

T.C.

EGE ÜNİVERSİTESİ

SAĞLIK BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ

**ZİRKONYA ALT YAPIYA UYGULANAN FARKLI YÜZEY
İŞLEMLERİNİN ZİRKONYA-SİMAN ARASINDAKİ
FİZİKSEL BAĞLANMA ÖZELLİKLERİNE ETKİSİNİN
ARAŞTIRILMASI**

Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı

Doktora Tezi

Diş Hekimi

Bengisu YILDIRIM

DANIŞMAN

Prof. Dr. Ahmet SARAÇOĞLU

İZMİR

2014

T.C.
EGE ÜNİVERSİTESİ
SAĞLIK BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ

ZİRKONYA ALT YAPIYA UYGULANAN FARKLI YÜZEY
İŞLEMLERİNİN ZİRKONYA-SİMAN ARASINDAKİ FİZİKSEL
BAĞLANMA ÖZELLİKLERİNE ETKİSİNİN ARAŞTIRILMASI

Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı

Doktora Tezi

Diş Hekimi

Bengisu YILDIRIM

DANIŞMAN

Prof. Dr. Ahmet SARAÇOĞLU

İZMİR

2014

TEZ ONAY SAYFASI

Kurum Adı : Ege Üniversitesi Dişhekimliği Fakültesi

Anabilim Dalı : Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı

Program : Doktora

Tez Konusu : Zirkonya Alt Yapıya Uygulanan Farklı Yüzey Zirkonya-Siman Arasındaki Fiziksel Bağlanma Özelliklerine Etkisinin Araştırılması

Danışman : Prof.Dr.Ahmet SARAÇOĞLU

Tezi Hazırlayan : Dt.Bengisu YILDIRIM

Değerlendirme Kurulu Üyeleri :

Adı Soyadı :

Başkan(Danışman) : Prof.Dr.Ahmet SARAÇOĞLU

Üye / İmza : Prof.Dr.Murat TÜRKÜN

Üye / İmza : Doç.Dr.T.Övül KÜMBÜLOĞLU

Üye / İmza : Prof.Dr.Suna TOKSAVUL

Üye / İmza : Prof.Dr.Şaban EREN

Tezin Kabul Edildiği Tarih : 04.04.2014

ÖNSÖZ

Mesleki ve bilimsel olarak her zaman destek olan, tez çalışmam sırasında önerileri ve eleştirileri ile beni yönlendiren değerli hocam Prof. Dr. Ahmet Saraçoğlu'na

Doktora eğitimim boyunca en az doktora hocam kadar üzerimde emeği olan ve tez çalışmam sırasında öneri ve eleştirileri ile beni yönlendiren değerli hocam Doç. Dr. Övül Kümbüloğlu'na,

Tez jürimde bulunan değerli hocalarım Prof. Dr. Murat Türkün, Prof. Dr. Suna Toksavul, Prof. Dr. Şaban Eren'e

Öğrenimim boyunca benden bilgi ve tecrübelerini esirgemeyen, bana çok şey katan değerli hocalarım; Prof. Dr. Ebru Çal, Doç. Dr. Bülent Gökçe, Doç Dr. Gülcan Coşkun Akar ve Dr. Rahime Tüzünsoy Aktaş'a

Doktora süreci boyunca bana her anlamda yardımcı olan değerli arkadaşlarım Dt. Begüm Yerci, Dt. Beste Becerikli, Dt. İlker Önder, Dt. Pınar Bingöl, Fatoş Akkuş, Dt. Habibe Öztürk, Dt. Seda Şanlı, Dt. Gözde Yerlioğlu, Suna Karaaldı, Lale Vatansever'e

Her zaman yanımda olan, desteklerini hiçbir zaman esirgemeyen, sevgi ve özveri ile yetiştiren aileme sonsuz

Teşekkür ederim.

İzmir 2014

Diş Hekimi Bengisu Yıldırım

İÇİNDEKİLER

İÇİNDEKİLER.....	I
ŞEKİL LİSTESİ	VIII
RESİM LİSTESİ	IX
TABLO LİSTESİ	XIV
GRAFİK LİSTESİ.....	XV
BÖLÜM I GİRİŞ.....	1
1.1. Genel Bilgiler	2
1.1.1. Biyouyumluluğu.....	4
1.1.2. Opasitesi	6
1.1.3. Kullanım Alanları	7
1.1.4. Kristal Yapısı	7
1.1.5. Dönüşüm Sertleşmesi	8
1.1.6. Sinterizasyonu	9
1.1.6.1. Hot Isostatic Pressing (HIP).....	10
1.1.6.2. Non-Hot Isostatic Pressing (Non-HIP)	10
1.2. Zirkonya Çeşitleri.....	10

1.2.1. Tam Stabilize Zirkonya	10
1.2.2. Yarı Stabilize Zirkonya (Partially Stabilized Zirconia)	10
1.2.3. Yitrium Stabilize Zirkonya	11
1.2.3.1. Y-TZP Seramik Restorasyonların Endikasyonları	13
1.2.3.2. Y-TZP Seramik Restorasyonların Kontrendikasyonları	13
1.2.3.3. Y-TZP Seramik Restorasyonların Avantajları	13
1.2.3.4. Y-TZP Seramik Restorasyonların Dezavantajları.....	14
1.3. Düşük Sıcaklık Bozunması	14
1.4. Computer Aided Design-Computer Aided Manufacturing (CAD-CAM)	
ve Zirkonya	17
1.5. Yüzey İşlemlerinin Zirkonyanın Dayanıklılığına Etkileri.....	17
1.6 Simantasyon	18
1.6.1. Rezin Simanlar	21
1.6.1.1. Kompozit Rezin Simanların Yapısı	21
1.6.2.Sertleşme Mekanizmalarına Göre Kompozit Rezin Esaslı Yapıştırma Simanları	
.....	23
1.6.2.1. Kimyasal Sertleşen Kompozit Rezin Esaslı Yapıştırma	
Simanları	23

1.6.2.2. Işıklı Sertleşen Kompozit Rezın Esaslı Yapıştırma	
Simanları.....	24
1.6.2.3. Kimyasal ve Işıklı Sertleşen (Dual Cure)	
Kompozit Rezın Esaslı Yapıştırma Simanları	24
1.6.2.3.1. Kimyasal ve Işıklı Sertleşen Rezın	
Simanların Avantajları.....	25
1.6.2.3.2. Kimyasal ve Işıklı Sertleşen Rezın	
Simanların Dezavantajları.....	25
1.6.3. Kompozit Rezın Simanların Avantajları.....	25
1.6.4. Kompozit Rezın Simanların Dezavantajları.....	26
1.6.5. Kompozit Rezın Simanların Kullanıldığı Restorasyonlar	27
1.6.6. Çalışmada Kullanılan Simanlar.....	27
1.6.6.1. Panavia F 2.0	27
1.6.6.2. Super Bond C&B	30
1.6.6.3. Poly-F.....	31
1.6.6.4. G-Cem.....	32
1.6.6.5. Bifix QM.....	33

1.7. Yüzey İşlemleri	34
1.7.1. Yüzey İşlemlerinin Sınıflandırılması	34
1.7.1.1. Mekanik Yüzey İşlemleri.....	35
1.7.1.2 Kimyasal Yüzey İşlemleri.....	38
1.7.1.3. Mekanik ve Kimyasal Yüzey İşlemleri.....	39
1.7.1.4. Diğer Yöntemler	42
1.8. Materyallerin Mekanik Özellikleri	46
1.8.1. Gerilim	46
1.8.2. Gerilme	47
1.8.3. Elastik Sınır.....	48
1.8.4. Orantı Sınırı	48
1.8.5. Elastisite Modülü	49
1.8.6. Esneklik.....	49
1.8.7. Daimi Deformasyon.....	49
1.8.8. Dayanıklılık.....	49
1.8.9. Sertlik.....	50
1.9. Mekanik Testler.....	50

1.9.1. Mekanik Testleri Etkileyen Faktörler	50
1.9.2. Mekanik Test Çeşitleri	51
1.9.2.1. Eğme Testleri	52
1.9.2.2. Makaslama Testleri.....	55
1.9.2.3. Çekme Testleri.....	58
1.9.2.4. Burma Testleri	61
1.10. Termal Siklus	61
1.11. SEM	63
1.12. AFM	66
BÖLÜM II GEREÇ VE YÖNTEM	71
2.1. Yapılacak Testler için Örnek Gruplarının Oluşturulması	72
2.2. Zirkonya Blokların Hazırlanması.....	73
2.3. Uygulanan Yüzey İşlemleri.....	73
2.3.1. Primer Uygulanması.....	74
2.3.2. Rocatec ile Silika Kaplama	76
2.3.3. Alüminyum Nitrit ile Kaplama	77
2.3.4. Er: YAG Lazer Uygulanması.....	79
2.4. Çalışmada Kullanılan Simanlar.....	80

2.5. Örneklerin Hazırlanması	80
2.6. Örnek Gruplarına Uygulanan Aşamalar	83
2.6.1. Termal Siklus İşlemi	83
2.6.2. Makaslama Testi	84
2.6.3. Işık Mikroskobunda Kırık Tiplerinin Belirlenmesi.....	85
2.6.4. ESEM Analizi.	85
2.6.5. AFM Analizi	86
2.7. İstatiksel Analiz	87
BÖLÜM III BULGULAR.....	88
3.1. Makaslama Testi Bulguları	88
3.2. Işık Mikroskobu Bulguları	99
3.3. ESEM Bulguları	106
3.4. AFM Bulguları	122
BÖLÜM IV TARTIŞMA.....	124
BÖLÜM V SONUÇ VE ÖNERİLER	149
BÖLÜM VI ÖZET	151
BÖLÜM VI ABSTRACT	154
BÖLÜM VII KAYNAKLAR.....	157

EKLER.....	190
ÖZGEÇMİŞ	197

ŞEKİL LİSTESİ

Şekil 1: Zirkonyum oksit kristallerinin faz değişimleri	7
Şekil 2: Zirkonya kristallerinde gerçekleşen dönüşüm sertleşmesi	9
Şekil 3: Porselen yüzeyi ile silan bağlayıcı bağlayıcı materyal arasındaki reaksiyon	38
Şekil 4: Porselen yüzeyi-silan materyal-rezin arasındaki kimyasal bağlantı	38
Şekil 5: Baskı, gerilim ve makaslama kuvvetlerinin uygulama yönleri.....	47

RESİM LİSTESİ

Resim 1: SEM’de zirkonya yüzeyinde fibroblastlar ($\times 700$ büyütmede)	6
Resim 2: %3-4’ lük Hacim artışı	8
Resim 3: Dönüşüm sertleşmesi	8
Resim 4: Sinterizasyon sonrası zirkonyada %20-30 oranında hacimsel büzülme	9
Resim 5: Su veya buhar ile zirkonya kristallerinde %3-4’ lük hacim artışı	16
Resim 6: Hacmi artan tanecikler birbirlerini sıkıştırması	16
Resim 7: Zirkonya yüzeyinin yukarıya doğru yükselmesi	17
Resim 8: Panavia F 2.0 siman seti	28
Resim 9: Super-Bond C&B siman seti	30
Resim 10: Poly-F siman seti	32
Resim 11: GC Automix siman seti	32
Resim 12: Bifix QM siman seti	34
Resim 13: Rocatec Sistemi	40
Resim 14: Rocatec Pre ile kumlama	41
Resim 15: Rocatec Plus Uygulanması	42
Resim 16: Piyasada bulunan çeşitli primerler.....	43
Resim 17: 3 nokta eğme testi	53

Resim 18: 4 nokta eğme testi.....	53
Resim 19: Biaksiyel eğme testinden 3 top üzerinde piston	54
Resim 20: Makaslama testi	55
Resim 21: Makaslama testinde sonlu elemanlar analizi ile kuvvetin uygulandığı bölge	
56	
Resim 22: Çekme testi	59
Resim 23: Sonlu elemanlar analizinde çekme kuvveti	60
Resim 24: Termal Siklus Cihazı	63
Resim 25: SEM’de kan hücreleri	64
Resim 26: Çeşitli yüzey işlemleri uygulanmış zirkon yüzeyinin SEM görüntüsü.....	66
Resim 27: AFM tarayıcı prob	67
Resim 28: Çeşitli yüzeylerin AFM görüntüleri	68
Resim 29: Çalışmada kullanılan zirkon bloklar.....	73
Resim 30: Z-Prime Plus.....	74
Resim 31: Zirkon blokların zımpara cihazında zımparalanması	75
Resim 32: Zirkon blokların zımpara cihazında zımparalanması	75
Resim 33: Blokların 50 µm kum ile kumlanması	75
Resim 34: Blokların 5 sn süre ile asitlenmesi.....	75

Resim 35: Ultrasonik banyoda yıkama	75
Resim 36: Ultrasonik banyoda yıkama	75
Resim 37: Z-Prime Plus'ın uygulanması	76
Resim 38: Z-Prime Plus'ın polimerizasyonu.....	76
Resim 39: Rocatec Cihazı.....	77
Resim 40: Rocatec Cihazı.....	77
Resim 41: Rocatec Pre ve Plus'ın uygulanması	77
Resim 42: Espe-sil silanın sürülmesi	77
Resim 43: AIN	78
Resim 44: AIN süspansiyonuna 75 °C'de ön ısı uygulaması	78
Resim 45: Örneklerin 2 saat fırında kurutulması.....	78
Resim 46: 900°C'de 1 saat ısı ile muamele edilmesi.....	78
Resim 47: Lazer cihazı	79
Resim 48: Lazer cihazı	79
Resim 49: Lazer uygulaması.....	79
Resim 50: Bioplast kalıp.....	80
Resim 51: Bioplast kalıba simanların enjekte edilmesi	80
Resim 52: Bioplast kalıplardaki simanların polimerize edilmesi	81

Resim 53: İzole edici ajan ile rezin simanların kaplanması.....	81
Resim 54: Zirkon blok üzerinde hazırlanan örneklerin şematik görüntüsü.....	82
Resim 55: Zirkon blok üzerinde hazırlanan örneklerin gerçek görüntüsü.....	82
Resim 56: Termal Döngü Cihazı	83
Resim 57: Termal Döngü cihazında örnekler	83
Resim 58: Universal Test Cihazı	84
Resim 59: Makaslama testi için kullanılan düzenek.....	84
Resim 60: Makaslama testinin uygulanması	84
Resim 61: : Makaslama kuvvetinin yönü	84
Resim 62: Çevresel taramalı elektron mikroskobu.....	86
Resim 63: Atomik kuvvet mikroskobu.....	87
Resim 64: Atomik kuvvet mikroskobu.....	87
Resim 65 (a, b, c): Farklı siman gruplarına ilişkin ışık mikroskobu görüntüleri	101
Resim 65 (d, e, f): Farklı siman grubuna ilişkin ışık mikroskobu görüntüleri	103
Resim 65 (g, h, ı): Farklı siman grubuna ilişkin ışık mikroskobu görüntüleri	104
Resim 65 (i, j, k): Farklı siman grubuna ilişkin ışık mikroskobu görüntüleri	106
Resim 66: Kontrol grubunda Poly-F simanına ilişkin 43X, 500X, 1000X, 2000X 5000X büyütmedeki ESEM görüntüleri	107

Resim 67: Zr-Primer grubunda Panavia simanına 43X, 500X, 1000X, 2000X, 5000X ilişkin büyütmedeki ESEM görüntüleri	110
Resim 68: Rocatec (ROC) grubunda G-CEM (GC) simanına 43X, 500X, 1000X 2000X, 5000X ilişkin büyütmedeki ESEM görüntüleri	113
Resim 69: Alüminyum Nitrit (AlN) grubunda Superbond (SB) simanına 43X 500X, 1000X, 2000X, 5000X ilişkin büyütmedeki ESEM görüntüleri	116
Resim 70: : Lazer (LAZ) grubunda Bifix QM (BQ) simanına 43X, 500X 1000X, 2000X, 5000X ilişkin büyütmedeki ESEM görüntüleri	119
Resim 71: Kontrol grubuna ait AFM görüntüsü	123
Resim 72: Rocatec grubuna ait AFM görüntüsü.....	123

TABLO LİSTESİ

Tablo 1: Y-TZP' nin Fiziksel ve Kimyasal Özellikleri	11
Tablo 2: Kompozit Resin Simanların Kullanıldığı Restorasyonlar.....	27
Tablo 3: Çalışmada kullanılan materyallere ait bilgiler	71
Tablo 4: Örnek gruplarının şematik görüntüsü.....	72
Tablo 5: İstatistiksel analiz sonuçlarının yüzey hazırlık işlemi ve siman alt gruplarına göre dağılımı.....	88
Tablo 6: Tablo 5'te kullanılan kısaltmalar	89
Tablo 7: Kırık tiplerinin siman ve yüzey işlemi gruplarına göre dağılımı	99
Tablo 8: AFM sonuçlarının kontrol ve Rocatec grubuna göre dağılımı.....	122

GRAFİK LİSTESİ

Grafik 1: Orantı Sınırı	48
Grafik 2: Çeliğin çekme diyagramı.....	60
Grafik 3: Tüm yüzey işlemleri için her bir siman grubunun ortalama SBSD'si.....	90
Grafik 4: ROC, ZP, KON, AlN, LAZ yüzey işlemleri gruplarında ortalama SBSD.	92
Grafik 5: PAN, SB, POL, GC, BQ siman gruplarında ortalama SBSD.....	94

BÖLÜM I

GİRİŞ

Geçmişten günümüze, diş hekimliği uygulamalarında kaybolan diş ve diş dokularını taklit edecek, çiğneme kuvvetlerine yeterli dayanıklılık gösterecek, mükemmel bir biyolojik uyuma sahip olacak malzeme arayışı devam etmektedir.

Seramikler doğadakine en yakın biyolojik ve estetik özelliklere sahip restoratif malzemeler olmuş ancak her tür uygulama için yeterli dayanıklılığı gösterememiştir.

Metal alt yapıli seramik restorasyonlar yeterli dayanımı göstermekte ve uzun dönem klinik başarılarından dolayı sabit protetik uygulamalarda yerlerini korumakta ancak arzu edilen estetiği sağlayamamaktadır. Estetik arayışlar devam ederken ilk olarak ortopedide kullanılan zirkonya diş hekimlerinin kullanımına sunulmuştur.

