treatment on bonding between zirconia ceramic surface and resin cement. *Acta Odontologica Scandinavica*, 2010; 68(6), 354–359.
- Valandro, L. F., Özcan, M., Amaral, R., Vanderlei, A., & Bottino, M. A. Effect of testing methods on the bond strength of resin to zirconia-alumina ceramic: microtensile versus shear test. *Dental Materials Journal*, 2008; 27(6), 849–855.
- Vargas, M. A., Bergeron, C., & Diaz-Arnold, A. Cementing all-ceramic restorations: recommendations for success. *The Journal of the American Dental Association*, 2011; 142, 20S-24S.
- Varol, M., Güncü, M. B., Aktaş, G., & Canay, M. Ş. Diş hekimliği pratiğinde zirkonyum ve uygulamalarına panoramik bakış. *Atatürk Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi*, 2016; 26(3), 534–541.
- Wang, H., Aboushelib, M. N., & Feilzer, A. J. Strength influencing variables on CAD/CAM zirconia frameworks. *Dental Materials*, 2008; 24(5), 633–638.
- Wang, R.-R., Lu, C.-L., Wang, G., & Zhang, D.-S. Influence of cyclic loading on the fracture toughness and load bearing capacities of all-ceramic crowns. *International Journal of Oral Science*, 2014; 6(2), 99–104.
- Wolfart, M., Lehmann, F., Wolfart, S., & Kern, M. Durability of the resin bond strength to zirconia ceramic after using different surface conditioning methods. *Dental Materials*, 2007; 23(1), 45–50.
- Yenisey, M., Dede, D. Ö., & Rona, N. Effect of surface treatments on the bond strength between resin cement and differently sintered zirconium-oxide ceramics. *Journal of prosthodontic research*, 2016; 60(1), 36-46.
- Yerliyurt, K. Restoratif diş hekimliğinde zirkonyum uygulamaları. *Kocatepe Tıp Dergisi*, 2014; 15(2), 202–206.
- Yun, J., Ha, S., Lee, J., & Kim, S. Effect of sandblasting and various metal primers on the shear bond strength of resin cement to Y-TZP ceramic. *Dental Materials*, 2010; 26(7), 650–658.
- Zhu, L., Nikaido, T., Kitayama, S., & Ikeda, M. Effect of surface abrasion and silica coating on tensile bond strength of a resin cement to zirconia ceramics. *Restoration*, 2009; 4, 6.

ÖZ GEÇMİŞ

Suriye, Halep'te doğdum. Halep Al-Kindi Lisesi'ni bitirdikten sonra Kalamoon Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi'nden 2014 yılında mezun oldum. Eylül 2016 yılında Lisansüstü Eğitim Enstitüsü, Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı'nda doktora eğitimine başladım. Ana dili Arapçadır ve Yabancı dilleri Türkçe ve İngilizcedir.

ORCID ID: <https://orcid.org/0000-0001-9066-246X>