Zirkonyanın biyoyumlu olması, dayanıklılığının yüksek olması, estetiğinin metal oksitlere göre daha iyi olması ve CAD-CAM teknolojilerinden faydalanılarak posterior bölgede çok üyeli restorasyonlar yapılmasına imkân sağlaması gibi birçok avantajı vardır. Bu nedenle günümüzde birçok seramik restorasyonda alt yapı olarak zirkonya kullanılmaktadır.

Zirkonyanın dişle bağlantısı için literatüre bakıldığında rezin içerikli ve geleneksel simanların kullanıldığı görülmektedir.

Rezin simanların restorasyonlar ile adezyonu kimyasal bağ ve mikro mekanik kilitleme ile olur. Ancak zirkonya ve rezin simanlar arasında bağ dayanımı, zirkonya cam faz içermediği ve bu sebeple seramik yüzeyinde etkili olan HF asit zirkonya yüzeyinde herhangi bir değişiklik yapmadığı için yeterli değildir.

Adeziv simantasyon, birçok avantajından dolayı ve seramik restorasyonların dayanıklılığını büyük ölçüde arttırdığı için özellikle tercih edilmektedir. Bu sebeple zirkonya siman arasındaki bağlanma sorunlarının çözümüne yönelik olarak

zirkonyanın yüzey özelliklerini modifiye edebilecek çalışmalar ve yeni nesil siman arayışları devam etmektedir. .

Bu bilgiler ışığında çalışmamızın amacı, zirkonya yüzeyi ile rezin siman arasındaki bağlanmayı arttıracak yüzey işlemlerini ve rezin simanları araştırmaktır.

Çalışmamızın H_0 hipotezi: Kontrol grubu hariç uygulanacak olan yüzey işlemlerinin, zirkonya yüzeyine simante edilecek çeşitli rezin simalarla zirkonya arasındaki bağ dayanımını değiştirmeyeceğidir.

1.1. Genel Bilgiler

Dental seramikler günümüzde diş hekimliğinde sıkça kullanılmaktadır. Özellikle estetik diş hekimliğinde yeri çok büyüktür. Ancak seramikler her zaman hem estetik hem de dayanıklı olamamaktadır. Dayanıklılığın artması için çeşitli yöntemler denenmiş, yeni malzemeler kullanılmıştır. Dental seramikleri güçlendirme yöntemlerinden biri de zirkonya alt yapıların kullanılmasıdır. Zirkonyanın basma ve çekme dayanıklılığının seramiklerin çok çok üzerinde olması ve CAD-CAM uygulamalarında kullanılabilmesi, zirkonya alt yapıları özellikle posterior restorasyonlarda aranılan bir unsur haline getirmiştir.

Zirkonya alt yapıların metal destekli sistemlere göre en büyük avantajı estetik olarak beklentileri karşılayabilmesidir. Metal renginin yansması, ayrıca korozyona uğradığı durumlarda diş eti renklenmelerine sebep olması gibi dezavantajları, hekimleri metal destekli seramiklerin yerine yeni bir materyal kullanımına itmiştir. Zirkonya alt yapılar seramikleri güçlendirmek için kullanılmaktadır.

Zirkon antik Mısır dönemlerinden günümüze değerli bir taş olarak bilinir. Zirkonyum metalinin adı Arapça Zargon (altın renginde) kelimesinden gelmektedir. Zargon ise Farsça Zar (altın) ve Gun (renk) kelimelerinden türemiştir (120, 221).

Atom numarası 40 olan Zirkonyum (Zr) metalik yapıda bir elementtir. Periyodik tablonun D grubuna ait bir geçiş elementidir. Materyal 6,49 g/cm³ yoğunluğundadır. Erime noktası 1852 °C ve kaynama noktası 3580 °C’ dir. Heksagonal kristal yapıya sahip zirkonyum oda şartlarında grimsi bir renge sahiptir. Zirkonyum içerisinde %1-%3 mol Hafniyum bulunur. Ancak Hafniyum zirkonyumdan ayrıştırılır ve zararlı etkileri ortadan kaldırılır (221).

Zirkonyumun korozyona karşı direnci, reaktif yapısı sayesinde hava ve su ile temas halindeyken oksitle kaplanması sonucu oluşur. Dökümü sırasında havadaki oksijen ve nitrojen ile etkileşmemesi için titanyumun döküldüğü fırınlar gibi özel fırınlarda dökülmelidir (50).

Zirkonyum doğada saf halde olmayıp, baddeleyit olarak da bilinen metal oksiti “zirkonya (ZrO₂)” veya silikat oksit ile yaptığı bileşik olan “zirkon (ZrSiO₄)” şeklinde bulunmaktadır. Zirkon (ZrSiO₄) zirkonyanın başlıca elde edildiği kaynak madenleridir. Diş hekimliği uygulamalarında tercih edilen formu zirkonya yani zirkonyum dioksit (ZrO₂) ‘tir. Sadece zirkonyum oksit kullanıldığında da zirkonyum dioksit anlaşılmalıdır (221).

Zirkonyum oksit (ZrO₂) veya zirkonya Alman kimyacı Martin Heinrich Klaproth tarafından 1789 yılında bir takım değerli taşların ısınma reaksiyon ürünü olarak bulunmuştur. 1824 yılında İsveçli kimyacı Jöns Jacob Berzelius tarafından izole edilmeden önce zirkonya uzun süre seramiklerde pigment olarak, az miktarda oksitler ile harmanlanarak kullanılmıştır (120, 181, 221).

Zirkonya paslanmaz çeliğe benzer mekanik özelliklere sahiptir. Çekme kuvveti direnci 900-1200 MPa ve basma direnci 2000 MPa civarındadır. Cales, zirkonyanın döngüsel gerilimleri iyi tolere ettiğini, aralıklar ile 28 kN kuvvet uygulandığında 50

milyon siklusda ancak 90 kN'dan fazla kuvvet uygulandığında 115 siklusda kırılma meydana gelmesi ile açıklamıştır (120, 181, 221).

Zirkonyanın yüksek mekanik özellikleri yüksek mekanik dayanıklılığın gerektiği posterior bölgelerde ön görülebilir metal desteksiz restorasyonların yapılabilmesini sağlar. Bu dayanıklılık kristal içeriğin artmış, cam fazın ise azalmış olması ile sağlanmaktadır (120, 181, 221).

1.1.1. Biyouyumluluğu

Zirkonyumdan biyomedikal uygulamalarda ilk olarak 1969 yılında Hermer ve Driskell tarafından total kalça protezlerinde eklem başı olarak kullanılmasıyla bahsedilmiştir. Maymun femuruna ZrO_2 protezler yerleştirilmiş ve bu protezlerin yan etkisinin olmadığı bildirilmiştir. Ortopedik çalışmalar zirkonyanın mekanik özelliklerine, yorgunluğuna, kemik ve kas ile entegrasyonuna odaklanmıştır. İlk çalışmalar in-vivodur çünkü in-vitro teknoloji yeteri kadar gelişmemiştir. 1990 yılından önce yapılan çalışmalarda zirkonyanın kemik ve kasa herhangi bir olumsuz etkisinin olmadığı görülmüştür (120, 181, 221). Ancak ilerleyen yıllarda, zirkonyanın kalça eklemi olarak kullanıldığı vakalarda yaşanan başarısızlıklardan dolayı, günümüzde kalça eklemi protezlerinde kullanılmamaktadır (120, 221).

90'lı yılların başında ilk defa zirkonya protetik cerrahide endosseöz implantlarda yerini almıştır. Ancak, ilk deneysel çalışma 1975 yılında Cranin ve arkadaşları tarafından zirkonyanın köpeklerdeki ağız içi endosteal implantlarda vitaliyumu (krom ve kobalt alaşımı) kaplamak için kullanılmasıdır (120, 221).

1990 yılından sonra zirkonya ile in-vitro çalışmalar yapılmıştır. Bu çalışmalarda zirkonyaya doğru hücresel hareketler incelenmiştir. İn-vitro değerlendirmeler ZrO_2 'in sitotoksik olmadığını doğrulamıştır (181).

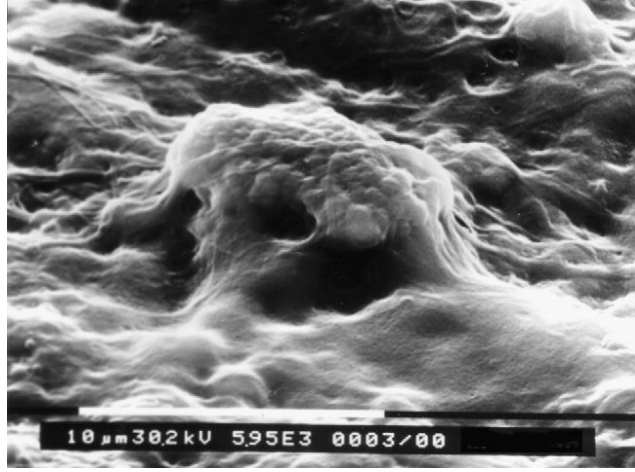
ZrO₂ biyouyumlu bir materyaldir. Biyouyumlu materyaller, yaşıyan sisteme implante edilerek organ ve dokuların işlevlerini kısmen veya tümünden üstlenmek üzere tasarlanmış materyallerdir. Bu materyallerin biyolojik yönden uyumlu olması, toksik ve karsinojenik olmaması, kimyasal açıdan inert ve stabil olması, yeterli mekanik kuvvete sahip olması, yoğun bir yaşama uyum gösterebilmesi istenir (181).

Biyomateriyallerin fiziksel, kimyasal, mekanik, termal özelliklerinin iyi bilinmesi ve doku ile alerjik, toksik, karsinojenik reaksiyon vermemesi istenir (206).

Zirkonya tozunun yan etki geliştirdiğine dair kesin olmayan sonuçlar bildirilmiştir. Bu sonuçlar büyük ihtimalle, sinterize edildikten sonra ortamda bulunmayan zirkonyum hidroksitten kaynaklanmaktadır. Ancak sinterize edildikten sonra zirkonyum hidroksit ortamda bulunmadığı için katı örnekler her zaman güvenilirdir (181).

Silva ve Covacci zirkonyanın mutajenitesini araştırmış ve zirkonyanın hücreselel genomda mutasyon oluşturmadığını bildirmişlerdir (181).

Warashina ve arkadaşları zirkonya ve titanyum iyileşme başlıklarının etrafındaki peri-implant yumuşak dokuların karşılaştırıldığı bir çalışma ile zirkonyanın titanyuma göre daha az biyolojik reaksiyon gösterdiğini belirtmişlerdir (Resim 1). Enflamatuar içerik, mikro damar yoğunluğu ve vasküler endotelyal büyüme faktörü yayılımı titanyum başlıklar etrafında zirkonyum oksite göre daha fazla bulunmuştur. Ayrıca, nitrik oksit sentaz ile ölçülen bakteriyel ürünlerin miktarı titanyum etrafında zirkonyum oksite göre daha fazla bulunmuştur (181).



Resim 1: SEM’ de zirkonya yüzeyinde fibroblastlar (700X). Hücreler yüzeyde büyür ve yüzeyi hücrel bir tabaka kaplar (181).

Dental restorasyonlar da özellikle paladyum ve nikel gibi metal alaşımlara karşı hipersensivite gözlenebilir, metal alaşımları içermeyen zirkonyum oksit alt yapılı seramik restorasyonların biyouyumlu olmaları bu problemi ortadan kaldırmaktadır (190, 226).

1.1.2. Opasitesi

Zirkonya esaslı alt yapılar, metal alaşımları ile eşit opasite göstermektedir (228). Alt yapı matrisi içindeki kristalin içeriği emilen, yansıtılan ve geçirilen ışık miktarını belirlemekte, bu sebeple yüksek dayanıklılığa sahip tüm seramiklerde kristalin içeriğinin artışı opasite ile sonuçlanmaktadır. Zirkonya alt yapılar metal benzeri bir opaklık gösterir ve böylece restorasyonun marjinal uyumu radyografik olarak kolayca değerlendirilebilir. Ayrıca rekürrent çürüklerin teşhisinde de yardımcı olur. Ancak oluşabilecek radyolusent görüntüleri de maskeleyebileceği belirtilmektedir (226).

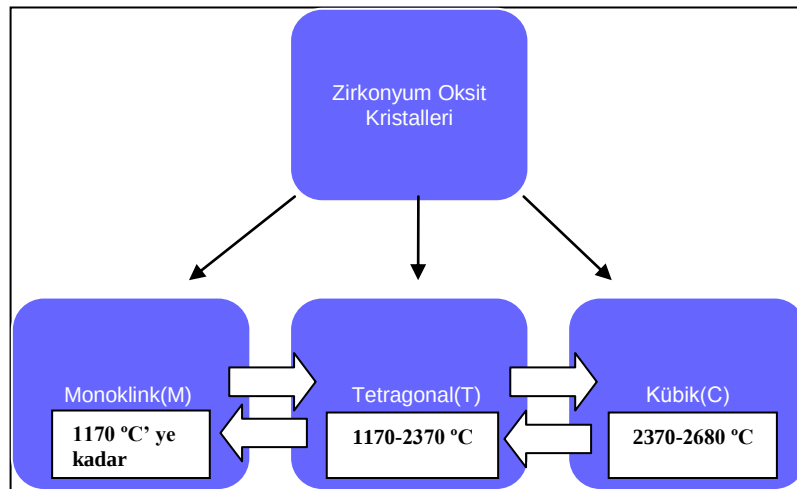
1.1.3. Kullanım Alanları

Saf olmayan zirkonyum oksit genellikle metalürjik fırınlarında astar malzemesi olarak, seramik ve cam endüstrisinde refrakter madde olarak ve alaşımlar (demir, krom, kalay, örn: Zircolay) ile birlikte nükleer endüstride yakıt çubuklarının kaplamasında kullanılır (120). Zirkonya bıçaklar Kevlar'ı, manyetik bantları, sigara filtrelerini kesmek için de kullanılır. Yüksek sıcaklık iyon iletkenliği zirkonya seramiklerinin oksijen sensörlerinde ve yakıt hücrelerinde elektro-likitler olarak kullanılmasını sağlar (221).

ZrO_2 , metal-seramik yapılarla kıyaslandığında yüksek estetik potansiyelinden dolayı diş hekimliğine sunulmuştur. Zirkonya çeşitli klinik uygulamalar (ortodontik braket, endodontik post/pin, abutment, tek kron ve sabit bölümlü protezler) için dental materyal olarak kullanılmakta ve araştırılmaktadır (256).

1.1.4. Kristal Yapısı

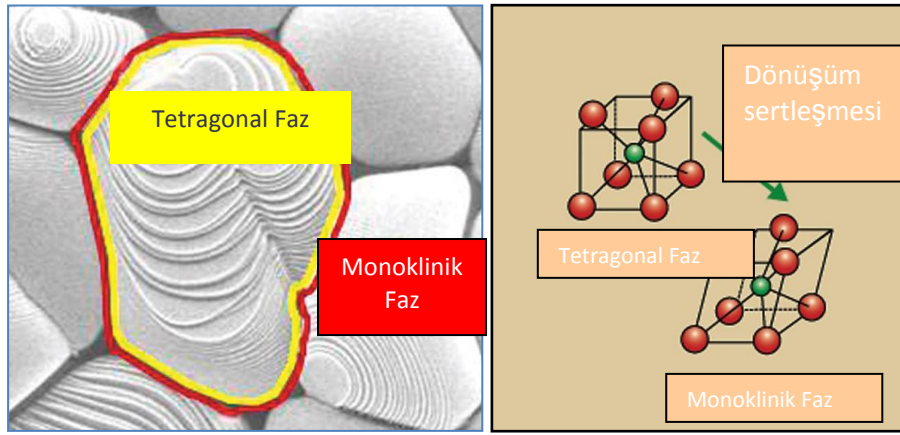
ZrO_2 doğada polimorf yapıdadır, farklı sıcaklıklarda kimyasal yapısında hiçbir değişim olmadan farklı kristal yapılar sergilemektedir. ZrO_2 'in 3 kristal fazı vardır. Düşük sıcaklıkta monoklinik faz, 1170 °C' nin üzerinde tetragonal faz ve 2370 °C' nin üzerinde ise kübik fazda bulunur (Şekil 1) (221).



Şekil 1: Zirkonyum oksit kristallerinin faz değişimleri

1.1.5. Dönüşüm Sertleşmesi

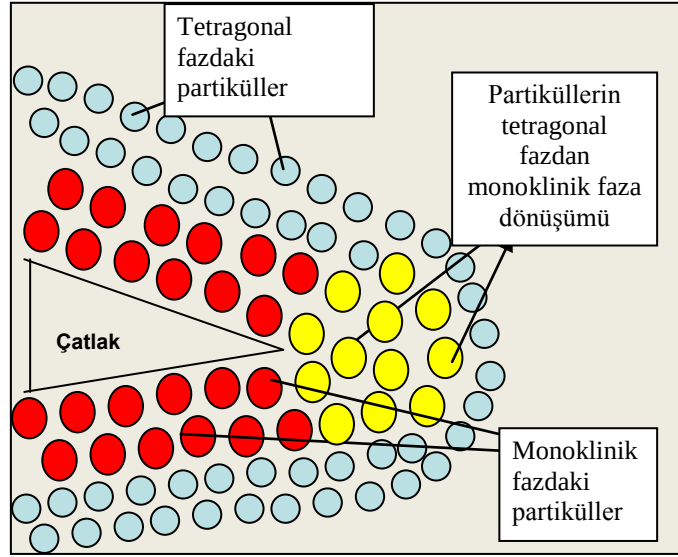
Zirkonyum oksiti stabilize etmek için kullanılan çeşitli oksitler oda sıcaklığında zirkonyayı metastabil şartlarda tutar. Ancak uygulanan kuvvetler metastabil tetragonal fazın daha stabil monoklinik faza geçmesine sebep olur. Bu olay sonucunda %3-4' lük hacim artışı olur (Resim 2). Çünkü monoklinik taneciklerin hacmi daha büyüktür (24, 54, 221).



Resim 2: %3-4' lük hacim artışı (245) **Resim 3:** Dönüşüm sertleşmesi (245)

Kuvvetlerin uygulandığı yerde hacim artışına bağlı olarak sıkıştırıcı gerilimler oluşur. Bu gerilimler mikro çatlakların oluşmasını ve yayılmasını engeller. Bu olaya transformasyon (dönüşüm) sertliği denir (Şekil 2, Resim 3) (24, 54, 221). Materyale yüksek dayanıklılık ve kırılma direnci sağlar.

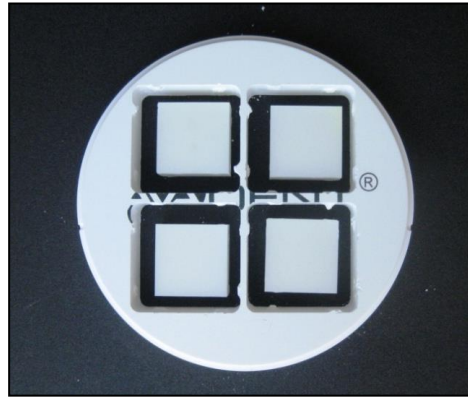
Dönüşüm sertleşmesi, materyali güçlendirdiği için zirkonya için akıllı seramik terimi kullanılmıştır. Her ne kadar bu faz dönüşümü ile ortaya çıkan kompresif stresler ile dayanıklılık artsa da, tetragonal monoklinik faz dönüşümü kontrol altına alınmalıdır, aksi takdirde hacim artışı ileri derecede kırıklara neden olabilir. Bu nedenle zirkonyanın oda sıcaklığında tetragonal fazda tutulması gerekmektedir (115).



Şekil 2: Zirkonya kristallerinde gerçekleşen dönüşüm sertleşmesi

1.1.6. Sinterizasyonu

Tam olarak sinterlenmiş zirkonyanın frezelenmesi sertliğinden dolayı çok güçtür ve zirkonun yapısına zarar verebilir. Tam sinterleme yerine ön sinterleme veya yarı sinterleme işlemi uygulanan bloklar kullanılmaktadır. Sinterizasyon işlemi sonucu % 20-30 oranında hacimsel büzülme oluşur (Resim 4) (180).



Resim 4: Sinterizasyon sonrası zirkonyada %20-30 oranında hacimsel büzülme gözlenir.

Sinterizasyon 2 şekilde yapılabilir (180).

1. Hot Isostatic Pressing (HIP)

2. Non-Hot Isostatic Pressing (Non-HIP)

1.1.6.1. Hot Isostatic Pressing (HIP)

Özel bir sinterleme tekniğidir ve pahalı malzemeler gerektirir. Materyali sinterlemek için yüksek ısı ve basınç uygulanır. Non-HIP zirkonyaya göre, materyalin geçirgenliğinde ve yoğunluğundaki artış dayanıklılığında yaklaşık % 20'lik bir artışa sebep olur (180, 212).

Yoğun sinterlenmiş seramik blokların frezelenmesi sırasında, seramik üzerinde istenmeyen yüzeysel ve yapısal hataların oluşma riski vardır. HIP zirkonyadan üretim yapılması uzun zaman alır. Kullanılan frezlerde daha fazla aşınmalara neden olur (180, 212).

1.1.6.2. Non-Hot Isostatic Pressing (Non-HIP)

Zirkonyum tozu basınçsız bir şekilde hazırlandığı için daha pöröz bir yapıdadır. Sinterleme işlemi aşındırma işleminden sonra yapılır (180, 212).

1.2. Zirkonya Çeşitleri

1.2.1. Tam Stabilize Zirkonya

Tüm fazı kübik olan tam stabilize zirkonya, zirkonyaya % 16 mol CaO, % 16 mol MgO ve % 8 mol Y_2O_3 ilave edilerek oluşturulur. Sertliğinin ve termal şok direncinin yüksek olmasından dolayı seramik endüstrisinde aşındırıcı ve ateşe dayanıklı bir ürün olarak kullanılmaktadır (104).

1.2.2. Yarı Stabilize Zirkonya (Partially Stabilized Zirconia)

Yıllardır oda sıcaklığında daha az oranda monoklinik ve tetragonal faz, büyük oranda kübik faz içeren zirkonya ile diğer metal oksitlerden CeO_2 , MgO, Y_2O_3 gibi oksitler yarı stabilize zirkonya (YSZ) bileşimleri oluşturmak için kullanılmaktadır.

YSZ, saf zirkonyaya daha düşük oranlarda stabilize edici oksitler ilave edilerek elde edilir. Yüksek eğilme mukavemeti, kırılma tokluğu, göreceli olarak daha düşük elastik modülüsü YSZ'yi diğer seramiklerden ayırır (55).

YSZ kabul edilebilir yorgunluk direnci, kırılma sertliği (7–8 MPa) ve eğilme dayanımı (0,9–1,5 GPa) sebebiyle çeşitli sanayi kuruluşlarında ilgi çekmektedir (55, 221).

Diğer metal oksitlere göre MgO daha ucuzdur ve iyi termal, mekanik özelliklere sahiptir. Bu sebeple mühendislikte en çok kullanılan metal oksitidir (250). Ancak biyomedikal kullanıma, rezidüel poröziteye sahip olması ve sinterlenmesinin yitrium stabilize tetragonal polikristalin (Y-TZP) 'den daha yüksek ısıda olması sebebi ile son verilmiştir (221).

1.2.3. Yitrium Stabilize Zirkonya

ZrO_2 'e % 2-3 mol Y_2O_3 eklenmesiyle tetragonal fazda sabitlenen yitrium-tetragonal zirkonya polikristalin (Y-TZP) elde edilir (221). Y-TZP'nin farklı fiziksel ve kimyasal özellikleri mevcuttur (Tablo 1). Oksijen anyonları elektriksel nötralizasyonu sağlayarak zirkonyayı stabilize etmektedir (98). Dental zirkonyum oksitler büyük oranda yitrium ile stabilize edilir.

ÖZELLİK	Y-TZP
Erime noktası	2680 °C
Kimyasal içerik	$ZrO_2 + 3 \text{ mol } \% Y_2O_3$
Yoğunluk	$>6 \text{ g cm}^3$
Pörözite	$<0.1 \%$
Eğme direnci	900-1200 MPa
Basma direnci	2000 MPa

Elastiklik modülü	210 GPa
Kırılma tokluğu	7-10 MPa m ⁻¹
Termal genleşme katsayısı	11x10 ⁻⁶ K ⁻¹
Termal iletkenlik	2 W m K ⁻¹
Sinterizasyon sonrası büzülme	20.8 %
Sertlik	1200 HV
Tanecik hacmi	0.35 µm

Tablo1: Y-TZP’ nin fiziksel ve kimyasal özellikleri (10, 221)

Oda sıcaklığında tetragonal fazın durağanlığı yitriya taneciklerinin hacmine, boyutuna, içeriğine ve matrisin taneciklere uyguladığı baskı derecesine bağlıdır (221). Yitriya tanecikleri, kritik tanecik boyutundan büyük ise, tanecikler spontan olarak tetragonal fazdan monoklinik faza dönüşür. Tanecik boyutunun küçülmesi ve stabilize edici oksitin artması dönüşüm hızını ve oranını azaltır. Oda sıcaklığında tetragonal metastabil bir faz elde etmek için tanecik büyüklüğünün 0,8 µm’den küçük ve stabilize edici oksitin % 3 molden fazla olmaması gerekir (269). Dönüşüm oranı seramik yapısının yüklenmesiyle, ısı ile yaşlandırmaya maruz kalma süresiyle ve Y-TZP’ nin üretim süreciyle de ilişkilidir (251).

Ancak her ne kadar tetragonal faz oda sıcaklığında stabilize edilse de, bu faz aslında metastabildir. Dönüşüm sertleşmesi zirkonya taneciklerinin metastabil tetragonal fazda ve dönüşüm eşiğinde bulunduğu gerçekleşir (110). Faz dönüşümü ters çevrilebilir bir dönüşümdür. Yani materyalin içinde, tetragonal fazı monoklinik faza, monoklinik fazı tekrar tetragonal faza dönüştürebilecek bir enerjinin varlığı söz konusudur (148, 258).

Dental restorasyonlarda Y-TZP seramikler kullanılmaktadır. Çünkü Y-TZP seramiklerin sertliği ve dayanıklılığı diğer seramiklere göre daha fazladır. Aynı zamanda estetik performansı iyidir. Kullanılan yitriyumun mikro yapısı 0,2- 0,5 µm çapındaki taneciklerden oluşmaktadır (24, 110).

Yapılan in-vitro çalışmaların sonucunda dental uygulamalar için kullanılan Y-TZP seramiklerini diğer seramik sistemlerinden daha üstün hale getiren özellikler aşağıdaki şekilde sıralanabilir;

- En uygun partikül büyüklüğü 0,2–0,5 µm
- Elastiklik direnci 900–1200 MPa
- Kırılma dayanımı 9–10 MPa
- Statik yükleme altında sıkışma direnci yaklaşık 2000 MPa' dır (147).

1.2.3.1. Y-TZP Seramik Restorasyonların Endikasyonları (145, 226)

1. Tek kronlar
2. Üç-dört üniteli köprüler

1.2.3.2. Y-TZP Seramik Restorasyonların Kontrendikasyonları (145, 226)

1. Derin kapanış vakaları
2. Yetersiz oklüzal mesafe
3. Yetersiz destek diş kron boyu
4. Bruksizm gibi parafonksiyonel alışkanlıklar
6. Yetersiz periodontal destek

1.2.3.3. Y-TZP Seramik Restorasyonların Avantajları (145, 226, 227)

1. Üstün dayanıklılık ve kırılma sertliği gibi mekanik özelliklere sahiptir.
2. Biyouyumludur, lokal veya sistemik yan etkilere rastlanmamıştır.
3. İnce partiküllü yapısı sayesinde detaylı şekillendirilebilmektedir.
4. Preprasyon dişeti hizasında veya üzerinde bitirilebilmektedir.

5. Isısal iletkenliğin düşük olması hassasiyet ve pulpa irritasyonlarını önlemektedir.

6. Titanyuma göre daha az bakteri birikimi görülmektedir.

7. Radyopak olduğu için restorasyonun radyolojik değerlendirmesine olanak sağlamaktadır.

8. Simantasyonu için adeziv yapıştırma önerilmekle beraber konvansiyonel teknikler de kullanılabilmektedir.

1.2.3.4. Y-TZP Seramik Restorasyonların Dezavantajları (145, 226, 227)

1. Görünümleri opaktır.

2. Aşındırma ve yüzey işlemlerinin, materyalin mekanik özellikleri üzerinde olumsuz etkileri vardır.

3. Köprü protezlerinde, interoklüzal mesafenin yetersiz olduğu vakalarda gövde ile destek kronun birleşim alanı daralacağından oklüzal kuvvetler altında restorasyonun dayanıklılığı azalmaktadır.

4. Bu restorasyonlarda uyumsuzluk görüldüğünde yeni bir ölçü alınarak tekrar yapılması gerekir, lehimlenmeleri mümkün değildir.

1.3. Düşük Sıcaklık Bozunması

Cam içerikli tam seramiklerde, tükürük içindeki su cam ile reaksiyona girerek camsı yapıyı ayrıştırır ve çatlak ilerlemesini artırır. Bu da seramiklerin uzun dönem stabilitesini etkiler. Fakat zirkonya esaslı seramikler cam içermediğinden bu fenomeni göstermezler ve uzun dönem stabiliteleri daha fazladır (244).

Ancak zirkonya, özellikle suyun varlığında daha da dramatikleşen, ‘düşük sıcaklık bozunması’ (low temperature degradation) özelliğine sahiptir (51). Düşük sıcaklık bozunması (DSB) veya yaşlandırma su molekülleri tarafından tetiklenen zirkonya yüzeyinde tetragonal fazdan monoklinik faza sürekli bir dönüşümdür.

Kobayashi ve arkadaşları yaklaşık 250°C’ de su veya buhar varlığında zirkonya kristallerinin tetragonalden monoklinik faza dönüşümü sonucu hacim artışı (Resim 5) gerçekleştiğini bildirmiştir (158, 221). Metastabilitesi sebebiyle, su varlığında ve uzun süre hidrotermal gerilim varlığında (su, kan, sinoviyal sıvılar) DSB oluşmaktadır (174). DSB yüzeyde pürüzlenme ve mikro kırık oluşumuna sebep olarak (Resim 6) zirkonyanın performansını ve güvenilirliğini olumsuz etkiler, ayrıca ömrünü kısaltır (52). Hava ile kıyaslandığında suda yaşlandırılan Y-TZP’de TZP’ de tetragonalden monoklinik faza geçişle gerçekleşen fazla hacim çatlak boşluğu ile kompanse edilemez ve zirkonya yüzeyi yükselir (Resim 7), daha fazla mikro ve makro çatlaklara sebep olup zirkonyanın mekanik özelliklerini azaltır (10).

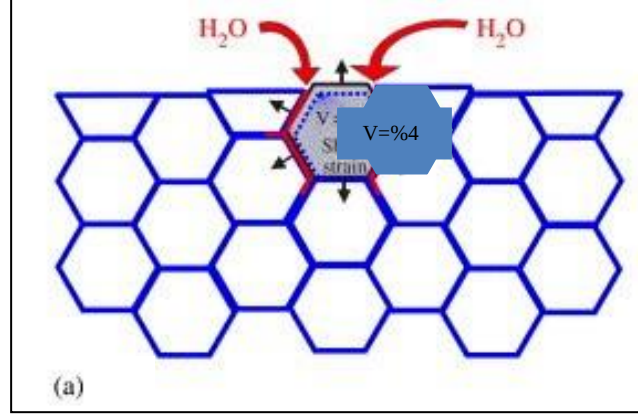
Özet olarak DSB, taneciklerin dışarıya atılmasından, yüzey pürüzlülüğünün, yorgunluğun artmasından, dayanıklılığın azalmasından sorumludur (85).

Y-TZP üreticileri 2001 yılına kadar bu problemi çok önemsememişlerdir. Ancak kısa bir zamanda femura yerleştirilen yüzlerce implantın kaybedilmesi ortopedide zirkonyanın kullanımı üzerine olumsuz etki yaratmıştır (53).

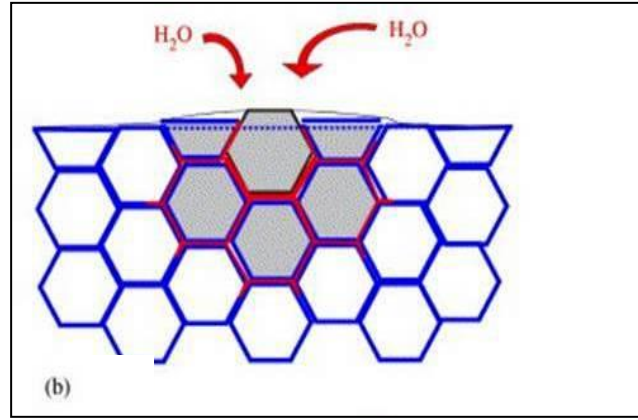
Swab 1991’de yaşlandırma aşamalarını aşağıdaki şekilde özetlemiştir (251);

1. En kritik sıcaklık aralığı 200° C ile 300° C arasındır.
2. Yaşlandırma materyalin direncini, tokluğunu, yoğunluğunu düşürmektedir ve ayrıca monoklinik faz içeriğini arttırmaktadır.
3. Mekanik özelliklerdeki bozulma materyalin tetragonal-monoklinik faz geçişiyle birlikte mikro ve makro çatlamaıyla birlikte oluşur.
4. Tetragonal-monoklinik faz geçişi materyalin yüzeyinde başlar ve gövdenin içine doğru devam eder.
5. Tane boyutunun azalması ve/veya stabilize edici oksitin konsantrasyonunun artması dönüşüm oranını düşürür.

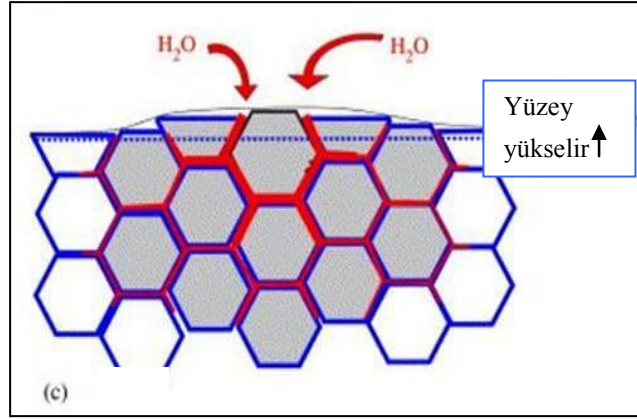
6. Tetragonal-monoklinik dönüşüm suyun içinde veya buharın içinde geliştirilmiştir.



Resim 5: Su veya buhar ile zirkonya kristallerinde %3-4' lük hacim artışı meydana gelir (50).



Resim 6: Hacmi artan tanecikler birbirlerini sıkıştırır ve yüzeyde mikro çatlaklara sebep olur (50).



Resim 7: Sonuç olarak zirkonya yüzeyi yukarıya doğru yükselir (50).

1.4. Computer Aided Design-Computer Aided Manufacturing (CAD-CAM) ve Zirkonya

Y-TZP seramikleri kimyasal, mekanik, fiziksel özelliklerinden dolayı sabit protez yapımında kullanılırken CAD-CAM teknolojisi de faydalanılmaktadır. CAD-CAM yüksek kristal içerikli seramiklerle çalışmayı kolaylaştırır, böylece tüm seramik restorasyonların dayanıklılığını artırarak onlar için alt yapılar oluşturur (145).

1.5. Yüzey İşlemlerinin Zirkonyanın Dayanıklılığına Etkileri

Mekanik pürüzlendirme işlemlerinin zirkonyanın dayanıklılığını arttırdığını belirten çalışmalar vardır. Yüzey pürüzlendirmesi ile seramik yüzeyinde basma streslerinin oluşması sağlanarak dayanıklılık artar. Airborne partikül abrazyonun (Airborne Particle Abrasion, APA) zirkonya restorasyonların dayanıklılığını arttırdığı bildirilmiştir, ancak yüzey aşındırmasının uzun dönemde potansiyel yan etkileri olabileceğine dair kaygılar da bulunmaktadır (225). APA ile tetragonal fazdan monoklinik faza dönüşüm indüklenerek bükülme dayanıklılığı artar. El ile yapılan işlemlerin makine ile yapılan işlemlere göre faz değişimini indüklemeye daha etkili olduğu görülmüştür. İnce taneli elmas döner kesme aletleri ve sulu

aşındırma ile yapılan yüzey işleminin de zirkonyanın dayanıklılığını arttırdığı görülmüştür. APA yokluğunda ince taneli aşındırmanın kullanılması daha önceki çalışmacılar tarafından da önerilmiştir (55).

Curtis ve ark. zirkonya üzerinde 25-50-110 μm Al_2O_3 tanecikleri ile aşındırma yapıldığında biaksiyel bükme testi sonuçlarında farklılık bulamamışlardır (61). Diğer çalışmalar ise 110 μm ile yapılan aşındırmanın dayanıklılığı arttırdığını göstermiştir. Qebrawi ve arkadaşları 30 μm boyutundaki silika tanecikleri ile kaplamanın bükülme dayanıklılığını etkilemediğini bildirmişlerdir (225).

ZrO_2 'e bağlanma son yıllarda ilgi çeken bir konu olmuştur. Yüksek dirençli polikristalin içermeyen tam seramiklerde HF asit gibi asitler basit mikro mekanik bağ için yeterli yüzey pürüzlendirmesi sağlarlar, ardından silan uygulanması ile de kimyasal bağ oluştururlar. Ancak bu durum zirkonya seramikler için geçerli değildir. Çünkü ZrO_2 kutupsuz ve durağandır, reaksiyon oluşturmak zordur. Zirkonya silika fazı içermediği için HF asit ile yüzey pürüzlülüğü sağlanamaz. Ayrıca adeziv bağlanmayı sağlamak ve geliştirmek için uygulanan yöntemler zirkonya yüzeyinde mikro çatlaklara sebep olmaktadır. Bu sebeple hem yüzey işlemlerini hem de adeziv simanları geliştirmek için çalışmalar yapılmaktadır (256).

1.6. Simantasyon

Simantasyon prepare edilen diş ile restorasyonun mükemmel bir şekilde bağlanması için yapılan klinik bir işlemdir. Diş preprasyonunun restorasyonun tutuculuğu için primer etken olduğu göz ardı edilmezken kullanılan simanların özelliklerinin de tutuculuğu etkilediği bilinmektedir. Sabit protetik restorasyonların başarısında simantasyon aşamaları ve kullanılan simanın özellikleri önemli rol oynamaktadır.

Yapılan çalışmalarda simantasyon işlemine bağlı retansiyon kaybı önemli bir problem olarak görülmüş ve bu problemin çözümü için yeni çalışmalar yapılmıştır (276). Bir dental siman diş-restorasyon ara yüzünü tamamen kaplayarak mikro sızıntıya karşı bir bariyer gibi davranmalı ve mekanik, kimyasal veya her ikisinin birlikte olduğu bir bağlantı sayesinde diş ve restorasyonu bir arada tutmalıdır. Marjinal açıklık ve sızıntı periodontal hastalıklara, sekonder rrklere, pulpa hassasiyetine, marjinal renklenmelerle ilişkili estetik problemlere sebep olmaktadır (260).

Elbette ki mikro sızıntı sadece kullanılacak simana bağlı değildir. Bunun yanında restorasyonun diş ile marjinal uyumu primer olarak bu durumdan sorumludur.

İdeal Siman;

- 1- İnce bir tabaka oluştururken, kesme kuvvetlerine karşı yüksek direnç göstermeli,
- 2- Farklı materyaller arasında kalıcı bir bağlantı sağlamalı,
- 3- Yeterli sıkışma ve gerilme direncine sahip olmalı,
- 4- Yeterli kırılma direnci göstermeli,
- 5- Diş ve restorasyon yüzeyini ıslatabilmeli,
- 6- Uygun film tabakası ve viskoziteye sahip olmalı,
- 7- Ağız içinde zlmemeli,
- 8- Doku ile uyumlu olmalı,
- 9- Yeterli sertleşme ve çalışma süresi olmalıdır (90, 281).

Geleneksel simanların uygulaması kolaydır, fazla simanın uzaklaştırılması basittir ve istenildiğinde restorasyon çıkarılabilir. Ancak retansiyonu yetersiz, suda çözünürlüğü fazladır. Aynı zamanda diş yapısına adezyonu oldukça düşüktür ve estetiği de istenilen düzeyde değildir. Tikotropik zellikleri sebebiyle basınç altında rezin simanlardan farklı davranırlar (90, 200).

Adeziv simanların retansiyonları ve stabiliteleri iyidir. Diş ile adezyonu yüksek, suda çözünürlüğü düşüktür. Ayrıca, estetik gereksinimleri karşılar. Ancak, siman artıklarının uzaklaştırılması ve istenildiği durumlarda restorasyonun çıkarılması zordur.

Adeziv simanların kabul edilebilir sertlik değerleri, elastik modülü, baskı ve çekme kuvvetlerine dayanıklılık gibi özelliklerinin olması beklenir. Polimerizasyon sonucu oluşan büzülme miktarı göz önünde bulundurulmalıdır (168). Rezin simanlar ile seramik yüzeylerin birleşimi, restorasyonun kullanım süresini belirleme de önemli bir rol oynar ve simantasyona bağlı başarısızlıkların oluşmaması için bu kritik bölgelerin kuvvetlendirilmesi için güvenilir yüzey işlemlerine gerek vardır (211). Simantasyon işlemleri ve tercih edilen adeziv siman sabit protetik restorasyonların klinik başarısında çok önemlidir. Doğru rezin siman ve yüzey işlemi kombinasyonunu seçmek simantasyon başarısını etkiler. Seramiklerde HF asit ve silan uygulanması etkili iken zirkonyada mikro mekanik tutuculuğu arttırmak için kumlama HF asit yerine, kimyasal bağlantı için adeziv monomerler silan yerine kullanılır.

Günümüzde zirkonyum oksit seramiklerin simantasyonu için geleneksel ve adeziv simanlar kullanılmaktadır. Kullanılan geleneksel simanlar polikarboksilat, çinko fosfat veya cam iyonomer simanlardır (55). Fakat marjinal açıklıkları daha iyi kapatmaları, tutuculuklarının daha fazla olması ve restorasyonun kırılma direncini arttırmaları gibi avantajlarından dolayı rezin yapıştırma simanlarının kullanımı tercih edilmektedir. Adeziv simantasyon ile marjinal bütünlük sağlanmakta, mikro sızıntı azaltılmakta ve sekonder çürük riski önlenerek daha başarılı, uzun ömürlü restorasyonların yapımına imkan sağlanmaktadır. Adeziv simantasyonda mekanik ve kimyasal bağ için yüzey pürüzlülüğü ve temizliği şarttır.

Ancak zirkonya ile adeziv simanların bağlanma dayanımları her adeziv siman için yeterli bulunmamıştır. Adeziv simanlar, içeriklerindeki farklılıklar ile zirkonyum oksit

seramiklerle olan bağlanmalarında da farklılıklar göstermektedir. Günümüzde bu konuda çalışmalar devam etmektedir.

1.6.1. Rezin Simanlar

Kompozit rezin esaslı simanlar genel olarak bağlanma ajanı sistemlerinin başarısı ve gelişmesi sonucu ortaya çıkmışlardır. Kompozit rezin esaslı simanlar, diş dokuları, porselen yüzeyi gibi farklı yapıdaki maddelere kuvvetle bağlanabilme özelliğine sahiptir. Rezin simanların özellikleri matris yapısına, doldurucu içeriğine ve hacmine, doldurucu ve matris ara yüzünün bağlanmasına, polimerizasyon tipine göre değişebilmektedir. Başarıları tekniğe hassas olduğu için çok dikkatli ve titiz bir çalışma gerektirir (90). Adeziv rezin simanların başarısı, restorasyona ve diş bağlanmayı sağlayan mekanizmaların doğru anlaşılması ve uygun tekniğin kullanılması ile mümkün olabilmektedir.

Kompozit rezin simanların yapısı 3 fazdan oluşur,

1. Organik Polimer Matris
2. İnorganik Faz
3. Ara Faz

1.6.1.1. Kompozit Rezin Simanların Yapısı

1. Organik Polimer Matris

Bis-GMA (Bis-fenol-A-diglisidimetakrilat) veya UDMA (üretan-dimetakrilat)'dan oluşur. UDMA renk değişimine daha dirençli olup iyi adezyon sağlar. Hem Bis-GMA hem UDMA aşırı visköz yapıya sahip olduğundan viskoziteyi azaltmak için matrise TEG-DMA (triethilen glykol dimetakrilat) ilave edilmiştir (91).

2. İnorganik Faz

Matris içinde dağılmış olarak çeşitli şekil ve büyüklükte kuartz (kristalin silika), borosilikat cam, stronsiyum, baryum, lityum alüminyum silikat, yitrium,

cam, çinko gibi doldurucu partiküller bulunur. Doldurucu partiküllerin büyüklüğü, şekli ve miktarı rezinlerin fiziksel ve mekanik özelliklerini belirler. Doldurucu partikül büyüklüğü artıkça, viskozite artar, yüzey pürüzlülüğü artar. Doldurucu partikül miktarı artıkça, ısısal genleşme katsayısı azalır, su absorpsiyonu azalır, polimerizasyon büzülmesi azalır, dayanıklılığı ve ısı iletkenliği artar (106).

3. Ara Faz

Matris ile doldurucular arasında sıkı bir bağlanma sağlayan fazdır. Bu bağlanma silan bağlayıcı ajanlarla sağlanır. Silan bağlayıcı ajanlar bir uçtan polimer matrise bağlanırken, diğer uçtan da doldurucuya bağlanır. Silan bağlayıcı ajanlar zayıf yapıya sahip matristen daha güçlü yapıda olan dolduruculara streslerin iletimini sağlar. Rezinin fiziksel ve mekanik özelliklerini geliştirir. Rezin doldurucu ara yüzü boyunca suyun geçişini önleyerek rezinin çözünürlüğünü ve su emilimini azaltır (106).

Dental rezinler polimerdir. Polimer birçok monomerin bir araya gelmesiyle oluşan büyük bir moleküldür. Bu olaya polimerizasyon denir (23, 290).

Polimerizasyon aktivasyon, başlama, ilerleme, bitiş olmak üzere 4 aşamadan oluşur (23).

1. Aktivasyon

Polimerizasyonu başlatmak için serbest radikallerin oluşması gerekmektedir. Serbest radikaller, başlatıcıların çeşitli aktivatörler (ısı, ışık, peroksitler) ile parçalanmasıyla oluşur (23).

2. Başlama Safhası

Polimerizasyon, aktivasyon sonucu oluşan serbest radikalın monomer ile reaksiyona girmesi ile başlar. Yeniden reaktif gruplar oluşur (23).

3. İlerleme Safhası

Oluşan reaktif gruplar başka monomerlere bağlanarak yeni bir reaktif grup oluştururlar. Böylece bütün moleküller birbirlerine bağlanarak zinciri büyütürler (23).

4. Bitiş Safhası

Reaksiyonunun monomer molekülleri bitinceye kadar devam etmesi istenir. Ancak pratikte, polimer zincirinin bitimine neden olan diğer reaksiyonlar ilave reaksiyonu engelleyebilir. Bu reaksiyonlar artık polimer zincirleri oluştururlar. İlave reaksiyona uğramazlar (23, 290).

Rezinlerin polimerizasyonu esnasında mutlak olarak bir büzülme gözlenir. Bu büzülmeyi azaltmak için rezinlerin içerisine farklı inorganik doldurucular ve bir ön polimerizasyon işlemine tabi tutulup sonra toz haline getirilen polimer tozları ilave edilir (218).

Dental polimerler kullanılan rezin tipine, içine katılan doldurucu tipine ve sertleşme mekanizmasına göre farklılık gösterirler (167).

1.6.2. Sertleşme Mekanizmalarına Göre Kompozit Rezin Esaslı Yapıştırma Simanları (21, 261)

1.6.2.1. Kimyasal Sertleşen Kompozit Rezin Esaslı Yapıştırma Simanları (Otopolimerizan)

Benzoil peroksit benzeri bir peroksitin akselatör tersiyer aminle reaksiyon vermesi sonucu ortaya çıkan serbest radikaller ile kimyasal polimerizasyon başlar. Otopolimerize kompozit rezinlerin belirli bir sertleşme süresi vardır. Tam polimerizasyon için bu süreye dikkat etmek gerekir (23, 31).

Işık ulaşımının zor olduğu bölgelerde, metal-seramik veya opak yüksek dirençli seramik restorasyonlarda, postların simantasyonunda tercih edilirler (23, 31).

1.6.2.2. Işıkla Sertleşen Kompozit Rezin Esaslı Yapıştırma Simanları

Monomerler ışık kaynakları ile aktive edilerek polimerize olurlar. Bu kaynaklar, halojen, plazma ark, lazer veya LED (Light Emitting Diod)' dir. Işığa duyarlı kamforokinon gibi reaksiyon başlatıcılarının serbest radikal oluşturmasıyla reaksiyon başlar (23, 64). Işıkla sertleşen kompozit rezin esaslı yapıştırma simanlarından, farklı kıvam ve renk seçenekleri sunması, uzun çalışma süresi ve renk stabilitesi ile özellikle tam seramik restorasyonların simantasyonunda yararlanılmaktadır (99). Bu materyallerin dezavantajı aradaki restorasyonun kalınlığının fazla olduğu durumlarda polimerizasyon derinliğinin yetersiz olmasıdır (11, 267).

1.6.2.3. Kimyasal ve Işıkla Sertleşen (Dual Cure) Kompozit Rezin Esaslı Yapıştırma Simanları

Sadece ışıkla sertleşen sistemlerin derin bölgelerde tam olarak polimerize olmayan polimerlerinin kalması sebebiyle dual sertleşen simanlar geliştirilmiştir. Dual sertleşenler hem kimyasal hem de ışıkla sertleşir. Baz ve katalizör olmak üzere 2 kısımdan oluşur. Baz yapının içerisinde ışıkla sertleşme reaksiyonunu başlatan kamforokinon, katalizör içerisinde ise amin-peroksit vardır. Işıkla sertleşen kompozitlerde porözite olmadığı için daha serttir (65). Işığın ulaşamadığı bölgelerde kimyasal polimerizasyon yaklaşık 24 saatte tamamlanır. Ancak polimerizasyon büyük ölçüde ışığa bağımlı olduğu için mutlaka ışık kullanılmalıdır (31, 261).

Polimerizasyon rezin simanların stabilite ve biyouyumluluk özelliğini etkiler. Polimerizasyondan sonra yeterince ışığın ulaşmadığı bölgelerde ortamda bir takım reaksiyona girmemiş artık monomerler kalmaktadır. Yetersiz polimerizasyon sonucu

ortamda bulunan artık monomerler mikro sızıntıya ve buna bağlı olarak sekonder çürük ile pulpa irritasyonuna neden olabilmektedir (65).

1.6.2.3.1. Kimyasal ve Işıklı Sertleşen (Dual Cure) Kompozit Rezin Esaslı Yapıştırma Simanların Avantajları (291)

1. Çok çeşitli yüzeylere yapışabilme yetenekleri vardır,
2. Yüksek dayanıklılığa sahiptirler,
3. Ağız ortamında düşük çözünürlük gösterirler,
4. Farklı renk ve opasite seçeneklerine sahiptirler,
5. Tutuculuk ve direncin yeterince sağlanamadığı vakalarda başarıyla kullanılırlar,
6. Bazılarında, yiterbiyum triflorid içeriğine bağlı olarak flor salma özelliği vardır,
7. Seramiğin kırılma direncini arttırlar,
8. Adeziv özellikleri daha konservatif preparasyon şekillerine izin verir.

1.6.2.3.2. Kimyasal ve Işıklı Sertleşen (Dual Cure) Kompozit Rezin Esaslı Yapıştırma Simanların Dezavantajları (291)

1. Çok dikkatli ve hassas bir çalışma gerektirirler. İyi bir bağlantı dayanıklılığı elde etmek ve mikro sızıntıyı önlemek için diş yüzeyinin kontaminasyonuna engel olmak gerekir,
2. Konvansiyonel simanlara göre film kalınlığı fazladır,
3. Simantasyon sırasında taşan simanın temizlenmesi zordur,
4. Polimerizasyonları oksijen ile inhibe olmaktadır,
5. Pulpa hassasiyeti yapma olasılıkları vardır.

1.6.3. Kompozit Rezin Simanların Avantajları (60, 90)

- 1- Fiziksel ve mekanik dayanıklılığı fazladır.

- 2- Çözünürlüğü düşüktür.
- 3- Farklı maddelere bağlanabilme yeteneğine sahiptir.
- 4- Pek çok renk ve opasite seçeneklerine sahiptirler.
- 5- Adezyonu iyi olduğu için daha konservatif preparasyon şekillerine izin verir.
- 6- Preparasyonların optimum direnç ve retansiyonu sağlayamadığı durumlarda başarıyla kullanılabilirler.
- 7- Seramiklerin altında kullanıldıklarında seramiğin kırılma direncini arttırmaları.
- 8- Bazı rezin simanların flor salma özelliği vardır.

1.6.4. Kompozit Rezin Simanların Dezavantajları (201)

- 1- Pulpada hassasiyete neden olabilirler.
- 2- Çalışmada hassasiyet ve dikkat gerektirirler. İyi bir bağlantı sağlamak ve mikro sızıntıyı önlemek için diş yüzeyinin kontaminasyonuna engel olmak gerekir.
- 3- Siman sertleştikten sonra taşan simanın temizlenmesi zordur. Simanın tamamen sertleştiği durumda, frez yardımı olmadan temizlenmesi hemen hemen imkansızdır. Bu yüzden restorasyon yerleştirildikten sonra taşan siman temizlenmeli ve hava ile temasını bloke eden ajanlar marjinal bölgeye hemen uygulanmalıdır.
- 4- Oksijen varlığında polimerize olmayan türleri vardır. Bu durum özellikle restorasyon kenarlarında çok önemlidir. Yapışkan, sertleşmemiş bir tabaka olarak göze çarpar. Simanın sertleşmeden temizlenmesi, restorasyon-diş arasında marjinal bölgede açıklık kalmasına, post operatif hassasiyete ve devamında da çürük oluşmasına neden olabilir.

1.6.5. Kompozit Resin Simanların Kullanıldığı Restorasyonlar (56, 91, 94)

Kimyasal Sertleşen Kompozit Resin Simanlar	Dual Sertleşen Kompozit Resin Simanlar	Işıklı Sertleşen Kompozit Resin Simanlar
Tam seramik kron ve köprüler	Tam seramik kron/köprü	Seramik laminalar
Adeziv köprüler	Seramik inley ve onley restorasyonları	Kompozit laminalar
Fabrikasyon post ile kompozit kor	Resin bağlantılı köprüler	
İmplant üstü uygulamalar	İmplant üstü uygulamalar	
Zayıf retansiyonlu restorasyonlar	Seramik laminalar	
Seramik inley/onley		

Tablo 2: Kompozit resin simanların kullanıldığı restorasyonlar;

1.6.6. Çalışmada Kullanılan Simanlar

1.6.6.1. Panavia F 2.0 (Kuraray, Japonya) (131)

Panavia F, metal, indirekt kompozit, silan uygulanmış seramik ve amalgam restorasyonları için kullanılan dual (kimyasal ve ışıklı) sertleşen resin esaslı siman sistemidir (Resim 8).



Resim 8: Panavia F 2.0 siman seti

Panavia F siman seti, ED Primer, Panavia F Paste, Alloy Primer, Clearfil Ceramic Primer ve Oxyguard II' den oluşur.

Alloy Primer, VBATDT ve MDP içerir. Metaller ve rezin bazlı materyaller arasındaki adezyonu artırır.

Clearfil Ceramic Primer MDP içerir. Seramik, hibrit seramik veya kompozit rezinlerin bağlanabileceği adeziv bir yüzey meydana getiren silan bağlama ajanıdır.

K-Etchant Gel, % 40 fosforik asit solüsyonu ve koloidal silika içerir. Dentin ve minenin asitlenmesi için kullanılır.

Oxyguard, Panavia F Paste' nin yüzeyi polimerize olurken oksijenle temasını engelleyerek polimerizasyonun tamamlanmasına yardımcı olur. Gliserol, polietilenglicol, katalizörler, başlatıcılar ve boya içerir.

Panavia F Paste, florid içerir. Paste A ve B' den oluşur. Translüsente, beyaz, opak ve diş rengi olmak üzere dört rengi vardır. Panavia F Paste A ve B, 20 sn' de karıştırılır ve karıştırıldıktan sonra 3 dakika içinde kullanılmalıdır. Karıştırma esnasında ışığa maruz kalmamalıdır.

A pastasında, MDP, hidrofobik aromatik dimetakrilat, hidrofobik alifatik dimetakrilat, hidrofilik alifatik dimetakrilat, silanlanmış silika doldurucu, silanlanmış koloidal silika, kamforokinon, katalizörler ve başlatıcılar bulunur.

B pastasında, hidrofobik aromatik dimetakrilat, hidrofobik alifatik dimetakrilat, hidrofilik alifatik dimetakrilat, silanlanmış baryum cam doldurucu, sodyum florid, katalizörler, başlatıcılar ve renk pigmentleri içerir. 0.04-19 µm hacminde inorganik doldurucuların oranı yaklaşık olarak hacimce %59'dur.

ED Primer, MDP kadar HEMA (hidroksietil metakrilat) ve 5-NMSA içerir. Likit A ve B' den oluşur. Uygulandıktan sonra yıkama gerektirmez. A likitinde, 2-Hidroksietil metakrilat, MDP, su, N-Metakriloil-5-aminosalisilik asit, 5-NMSA ve başlatıcılar bulunur. B likitinde ise, N-Metakriloil-5-aminosalisilik asit, 5-NMSA, su, katalizörler ve başlatıcılar bulunur.

Primerlerin ve simanın içindeki MDP hidroksiapatit ile metal ve metal oksitleri arasında güçlü bir kimyasal bağ oluşturur. Mine ve dentin ile zirkonya, alümina ve kıymetsiz metal alaşımları arasında güvenilir bir adezyon oluşturur.

Panavia F Rezin Yapıştırıcı Sيمانın Endikasyonları:

- Metal kron ve köprüler, inley ve onleylerin simantasyonu
- Seramik kronlar, inley ve onleylerin simantasyonu
- Kompozit rezin kronlar, inley ve onleylerin simantasyonu
- Adeziv köprülerin simantasyonu
- Endodontik korlar ve prefabrik postların simantasyonu
- Amalgam bağlantısı

Panavia F Rezin Yapıştırıcı Sيمانın Kontrendikasyonları:

- Metakrilat monomerlere alerjisi olan hastalar
- Asetona alerjisi olan hastalar (Alloy Primer)

Panavia F Rezin Yapıştırıcı Sيمانın Avantajları:

- Dual sertleşir.
- Flor salınımı yapar.

- Anti-bakteriyeldir.
- Self-etching primer içerir.
- Tam seramiklere bağlanabilir.
- Bonding ajanı kullanmadan silana bağlanabilir.
- Amalgama bağlanabilir.
- Bonding ajansız metale bağlanabilir.

1.6.6.2. Super Bond C&B (Sun Medical, Japonya) (134)

Super Bond C&B, MMA (metil metakrilat) içerikli self-cure, adeziv rezin simandır (Resim 9). Yüksek performans bonding monomeri 4-META (4-metakriloksietil trimetakrilat anhidrid) ve katalist TBB (tri-n-bütilboran) içerir. Super Bond C&B polimerinin ana içeriği PMMA (polimetil metakrilat)'dır. Super Bond C&B monomeri ise 4 META ve MMA içerir.



Resim 9: Super Bond C&B siman seti

Super Bond setinin içerisinde V primer, Porcelain Liner M, Red ve Green aktivatör ve polimer pastası bulunur.

4 META dişe, metale, porselene, rezinlere mükemmel bağlanır. Resin emdirilmiş tabaka ile diş yüzeyi, tekrarlayan çürüklere ve post-operatif hassasiyete karşı korunur. 4-META asit anhidrid ucuyla MMA'a bağlanır. Bağ dayanımını artırır. Sert diş dokusuna yüksek afinite gösterir. Minenin ve dentinin monomerle olan bağlantısını artırır.

V-Primer, kıymetli metal alaşımları içindir. Triazin ditiyoldan derive edilmiş VTD içerir. Porcelain Liner M, porselen için primerdir.

Super Bond diğer adeziv rezinler gibi inorganik doldurucu içermez. Daha düşük basma dayanımı ve sertlik gösterir ancak kırılabilirliği azdır. Daha esnek bağlanma yüzeyi oluşturur, stresi dağıtır ve böylece protezler darbe ve torsiyon kuvvetlerine karşı dayanıklı hale gelir.

TBB organik boron komponentidir. Su ve oksijen varlığında aktifleşir.

Red aktivatör % 65 fosforik asit içerir ve mine için kullanılır, Green aktivatör ise %10 sitrik asit ve %3 ferrik klorid içerir dentin ve mine içindir.

1.6.6.3. Poly-F (Dentsply, Danimarka) (127)

Poly-F (Resim 10) çinko polikarboksilat içerir. Dondurulmuş, kurutulmuş poliakrilik asit ve çinko fosfat tozu belirli oranlarda karıştırılarak elde edilir. Likiti polikarboksilik asit oluşturur. Pulpada irritasyon yaratmaz ve dişe kimyasal olarak bağlanır. Basma dayanımı düşüktür, sertleşme sonrasında plastik deformasyon gösterir.

Kron, köprü, inley ve ortodontik braketlerin simantasyonunda, kavite astarı ve geçici dolgu maddesi olarak kullanılır.



Resim 10: Poly-F siman seti

1.6.6.4. G-Cem (GC, Japonya) (129)

G-Cem (Resim 11) kendinden adezivli bir rezin simandır. 2 tüp halindedir, tek bir şırıngada karışarak gelir ve uygulanır. Simantasyon öncesi herhangi bir uygulama gerektirmemesi avantajıdır. 3 renk içerir, vita A2, yarı şeffaf ve opak.



Resim 11: GCem Automix siman seti

İçeriğinde A pastasında UDMA (üretan dimetakrilat), B pastasında UDMA, kamfarokinon, hidroperoksit bulunur. Diş dokusu ile zirkonya restorasyonlar arasındaki adezyonun termal sikludan sonra arttığı bildirilmiştir (207). GCem uygulama esnasında daha da hidrofilikleşir ve nemli diş yüzeyinde adezyon oluşturur. GCem, HEMA içermez. Post operatif hassasiyet oluşturmaz, flor salar ve radyoopaktır.

Endikasyonları;

1. Tüm porselen çeşitlerinin her tipinin, rezin ve metal destekli inley, onley, kron ve köprü tiplerinin simantasyonu

2. Metal, porselen, fiber, döküm postların ve korların simantasyonu

Kontrendikasyonları;

1. Kök yüzeyini örtmek amacıyla

2. Hassasiyete neden olduğu durumlarda

1.6.6.5. Bifix QM (Voco, Almanya) (135)

Bifix QM (Resim 12) pürüzlendirilmiş metal ve seramiklerin daimi olarak yapıştırılmasında kullanılan, radyoopak, ışıkla ve aynı zamanda kimyasal sertleşen rezin esaslı yapıştırma sistemidir. Bis-GMA (bifenol A-glisidil metakrilat), benzoilperoksit ve aminler içerir.

Bifix QM'in üç rengi mevcuttur; universal, şeffaf ve beyaz-opak. Şırınga sistemi sayesinde materyal hatasız ve hava kabarcığı olmadan direkt uygulanabilir. Bifix QM en yüksek tutunma gücüne, en uygun dentin-mine bondu Futurabond DC ve restorasyonun silanizasyonunu sağlayan seramik bond ile ulaşır.

Endikasyonları;

İnley, onley, faset, veneer kron, parçalı kron, pin, post, köprü ve adeziv köprülerin yapıştırılması



Resim 12: Bifix QM siman seti

1.7. Yüzey İşlemleri

İlk kez zirkonyanın bağlanması ile ilgili araştırmalar seksenli yıllarda Urano tarafından seramik braketlerin dayanıklılıklarını incelerken başlatılmıştır. Cam faz olmadığı için yüksek kristal seramiklerin asitlemeye karşı dayanıklı olması asıl sorunu teşkil etmektedir. Klasik yüzey pürüzlendirme yöntemleri zirkon yüzeyinde hafif bir değişiklik yapar ki bu güvenilir rezin bağlantısı için yeterli değildir. Resinin sıkı bir şekilde yüzeye yapışması, mikro mekanik bir yüzey kilitlenmesine ve yüzeyin aktivasyonu ile kimyasal bağlantı sağlanabilmesine bağlıdır (31).

Mikro mekanik bağlanma sistemleri mikro tutuculuğu ve yüzey alanını artırır. (44). Yüzey pürüzlülüğü yüzey enerjisini ve bu sayede ıslanabilirliği artırır (193). Islanabilirliğin artması ile rezin mikro molekülleri yüzeydeki küçük boşluklara akarak bağlantıyı güçlendirir (252).

1.7.1. Yüzey İşlemlerinin Sınıflandırılması

1.7.1.1. Mekanik Yüzey İşlemleri

1.7.1.2. Kimyasal Yüzey İşlemleri

1.7.1.3. Mekanik-Kimyasal Yüzey İşlemleri

1.7.1.4. Diğer Yöntemler

1.7.1.1. Mekanik Yüzey İşlemleri

1. Asitle Pürüzlendirme

Asitle pürüzlendirme işleminde seramik yüzeyinde elde edilen olumlu sonuçlara bağlı olarak feldspatik ve cam seramikler gibi porselenlere rezin simanın bağlantısı konusunda önemli ilerlemeler kaydedilmiştir (14).

Hidroflorik Asit: HF asit seramiğin cam matrisine etki eder. % 2.5–10 oranlarındaki konsantrasyon ve 1 dk’dan 3 dk’ya kadar değişen uygulama süreleri porselenin yüzeyinde amorf bir yapı ile çok sayıda gözenek meydana getirerek porselen ile rezin simanın bağlanmasını kuvvetlendirir (77, 82). Bu gözenekler mikro mekanik bağlantıyı sağlar. HF asit cam fazı uzaklaştırıp kristalin içeriğini açığa çıkarır (243). Tam seramiklerde % 9,5 HF asit uygulanmasının bağ dayanımını arttırdığı bilinmektedir. Ancak HF cam faza etki ettiği için camsı içeriği zayıf, yüksek kristalin yapıdaki seramiklere etki etmemektedir. Bu tür seramiklerde farklı yüzey işlemlerine ihtiyaç duyulmaktadır (31, 86, 210). Zirkonya da HF asite karşı duyarlı olmayan seramik grubu içersinde yer almaktadır (36).

2. Kumlama

Kumlama ile seramik yüzeyi temizlenir ve yüzey pürüzlülüğü artar. Pürüzlülüğün artması yüzey alanını genişletir ve adeziv simanlarla mekanik kilitlenme sağlamak amacıyla işlev görür. Böylece aktive olan yüzeyde kullanılacak materyalin ıslanabilirliği artar (193). Ancak kumlama dikkatli bir şekilde yapılmalıdır, çünkü uygulama sırasında meydana gelebilecek materyal kaybı restorasyonun klinik uyumunu bozabilir (150). Kullanılan partikül boyutları küçük veya büyük olabilir (152, 195, 210, 223). Al_2O_3 ile porselen yüzeyinin fiziksel değişikliği, genellikle 50 μm ’ lik partiküller kullanılarak sağlanır (207).

Ancak partikül boyutunun, yüksek kristal içerikli seramiklerle rezin simanların bağlantısını ne şekilde etkilediğine dair çok az bilgi mevcuttur (12). Zirkonyum oksitin iç yüzeyin pürüzlendirilmesinde 0,25-1 bar basınç altında 50-100 µm' lik alüminyum oksit kum kullanılabilir. Kumlama ile kontamine yüzey temizlenir (12).

Zirkonyum oksit seramiklerin rezin simantasyonu için 110 µm' lik alüminyum oksit kum ile kumlama yüzeyi pürüzlendirir, yüzey enerjisini ve akışkanlığı artırır böylece bağlanmayı olumlu yönde etkiler. Ancak kritik mikro kırık ve faz değişimi zirkonyanın yüksek mekanik özelliklerini olumsuz etkiler. Gerekli mikro mekanik boşluklar kumlama ile elde edilememiştir ve bağlanma hala yetersiz bulunmaktadır (152, 195, 210, 223).

3. Elmas Döner Aletler ile Pürüzlendirme

Elmas frezler kullanıldığında diğer yöntemlere göre daha pürüzlü yüzeyler elde edilebilir. Porselen ve metal yüzeyinde andırkat veya oluğa benzer retantif alanların yaratılmasında ince ve kalın frezlerden yararlanılabilir. Retansiyon yaratan bu frezler elmas olabildiği gibi, porselen tamir setlerinin içinde özel olarak bulunan taşlar da olabilir. Frezleme işlemi ile düzensiz alanlar ve çukurlar meydana gelebilir. Bu sebeple yetersiz mekanik retansiyon oluşabilir (239).

Elmas frezlerle aşındırılmış yüzeylerin, SEM (scanning electron microscope) ile incelenmesinde gözeneklerin oluşmadığı, bunun yerine kazıma izleri ortaya çıktığı, bu yöntemle, seramik yüzeyinde stres ve keskin alanlar oluşabildiği ve bu kısımlardan restorasyonun zayıflayabildiği bildirilmiştir (82, 86, 263).

4. Lazer ile Pürüzlendirme

1960 yılında ruby (Al_2O_3 : Cr kristal lazeri) lazerin Maiman tarafından geliştirilmesinden bu yana (240), lazerin tıpta ve diş hekimliğinde yaygın kullanımı vardır (196).

Şu anki literatüre göre tüm dental uygulamalar için optimum lazer dalga boyu belirli değildir. Her bir dalga boyunun tedavide farklı avantajları vardır ve çok çeşitli tedavi seçenekleri sunarlar. Lazer dalga boylarını bilmek dental uygulamalarda uygun dalga boyunu seçmeye yardımcı olacaktır. Lazer ışığı Er: YAG (Erbiyum YAG) ve Er, Cr: YSGG (Erbiyum, Kromiyum YSGG), CO₂ lazerler mine, dentin, seramik ve zirkonyum oksit gibi kristal içeriği yüksek seramiklerde çeşitli amaçlar için kullanılmaktadır (108, 196).

Er: YAG ve CO₂ lazerler ağız içi yumuşak ve sert dokularda sıklıkla kullanılmaktadır. Aynı zamanda diş malzemeleri üzerinde işlem yapmak için de tercih edilirler (109). Lazer uygulaması ile kısa bir zaman diliminde çok yüksek miktarda enerji seramik yüzeyinde birikmesine neden olur. Bu yüzden, lazer enerjisi ısıya dönüşüp, yüzeysel tabakada ısı artışına neden olur.

Yüzeyin pigmentasyon miktarı ve su içeriği emilen lazer enerji miktarıyla yakından ilgilidir. Er: YAG lazerin penetrasyon derinliği sadece birkaç mikrometredir (83).

CO₂ lazer seramik için uygundur çünkü ışıma dalga boyu tamamen seramik tarafından emilir. Isı oluşumu ile seramik yüzeyinde konkoidal kırılmalar oluşur. Bu kırıkların seramik ve rezin arasında mekanik tutuculuk sağladığı düşünülür. Lazer enerjisinin temel etkisi, ışık enerjisini ısı enerjisine çevirmesi sonucu oluşur. Isıtma ve soğutma fazlarında lokal ısı değişimleri dişe ve malzemelere zarar verir (97). Lazer ve madde arasındaki en önemli etkileşim lazer enerjisinin emilmesidir. Lazer kullanımı ile seramik yüzeyinin pürüzlendirilmesinde başarılı sonuçlar elde edilmiştir. Zirkonyum oksit yüzeyinde rezin simantasyona olan etkileri günümüzde hala araştırılmaktadır (102).

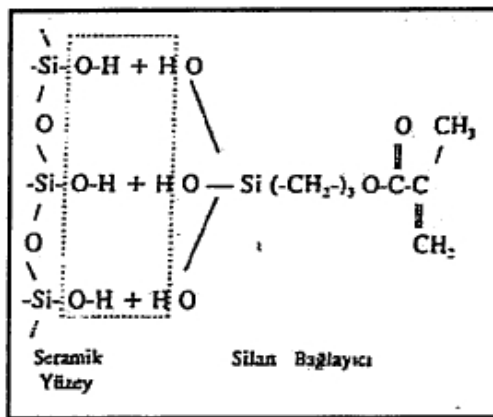
5. Plazma Spreyi Yöntemi

İyon, elektron, atom ve nötral parçacıklar ihtiva eden, kısmen iyonize edilmiş gazın yüzeye uygulanmasıdır. Çeşitli çalışmalarda zirkonyum oksit yüzeyine rezinin bağlanma direncini arttırdığı bildirilmiştir ve hala araştırmalar devam etmektedir (48, 84, 87).

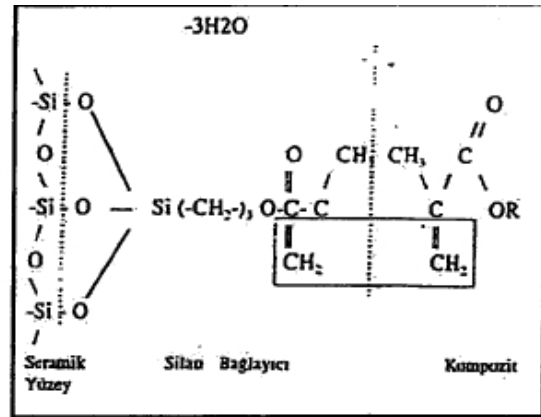
1.7.1.2. Kimyasal Yüzey İşlemleri

- *Silan Uygulaması*

Silan molekülü diş hekimliğinde ilk defa 1963 yılında Bowen tarafından kullanılmıştır (197). Silan molekülü iki fonksiyonludur. Hidroksil grubu ile seramik yüzeyindeki silikon dioksitlere, diğer fonksiyonel grubu ile de rezin organik matrise bağlanarak kopolimer oluşturur. Silan bağlanma ajanları, rezinin fiziksel ve mekanik özelliklerini geliştirir. Genel kimyasal formülleri (224); $X - (CH_2)_3Si - (OR)_3$ şeklinde olup silanın, porselenin ve rezinin birbirine bağlanma mekanizması Şekil 3 ve 4 'deki gibidir (75). Silan porselen yüzeyine uygulandığı zaman hidrolize olarak porselen ile bağlantıya geçmektedir (27).



Şekil 3: Porselen yüzeyi ile silan bağlayıcı materyal arasındaki bağlantı (86).



Şekil 4: Porselen yüzeyi-silan bağlayıcı materyal-rezin arasındaki kimyasal reaksiyon (86).

Silan bağlanma ajanları aynı zamanda porselenin ıslanabilirliğini de geliştirerek düşük viskozitedeki kompozit rezinlerin akışkanlıklarını da arttırırlar (89). Silanlar su ile karışırlar ise; bir oligomer oluştururlar ve yapışma özelliklerini kaybederler (205).

Kimyasal bağlantı için en çok kullanılan ajan silan bağlantı ajanı 3-metakriloksipropiltrimetoksisilan (MPS)' dir. Silan molekülü, silika kaplanan yüzeylere uygulandığında daha reaktif hale gelir. Ancak kimyasal olarak stabil olması ve silika içermemesi sebebiyle Y-TZP seramiklerde silan uygulanması bağlanmayı istenilen düzeye çıkaramamıştır (87, 176, 202, 288).

1.7.1.3. Mekanik-Kimyasal Yüzey İşlemleri

- *Silika Kaplama İşlemi*

a. Pirokimyasal Silika Kaplama

Yüksek derecedeki silika kaplama ajanı olan tetraetoksisilan yüzeye püskürtülerek yüzey silika kaplanır. Silicoater, Silicoater MD ve son yıllarda üretilen, Silanopen TM tüm seramikler için dizayn edilmiştir. Zirkonyum seramikler için de bu sistem kullanılmaktadır. Yapılan çalışmalarda silika kaplandıktan sonra silan uygulanması ile birlikte zirkonyum oksit seramiklerinin rezin simanlarla olan bağlantısının arttığı görülmüştür ve ileri çalışmalar devam etmektedir (139, 184, 185, 209).

b. Tribokimyasal Silika Kaplama

Porselen yüzeyleri ince ve camsı karakterde bir silika tabakası ile kaplanır. Silika tanecikleri basınç ve sıcaklıkla püskürtülür. Çarpmanın etkisiyle silika, seramik yüzeyinde 15 µm derinliğe gömülür aynı zamanda yüzeyde SiO₂ birikir. Seramik yüzeyinde var olan hidroksil gruplar çarpmanın etkisiyle daha da artar.

Silika ile modifiye olan yüzey resin simanlarla silan yoluyla kimyasal bağ kurmak için hazır hale gelir. Silan moleküllerinin metoksi grupları su ile silanole hidrolize olduktan sonra yüzeydeki hidroksil grupları ile reaksiyon vererek polisiloksan ağına dönüşür. Silanın monomerik uçları adeziv simanın metakrilat grupları ile reaksiyona girer (125).

Prensip olarak seramiklerde cam fazın bulunması daha iyi siloksan bağların oluşmasını kolaylaştırır. CoJet ve Rocatec (Resim 13) kullanılan sistemlerdir (125).

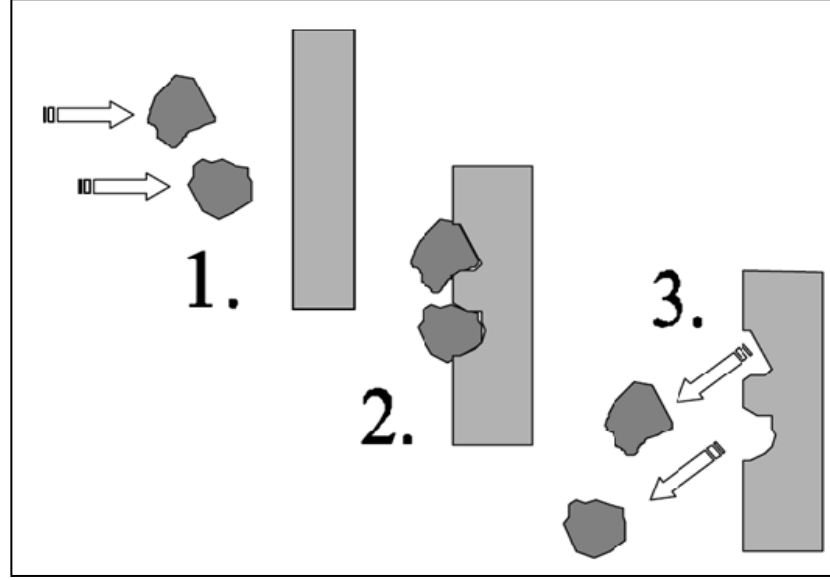


Resim 13: Rocatec Sistemi (125)

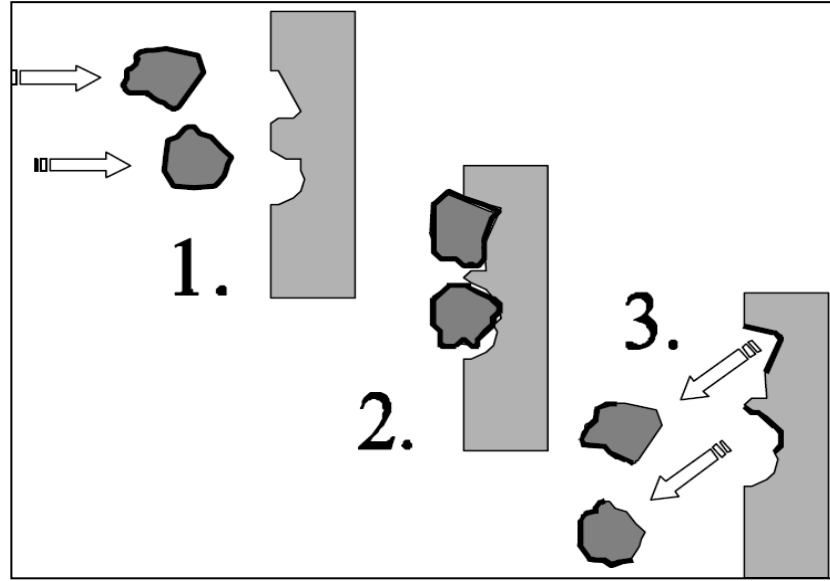
CoJet: Silika ile modifiye edilmiş 30 μm çaplı Al_2O_3 partiküllerinin seramik yüzeyine dik bir açıyla 2–3 barlık basınç altında 10 sn boyunca püskürtülmesiyle yüzeyin silika kaplanması sağlanır. Avantajı hasta başında kullanılabilmesidir. Ağız içi porselen tamirinde kullanılır. Silika kaplandıktan sonra silan uygulanması ile devam edilir (78, 223, 227).

Rocatec: İlk aşamada yüzeyin temizlenmesi ve aktive edilmesi amacıyla restorasyonun yüzeyi 110 μm ’ lik Al_2O_3 kumu ile 2,5 bar basınç altında kumlanır

(Resim 14). İkinci aşamada ise, yüzeye silika partiküllerinin gömülmesi amacıyla 110 μm ' lik silika 2,5 bar basınç altında püskürtülür (Resim 15). Bu aşamada ısı 1200 °C' ye yükselir. Ardından silan uygulanır (101, 210). Yüzeyde silika olması silanın zirkon yüzeyine afinitesini arttırarak rezin-zirkon bağlantısını geliştirir (169).



Resim 14: Rocatec Pre ile kumlama: 110 μm ' lik Al_2O_3 yüzeyi temizlemek için uygulanır. Yüzeyde mikro-tutucu pürüzler oluşturur. Alüminyum oksit temiz ve aktive yüzeyden ayrılır (125).



Resim 15: Rocatec Plus Uygulanması: 110 μm ' lik silika kaplanmış Al_2O_3 pürüzlü yüzeye püskürtülür. Daha sonra yüzeyde mikroskobik düzeyde triboplasma tabakası oluşur. Al_2O_3 yüzeyden ayrılır (125).

1.7.1.4. Diğer Yöntemler

- *Selektif İnfiltrasyon Asitlemesi (Selective Infiltration Etching) (SIE)*

Özellikle Aboushelib ve arkadaşlarının yaptığı çalışmalara konu olmuştur. Bu yöntem de ısı ile eriycek olan ince bir cam yüzey ajanı ile zirkonya yüzeyi kaplanır. Erimiş cam tanecikleri zirkonya yüzeyindeki taneciklerin kaymasını ve parçalanmasını sağlar. Böylece yüzey gerilimi ve kapiller kuvvetler artar. Cam daha sonra oda sıcaklığına soğutulacak olan asit banyosunda yıkanır. Böylece erimiş cam uzaklaştırılır ve yeni retantif, aktif yüzeyler elde edilir. Bu sistemin zirkonyanın rezin simanla olan bağlantısını arttırdığı iddia edilmektedir (1, 3, 5, 6).

- *Kimyasal Buhar Biriktirme Yöntemi*

Zirkon örneklerle vakum odasında tetraklorosilan ve sudan oluşan bir buhar karışımı uygulanır. Silika kalınlığının kontrol edildiği silika kaplı bir yüzey elde

edilir. Bu yöntem ile bağlanma geliştirilmeye çalışılsa da tetraklorosilan buharı zararlıdır ve yeni çalışmalara ihtiyaç vardır (219).

- *Florlama (Flourination)*

Sülfür hekzafloridin indüklenerek zirkonya yüzeyinde oksifloride dönüşümüyle gerçekleşir. Kimyasal buhar biriktirme yönteminde olduğu gibi bu yöntemde de zararlı artıklar oluşmaktadır (220).

- *Metal Primerleri*

Piyasada çeşitli metal primerleri bulunmaktadır ve içeriklerine göre farklı isimler almaktadırlar. MDP (10-metakriloksildesil dihidrojen fosfat), VBATDT (6(N-(4-vinilbenzil) propilamino)-1,3,5-triyazin-2,4- ditiyol), MTU-6 (6-metakriloksiheksil 2-tiorasil-5-karboksilat), MEPS (tiofosforik asit derivesi), 6-MHPA (6-metakriloksiheksilfosfonoasetat) (124, 126, 130, 132) (Resim 16) gibi.



Resim 16: Piyasada bulunan çeşitli metal primerleri (124, 126, 130, 132)

Metal primerleri adezyon arttırıcılar olarak önerilir. Uygulamaları kolaydır, detaylı ve pahalı ekipmanlar gerektirmez. Uygulanan primer tabakası her bölgede adezyona engel olmamak için uniform kalınlıkta ve ince olmalıdır (289).

Yeni yaklaşım organofosfat ve karboksilik asit monomerlerinin karışımı, ışık ile polimerize olabilen bir primer ajan kullanımıdır. Z-Prime Plus da organofosfat ve karboksilik asit karışımıdır. Z-Prime Plus uygulanmadan önce yüzey sırasıyla 400-600-800-1000-1500 grenli silikon karbit zımpara ile su soğutma altında zımparalanır. 46-55 psi basınçta 10 mm uzaktan 15 sn süre dikey olarak 50 µm alüminyum oksit ile kumlanır. %40 'lık fosforik asit ile (K-Etchant Gel) temizlenir. 15 sn suyla yıkanır ve ardından 2 dakika ultrasonik banyoda bekletilir. Z-Prime Plus yüzeye uygulanır ve 10 sn hava ile nazikçe kurutulur ve 20 sn ısıtılır (178).

Silanlar gibi organofosfat monomerleri de organofonksiyonel kısım içerirler. Metakrilat grup, kompozit rezin sistemdeki monomerler ile kopolimerize olur. Fosfat monomerlerindeki fosforik asit grupları metal oksitler ile bağ yapar. Diğer monomerlerden karboksilik asit monomeri bağın geliştirilmesine yardımcı olur (178).

Işıkla polimerize olması kontrollü uygulama sağlar ve uygulanan alanda görsel inceleme imkanı sunar. Işık ile polimerize olan asidik monomer içerdiği için adeta rezinle kaplanmış gibi yüzey her yerde pürüzsüz görülür (191).

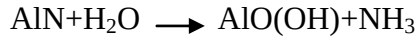
Metal primerleri baz veya soy metaller ile rezin simanlar arasında kimyasal bağ oluşturmak için kullanılmaktadır. Metal yüzeyinde var olan metal oksitlere karşı afinitesi olan metal primerleri zirkonyanın hidroksil grupları ile de kimyasal bağlanmaktadır (88, 289). Kuru ortamda başarılı sonuçlar alınmıştır ancak ağız içinde nem varlığında metal primerleri ve zirkon yüzeyindeki hidroksil grupların hidrolitik ataklara maruz kalabileceği bildirilmiştir. Bu sebeple metal primerlerin kullanıldığı çalışmalarda uzun süreli termal siklus uygulanması daha doğru tahminlerin yapılmasını sağlamaktadır (289).

- *Alüminyum Nitrit ile Kaplama*

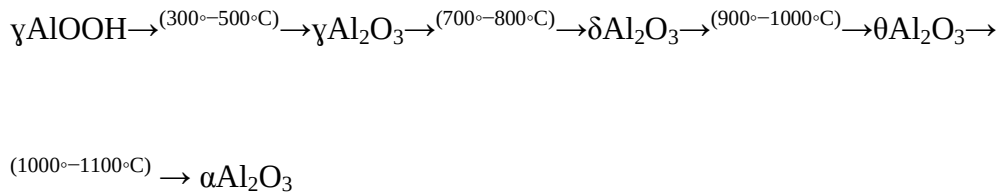
İnvaziv olmayan, yeni bir yöntemdir. Rezin simanlarla olan bağlantıyı arttırmak amacıyla nano-yapıda alümina kaplama ile Y-TZP yüzeyinin aktif hale geldiği ve bu sayede mikro mekanik kilitlenmenin oluştuğu iddia edilmektedir (141).

Rezin bağlantıyı arttırmak amacı ile (böhmitin in situ formu) sulu süspansiyonda hidrolize edilmiş AlN kullanılarak, kesintili nano-yapıda alüminyum oksit hazırlanır (141).

Seramik yüzeyinde adeziv bir kaplama için alüminyum nitrit hidrolize edilir ve alüminyum hidroksit oluşur. AlN tozu sıcak suyla kuvvetli bir reaksiyon verir. Hidrolizin başlangıç safhasında, AlO(OH) (böhmit) ve amonyak oluşur (141).



Bu tepkime ekzotermiktir ve süspansiyona daldırılmış olan yapı üzerindeki lamelli böhmitin heterojen çekirdekleşmesine destek olan çözülmemiş alüminyum polikasyon konsantrasyonunda hızlı bir artış olur. Sonraki ısıtma sırasında, çökelen böhmit önce termal olarak değişici alüminaya ayrışır ki bu sonra bir seri polimorf faz değişimine uğrar (141).



Adeziv kaplama için, 1,2 µm tanecik hacminde, 6 m²/g yüzey alanında ve oksijen içeriği ağırlıkça %2,5 olan AlN Grade C (H.C Stark, Berlin Germany) tozu

kullanır. Çalışmalarda hiç yüzey işlemi uygulanmadan direkt AlN uygulandığında en yüksek bağ dayanımı değerleri elde edilmiştir (141).

- *Cam İnciler ile Kaplama*

Cam incileri düşük ısı porselenidir. Zirkonya yüzeyinin pürüzlülüğünü arttırdığı bildirilmiştir. 5 mikronluk kalınlığı geçmeyen cam inci tabakası kolayca silanlanır. Bu yüzey işlemi için restorasyon pişirilirken üst yapı porselenine zarar verilmemesi için pişirme işlemlerinde ısı ayarlamasına dikkat etmek gerekir. Bu yöntemin rezin simanlarla olan bağlantıyı arttırdığı iddia edilmekte olup, araştırmalar hala devam etmektedir (87).

1.8. MATERYALLERİN MEKANİK ÖZELLİKLERİ

1.8.1. Gerilim

Çekme gerilimi (Tensile stress)

Basma gerilimi (Compressive stress)

Makaslama gerilimi (Shear stress)

1.8.2. Gerilme

1.8.3. Elastik Sınır

1.8.4. Orantı Sınırı

1.8.5. Elastisite Modülü

1.8.6. Esneklik (Reziliens veya Fleksibilite)

1.8.7. Daimi Deformasyon

1.8.8. Dayanıklılık

1.8.9. Sertlik

1.8.1. Gerilim

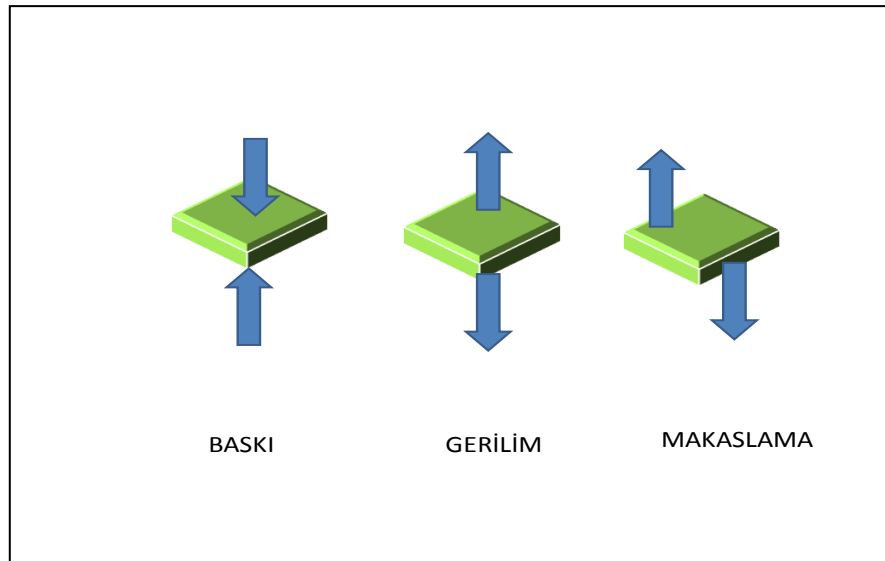
Bir dış kuvvete karşı direnç gösteren bir kütlenin birim alanına uygulanan kuvvettir. Bir materyal üzerine üç yönde gerilim uygulanabilir (Şekil 5) (15).

Çekme gerilimi (Tensile stress): Bir yapıyı uzatmaya çalışan yüke karşı oluşan gerilimdir.

Basma gerilimi (Compressive stress): Bir yapıyı sıkıştırmaya çalışan yüke karşı oluşan gerilimdir.

Makaslama gerilimi (Shear stress): Bir yapının bir kısmının diğer kısmına paralel ancak ters yönlerde kaydırılarak deforme edildiğinde ortaya çıkan gerilimdir.

Ayrıca malzemelerde kompleks gerilimler de oluşur. Herhangi bir kütleye tek tip bir gerilim uygulamak son derece zordur. Pratik şartlarda yapıda bir gerilim varsa bu baskın olmasına rağmen, diğer bir gerilim de daima mevcuttur. Bunlara kompleks gerilimler denir (291).



Şekil 5: Baskı, gerilim ve makaslama kuvvetlerinin uygulama yönleri

1.8.2. Gerilme

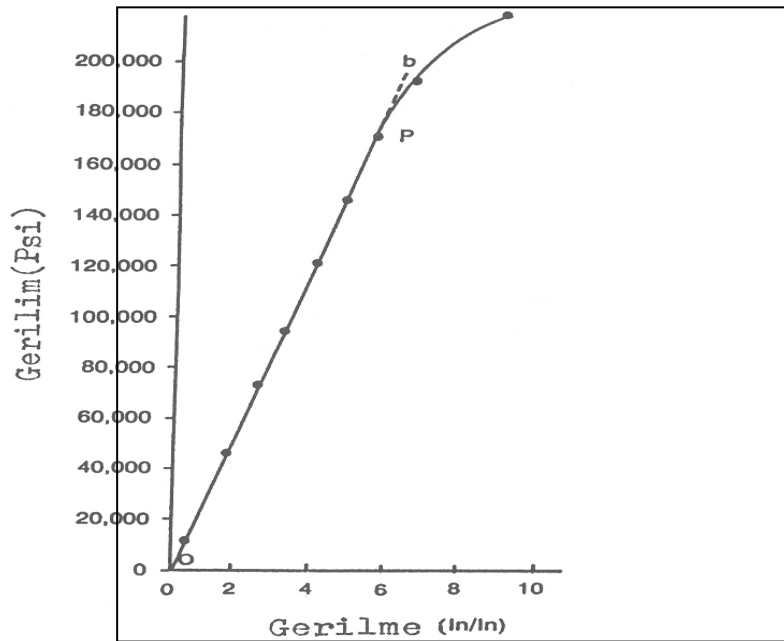
Gerilim karşısında materyalin verdiği cevaptır. Bir çubuğa üç ayrı bölgeden yük uygulandığında bünyesinde sıkışma, uzama ve kayma gerilmeleri oluşur (15).

1.8.3. Elastik Sınır

Bir malzemeye uygulanan kuvvetler ortadan kalktığında tekrar orijinal boyutuna döndüğü en yüksek gerilime elastik sınır denir. Örneğin lastik esaslı ölçü malzemelerinin andırkat bölgelerinden esneyerek çıktıktan sonra tekrar önceki boyut ve şekillerine dönmeleri ölçülerin netliği bakımından önem kazanır. Malzemeye elastik sınırı üzerinde gerilim uygulandığında eski şekline dönemez; yani deformasyon oluşur (15).

1.8.4. Orantı Sınırı

Gerilim ve gerilmenin orantılı olduğu en yüksek gerilim miktarıdır. Malzemeye yavaş yavaş artacak şekilde uygulanan yükler dikey eksene, buna karşı malzemede oluşan gerilme ise yatay eksene yerleştirildiğinde, grafik başlangıçta doğrusal olarak ilerlerken (O-P) bir noktada (b) eğri çizmeye başlar. Bu nokta orantı limitini gösterir (Grafik 1) (15).



Grafik 1: Orantı Sınırı (15)

1.8.5. Elastisite Modülü

Malzemenin kuvvet altında elastik şekil değiştirmesinin ölçüsüdür. Tanımı gereği birim kesit alanına sahip bir malzemede (genellikle 1 mm^2) birim boyu bir kat arttırmak için (örneğin 1 m ' lik teli 2 m yapmak için) uygulanması gerekli kuvveti gösterir. Kimi kaynaklarda Young modülü olarak da geçer. Örneğin bir malzemenin bükülmesi zor ise bu malzemede görünür bir eğilme veya deformasyon oluşturmak için büyük bir gerilim uygulamak gerekir; bu durumda bu malzemenin elastik modülü de yüksektir. Bir cismin elastisite modülü artıkça o cismin elastik özelliği azalır, dayanıklılığı artar (15).

1.8.6. Esneklik (Reziliens veya Fleksibilite)

Kullanılan malzemelerin gerilime maruz kaldıktan sonra tekrar orijinal şeklini alabilmesidir. Çok az miktarda gerilimlerle büyük gerilme istendiği durumlar da mevcuttur. Örneğin kroşe tellerinin çok az gerilim uygulanarak bükülmesi ve dolayısıyla destek dişlere aşırı miktarda yük uygulamaması istenir (15).

Maksimum esneklik; malzemenin orantı sınırına kadar gerilim uygulanması durumunda ortaya çıkan gerilmeye verilen isimdir (15).

1.8.7. Daimi Deformasyon

Malzemeye orantı sınırının üzerinde yük uygulandığında, malzemede ortaya çıkan şekil değişikliğidir. Malzemelerin hemen hepsinin deformasyona direncinin yüksek olması istenir (15).

1.8.8. Dayanıklılık

Maddenin kuvvete göstereceği direniş, onun dayanıklılığını gösterir. Her maddeye göre değişen bu dayanıklılık belli katsayılarla gösterilir. Baskın olan gerilim cinsine göre basma, çekme ve makaslama dayanıklılığı gibi isimler alır (15).

1.8.9. Sertlik

Herhangi bir malzemeye kendisinden daha sert bir cisim etki ettiğinde; malzemenin, batmaya karşı gösterdiği direnç, sertlik olarak tanımlanır. Sertlik; sürtünmeye, çizmeye, kesmeye ve plastik deformasyona karşı direnç olarak da tarif edilebilir. Brinell, Knoop, Vickers gibi testlerle sertlik değerleri ölçülür (15).

1.9. Mekanik Testler

Mekanik testler, bağlanma değerlerini ölçmek için birçok farklı araştırmalarda kullanılan sistemlerdir. Bu testler malzeme için ön bir değerlendirme sağlar.

İn-vitro koşullarda diş hekimliği malzemelerinin dayanıklılık test yöntemleri ile incelenmesi uzun yıllardır uygulanmaktadır. Testlerin sonucunda bulunan değerler ile veriler daha sağlıklı yorumlanır. Eğer bu kuvvet değerleri, materyalin dayanıklılık değerlerini aşarsa materyalde kırılmalar meydana gelir (6, 37, 260).

Mekanik testler, zirkonyanın rezin simanlarla olan bağ dayanımı değerlerini ağız ortamındaki kuvvetlere benzer kuvvetler üreterek ölçmeye yarayacak testlerdir. Ancak hiçbir test tek başına ağızda oluşan kuvvetleri simule etme yeteneğine sahip değildir. Çünkü çiğneme ile oluşan kuvvetler birçok yönde dağılacak ve farklı bileşenler oluşturacaktır.

1.9.1. Mekanik testleri etkileyen faktörler (35)

1. Bağlantı Alanı

Yüzey alanı ve bağ dayanımı arasındaki ilişki özellikle mikro testlerin gelişimiyle daha da dikkat çekmiştir. Bağlı yüzeylerin başarısızlığı, kuvvete maruz kalan yüzeyde bulunan kritik hacimdeki kırıkları indükleyen çatlaklarla oluşur. Yüzey alanı genişledikçe, çatlak oluşma ihtimali artar. Bağ dayanımı düşer.

2. Yapıştırılan Malzemenin Elastiklik Modülü

Malzemenin elastiklik modülü kuvvet dağılımını etkiler. Kuvvet dağılımı etkileri yüzeyin ve malzemenin bağ dayanımını etkiler.

3. Kuvvetin Uygulandığı Yer

Kuvvetin uygulandığı nokta ve bağlantı ara yüzeyi arasındaki mesafe stres dağılımını etkiler. Stress yoğunluğu daha çok kuvvetin uygulandığı noktada fazladır.

4. Crosshead Hızı

Polimerler ve kompozitler viskoelastik özelliklerinden dolayı deformasyon hızına karşı oldukça duyarlıdırlar. Deneysel çalışmalarda kompozitin akma dayanımının ve elastik modülünün yüksek deformasyon hızında arttığı görülmüştür. Yüksek deformasyon hızında, polimer zincirleri daha sertleşir ve moleküler hareketlilik artar. Deformasyon hızını belirlerken ekstensometre gerekir ve deformasyon hızı örnek geometrisine bağlıdır. Bu yüzden örneğe kuvvet uygulanırken genellikle crosshead hızı mm/dk olarak kullanılır. Crosshead hızının makro makaslama ve çekme testine etkilerini inceleyen çok az çalışma vardır ve çelişkili sonuçlar bulunmaktadır.

1.9.2. Mekanik Test Çeşitleri (292)

1.9.2.1. Eğme Testleri

a. Tek eksenli eğme testleri

- 3 nokta eğme
- 4 nokta eğme

b. İki eksenli eğme testleri

- Çember üzerinde çember
- Çember üstünde top
- Top üzerinde piston

1.9.2.2. Makaslama Testleri

a. Çekme ve itme makaslama testleri

b. Düzlemsel ara yüz makaslama testleri

- Daire şeklinde ara yüze sahip makaslama testleri
- Dikdörtgen şeklinde ara yüze sahip makaslama testleri

c. Oblik makaslama testleri

d. Konik ara yüz makaslama testleri

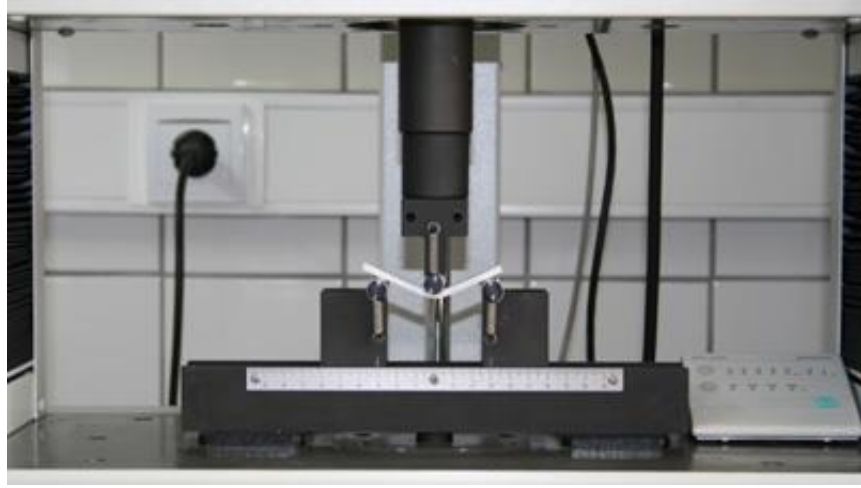
1.9.2.3. Çekme Testleri

1.9.2.4. Burma Testleri

1.9.2.1. Eğme Testleri

3 yada 4 nokta eğme testlerinde basma, çekme ve makaslama kuvvetleri aynı anda meydana gelir. Böylece materyallerin dayanıklılıkları karşılaştırılabilir (41).

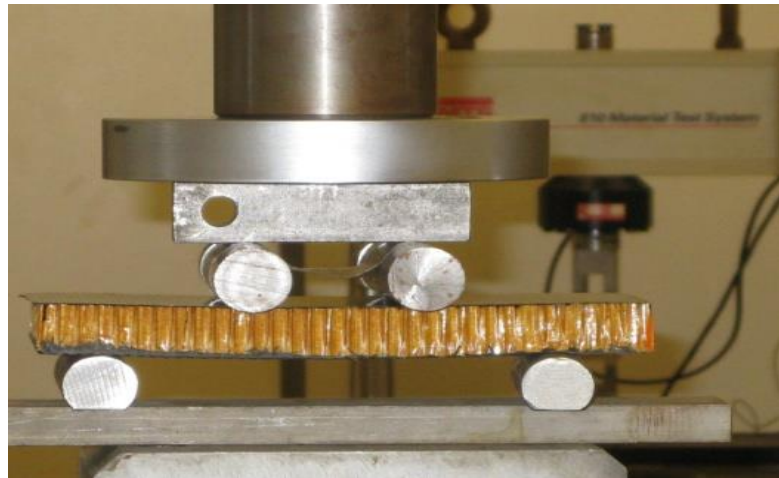
Üç nokta eğme testinde (Resim 17), dikdörtgen şeklindeki örnek iki silindirik destek üzerinde yerleştirilerek desteklenmekte ve orta noktadan yük uygulanarak maksimum eğme gerilmesi hesaplanmaktadır. Üç nokta testlerinin sıklıkla kullanılmasının sebebi, komplike olmayışı ve örnek şekillerinin basitliğidir. Üç nokta eğme testlerinde baskın olan stres, örneklerin alt yüzündeki çekme stresidir. Oluşan stres, defekt bölgesinde çatlak oluşumuna sebep olur ve çoğalarak katastrofik başarısızlığa öncülük eder (113).



Resim 17: 3 nokta eğme testi (122)

Dört nokta eğme testinde (Resim 18) ise örnek aynı şekilde iki destegin üzerine yerleştirilmektedir. Yük uygulanan iki nokta, her bir destekten aralarındaki mesafenin dörtte biri kadar uzakta konumlandırılmaktadır. Sonra maksimum eğme gerilmesi hesaplanmaktadır (113).

Dört nokta eğme testleri ise nispeten daha geniş alanlara kuvvet uygulanması için kullanılır. Bu test köşe kırıklarına, örnek boyutlarına ve yüzey özelliklerine oldukça duyarlıdır (113).



Resim 18: 4 nokta eğme testi (128)

İki eksenli eğme testleri;

Çember üzerinde çember

Çember üstünde top

3 top üzerinde piston şeklinde uygulanabilir.



Resim 19: Biaksiyel eğme testinden 3 top üzerinde piston (145)

En sık tercih edileni 3 top üzerine piston testidir. Disk şekilli örnekler daire oluşturacak şekilde dizilmiş toplar tarafından alttan desteklenir. Disk şeklindeki örneklere yukarıdan merkezi bir noktadan kuvvet uygulanır (Resim 19) (138).

Üç top üzerinde piston testinin avantajları (45)

1. Destekleyici toplar, yüklemeyi yapan pistonun kenarlarına yakın pozisyonadadır ve her top pistona eşit uzaklıkta yer almaktadır. Test düzeneğinin bu şekli, örnek yüzeylerinin düzlüğündeki ve paralelliğindeki küçük sapmaları tolere ederek böyle örneklerin test edilmesine izin vermektedir.

2. Örnek kenarlarındaki çatlaklardan etkilenmemektedir.

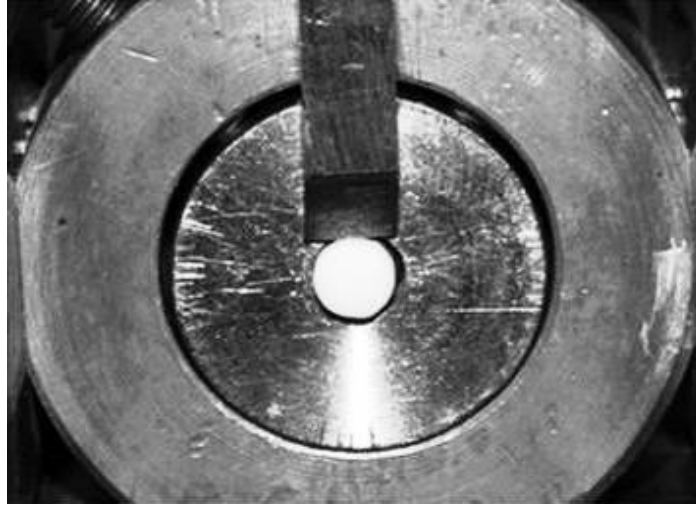
Üç top üzerinde piston testinin dezavantajları

1. Yükleme yapan pistonun altında, kuvvet eşit şekilde dağılmaz ve bu kuvvet dağılımının modellenmesi zordur. Daha iyi bir kuvvet dağılımını sağlamak için piston ile örnek arasına bir tabaka yumuşak materyal yerleştirilmesi faydalı olabilmektedir (45, 250).

2. Biaksiyel eğme testleri örnek hazırlanırken oluşan dikey yüzey çatlaklarına karşı hassastır (17, 147).

1.9.2.2. Makaslama Testleri

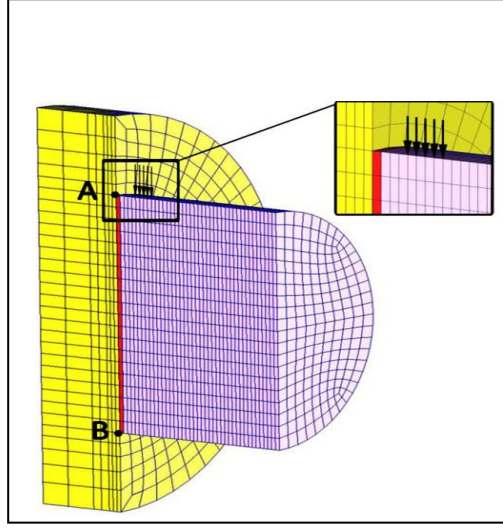
Makaslama testleri dental malzemelerin bağlanma dayanımlarının ölçümünde en sık kullanılan test metotlarından biri olmuştur (Resim 20). İn-vivo restoratif materyallerde bağlantı başarısızlıklarında en çok makaslama şeklinde kırılmaların olduğu düşünülür. Aynı zamanda bu testin uygulanması kolaydır ve daha az sürede tamamlanır (114).



Resim 20: Makaslama testi (213)

Örnek genellikle tabanı sabitleyici bir maddeye gömülür ve diğer örneklerle birleşim yerine bir uç ile kuvvet uygulanır ve yapıştırılan örneğin koptuğu kuvvet

hesaplanır (Resim 21). Bu amaçla çeşitli uçlar (bıçak sırtı ve dikdörtgen şekilli) kullanılır. Ancak kesme işleminde bıçak sırtı şeklindeki uçlar tercih edilmelidir (114). Ayrıca kırılğan malzemelere uygulanan kuvvet, elastik malzemelere nazaran düşük olmalıdır. Sonlu elemanlar analizinde bağlantı yerinde büyük kuvvetler oluştuğu görülmüştür (Resim 21) (35).



Resim 21: Sonlu elemanlar analizi ile kuvvetin uygulandığı bölge gösterilmiştir. Bıçağın uygulandığı bölgede büyük kuvvetler oluşur (35).

Makaslama testi, bağlanma dayanımını test etmede oldukça sık kullanılmasına rağmen, ara yüzde oluşturduğu homojen olmayan stres dağılımından dolayı bazı çalışmalarda tercih edilmemektedir (47). Çeşitli araştırmalar makaslama testi sonrası kırık tipinin, ara yüzde adeziv başarısızlığın yerine daha çok yapıştırılan materyaller içinde koheziv kırık şeklinde olduğunu göstermiştir (237).

Della Bona ve Van Noort, rezin-seramik bağlantısı makaslama testinde, yükleme sonrası seramik içinde yüksek gerilim stresi oluşumunun çok düşük kuvvetler altında koheziv kopmalara sebep olduğunu gözlemlemiştir (81).

1. Çekme ve İtme Makaslama Testleri

Metal-seramik bağlantısını ölçmek için itme-çekme testlerinin birçok farklı formu denenmiştir. Bu testler temel olarak birbirine benzemesine rağmen çekme makaslama testinde stres dağılımı daha uniformdur (113, 114). Çekme-makaslama testinin daha çok tercih edilme sebebi de budur. Örnek hazırlamasının zor ve zaman alıcı olduğu çekme-makaslama testi ilk defa Shell Nielsen tarafından 1962 yılında tarif edilmiştir (240).

Ancak birçok araştırmacı itme-makaslama testi ile daha yüksek bağ dayanımı değerleri elde etmiştir (114).

2. Düzlemsel Ara Yüz Makaslama Testleri

Düz metal bir yüzeye porselen uygulanarak bağ dayanımına bakılır. Metal-seramik bağlantı yüzü dairesel veya dikdörtgen şeklinde olabilir (114).

a) Daire şeklinde ara yüze sahip makaslama testleri

Hammad'ın geliştirdiği test yönteminde porselen-metal dairesel ara yüzünde kuvvet direkt olarak ara yüze yönlendirilir. Porselen kalınlığı sabit tutulmuştur ve tüm örneklerde başarısızlıklar ara yüzeyde oluşmuştur. Test örneklerini hazırlamak pahalı, hassas ve zaman alıcıdır. Porselen-metal arasındaki termal genleşme katsayısının farklı olmasından dolayı, termal stresler metal-seramik ara yüzündedir (113, 114).

b) Dikdörtgen şeklinde ara yüze sahip makaslama testleri

Schmitz ve Schulmeyer tarafından geliştirilen, Olio tarafından kullanılan bu test yönteminde dikdörtgen şeklindeki materyalin alınsal yüzeyine kısmi olarak diğer materyalin uygulandığı oldukça popüler bir yöntemdir. Hammand'ın yöntemiyle kıyaslandığında porselen kalınlığı ve metal-seramik yüzey alanının hassasiyeti

önemli değildir. Sürtünme direncinin ve elastiklik modülünün çekme ve bükme testindeki kadar kritik olmaması avantajıdır (113, 114).

3) Oblik makaslama testleri

1977 yılında Annusavice ve arkadaşları metal-seramik bağ dayanımını değerlendirmek için oblik makaslama testini kullanmışlardır. Stres dağılımı eşit iken stres konsantrasyonu önemsiz sayılmalıdır. Stres analizi için oblik makaslama testleri idealdir. Ancak örneklerde plastik deformasyon gelişmesi büyük bir dezavantajdır. Bunun sebebi test sırasında bloklar arasında oblik kayma hareketinin zor olmasıdır. Bu problemler diş hekimliğindeki popülaritesinin azalmasına sebep olmuştur (113).

4) Konik ara yüz makaslama testleri

Seed ve McLean metal-seramik ara yüzünde veya seramik içinde koheziv kırılmalara izin veren bir test önermişlerdir. Metal yüzeyi maksimum makaslama stresinin gelme yönünde bağlanmayı pozisyonlandırmak için konik şekilde değiştirilmiştir (113, 114).

Bu test, artık stres probleminden tamamen kurtulabilmiş değildir ancak Shell-Nielsen testinden daha az artık stres oluşturmaktadır. Test sırasında metal-seramik ara yüzünde kuvvetler uniform değildir. Bu sebeple kırıklar her zaman ara yüzde oluşmayabilir (113, 114).

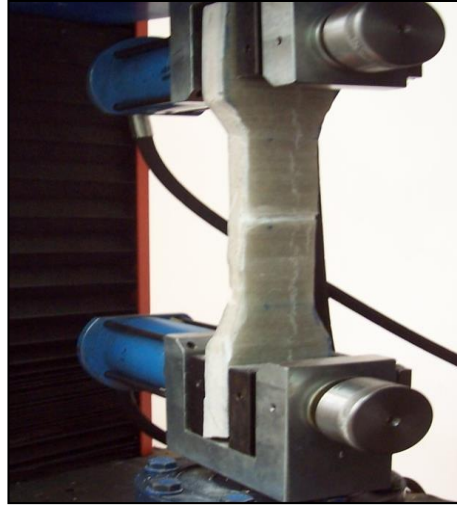
Mikro makaslama testi 1 mm^2 veya daha küçük yüzey alanındaki makaslama bağ dayanımının ölçülmesi için kullanılır. Makaslama testinde ara yüzde oluşan dağınık stres dağılımı azalır, çünkü bağlanma alanı küçülmüştür (35, 237).

1.9.2.3. Çekme Testleri

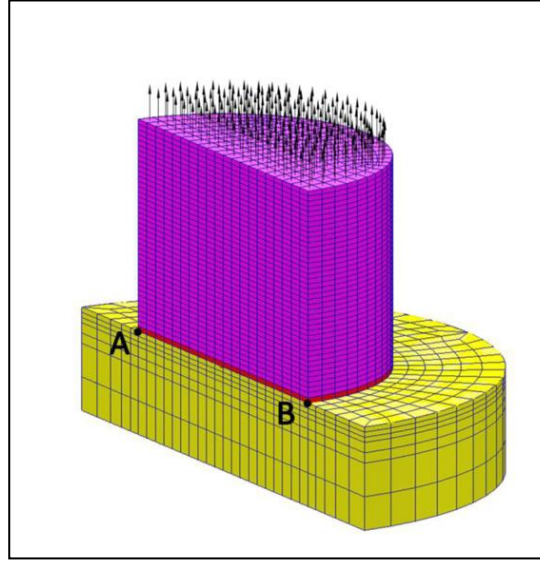
Malzemenin mekanik özelliklerinin belirlenmesi ve mekanik davranışlarına göre sınıflandırılması amacıyla yapılır. Germe testi olarak da bilinir. Örneği aynı

kuvvetle 2 taraftan dikey yönde çeken iki yüzey arasında gerilim oluşur (Resim 22) (113, 295).

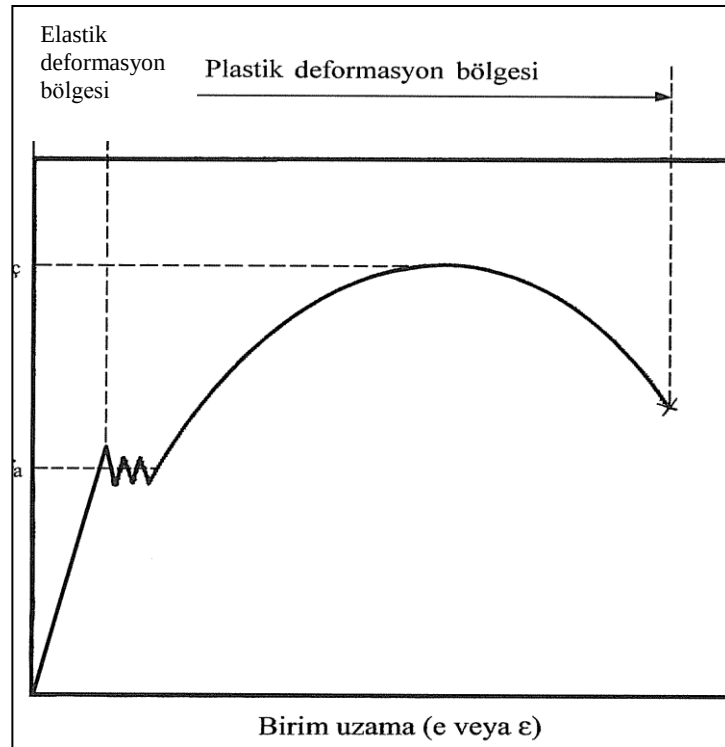
Çekme testleri basittir. Uygulanan kuvvetlere malzemenin nasıl tepki vereceği kolayca anlaşılır. Örneğin çeliğin çekme diyagramında (Grafik 2) önce elastik ardından plastik deformasyon görülür. Diğer yandan çekme testleri, bağlantı bölgesinde gerilim bağlanma dayanımı ölçümü için daha uygun olup, kopmalar daha çok adeziv başarısızlık şeklinde meydana gelir (81). Ancak bu testin sonuçları, yükleme sırasında meydana gelen homojen olmayan stres dağılımından ve örneğin geometrisinden fazlasıyla etkilenir (295). Sonlu elemanlar analizinde çekme kuvvetleri gösterilmiştir (Resim 23).



Resim 22: Çekme testi (120)



Resim 23: Sonlu elemanlar analizinde çekme kuvvetleri (35)



Grafik 2: Çeliğin çekme diyagramı (123)

Sano ve arkadaşları, küçük bağlantı yüzeyinde uygulanarak, adeziv performansı daha gerçekçi değerlendiren mikro çekme bağlanma testini

geliştirmişlerdir (234). Mikro çekme testi 1mm^2 gibi çok küçük yüzeylerde uygulanır. Bu testler özellikle diş ve adeziv materyallerin bağlanma değerlerinin ölçümünde sıklıkla kullanılır. Ancak örnekleri hazırlamak çok zordur ve tekniği hassastır. Yüzey küçüldüğü için genellikle yüksek bağ dayanımı sergiler ve testten önce spontan kırılmalar da meydana gelebilir (35).

1.9.2.4. Burma Testleri

Malzemenin çekme ve basma yükleri dışında, kayma yüklerine karşı dayanıklılıklarını ölçen testtir. İki boyutlu sonsuz eleman gerilim analizleri ve gerilim dağılımının hesaplanması oldukça zordur. Her test örneğinde oluşan gerilim tipi ve dağılımı tam olarak bilinmemektedir (212).

1.10. Termal Siklus

Ağız ortamı dinamik bir ortam olduğu için sürekli ısı ve pH değişiklikleri meydana gelir. Örneğin yemek, içmek ve nefes almak ağız içi ısı değişikliklerine sebep olur. Buzlu bir suyun ısısı $0\text{ }^{\circ}\text{C}$ 'ye yakınken, sıcak bir çay ya da çorbanın ısısı $60\text{ }^{\circ}\text{C}$ 'ye ulaşabilir. Ancak yeme ve içme kişiden kişiye oldukça farklılık gösteren alışkanlıklardır ve ağzın her bölgesinde eşit sıcaklık değişimine neden olması beklenemez (253).

Nefes alındığı sırada havanın sıcaklığı, nemi ve hızı ağız ısısında radikal değişikliklere neden olabilir. Ağızdan nefes alınmadığında ve termal bir yükleme yapılmadığında ağız içi sıcaklık ortalama $35\text{ }^{\circ}\text{C}$ olarak ölçülmüştür (253).

Termal streslerin neden olduğu büzülme ve genleşmeler sonucu restorasyonlarda marjinal boşluk ve mikro sızıntı artar (274). Bu yüzden restorasyonların etkilendikleri ağızdaki ısı değişikliklerini taklit etmek için termal siklus yönteminden faydalanılmaktadır (Resim 24) (20).

ISO, bağlanma kuvveti ölçümleri öncesinde, deney örneklerinin suda bekletme şartlarını üç şekilde belirtir: 1) 37 °C’ de distile suda 24 saat süreyle kısa süreli bekletme, 2) 37 °C’ de distile suda 20-24 saat süreyle bekletme ve sonrasında termal siklus uygulaması ve 3) 37 °C’ de distile suda 6 ay süreyle uzun süreli bekletme (137).

Materyallerin bağ dayanımlarını test etmeden önce suda saklama ve termal siklus yöntemleri sıklıkla kullanılır. Termal siklusun bazı çalışmalarda bağlantıya etkisi olmadığı söylenmiştir, ancak spontan bağlantı başarısızlıklarına sebep olduğu görülmüştür. Rezin örneklerde boya penetrasyon yöntemiyle bağlantı ara yüzünde değişiklik olmadığı görülmüş ancak amalgam diş ara yüzünde boya penetrasyon yöntemiyle yapılan incelemelerde boya sızıntısı olduğu fark edilmiştir. Çünkü amalgam ve dişin iletkenliği farklıdır bu sebeple mikro sızıntı gelişmiştir (230).

Siman-seramik bağlantısı ağız ortamında kimyasal, termal ve mekanik etkenlere maruz kalır. Birçok laboratuvar çalışmasında yapışma ara yüzeyindeki rezin kompozitin hidrolitik bozunmaya uğraması sebebiyle bağlantının başarısız olduğu görülmüştür. Hidrolitik olmayan simanlar sudan ya hiç etkilenmez ya da minimum etkilenirler (230).

0° - 60 °C arasında meydana gelen ısı değişimleri diş sert dokusu ile restorasyon arasındaki genleşme katsayıları arasındaki farklılıkların değerlendirilmesine olanak sağlar (173, 246). Termal siklus testi sırasındaki termal değişiklikler ile oluşan mekanik stresler, bağlantı ara yüzeyine doğru kırılmanın oluşumunu direkt olarak indükler (25, 231)



Resim 24: Termal Siklus Cihazı

1.11. SEM (Scanning Electron Microscope)

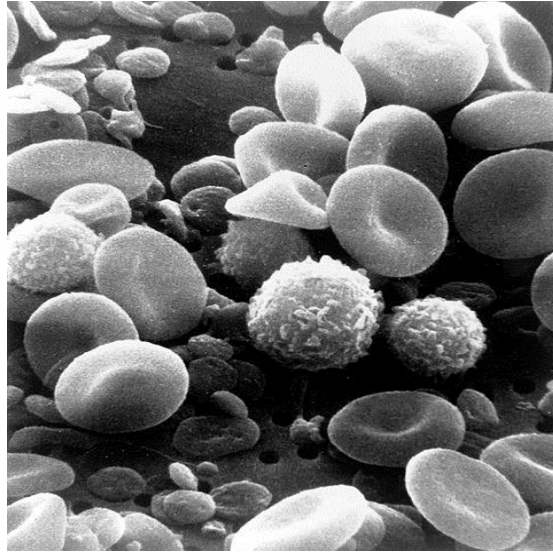
Scanning electron microscope (taramalı elektron mikroskobu) odaklanmış elektron ışınları ile görüntü veren bir çeşit elektron mikroskobudur. Örnekteki elektronlarla etkileşimde olan elektronlar çeşitli sinyaller üretir ve bu sinyaller örneğin yüzey topografisi ve bileşimi hakkında bilgi verir. SEM ile bir nanometreden daha iyi çözünürlükte görüntü elde edilebilir. Örnekler yüksek, alçak vakumda ve nemli koşullarda incelenebilir (186).

SEM' in geçmişi McMullan' la başlar. Max Knoll 50 mm nesne alan genişliğine sahip görüntü elde etmesine rağmen, 1937 yılında Manfred von Ardenne yüksek büyütmede çok küçük raster ile tarayarak görüntü veren mikroskobu icat etmiştir. Zworykins ve arkadaşları ileri araştırmalar yapmış, onları ise Charles Oatley'in başında bulunduğu Cambridge grubu takip etmiştir (156, 186, 297).

Görüntü iletimini sağlayan ışık yollarını merceklerle değiştirerek daha küçük ayrıntıların görülmesini sağlayan aygıtlar geliştirilmiştir. Ayırım gücü, odak derinliği ve de görüntü analizi birleştirme özelliğinden dolayı tarama elektron mikroskobu

araştırmalarda sıklıkla kullanılır. Çok küçük bir alana odaklanan yüksek enerjili elektronlarla yüzeyin taranması prensibiyle çalışır (242, 279).

SEM yüksek çözünürlüklü resim oluşturmak için vakum ortamında oluşturulan ve aynı ortamda elektro manyetik lenslerle inceltilen elektron demeti ile incelenecek malzemeyi analiz etme imkanı sunar. Mikroskopta oluşturulan resimler, elektron demetinin malzeme ile olan etkileşiminden ortaya çıkan ışımalar veya geri yansıyan elektronlar sayılarak oluşturulur. Bunlar ikincil elektron yansımali (secondary electron image), geri yansımaya uğramış elektronlar (backscattered electrons), karakteristik x ışınları, Auger elektronları, vs.'dir (108, 297, 279).



Resim 25: SEM' de kan hücreleri (10000X) (133)

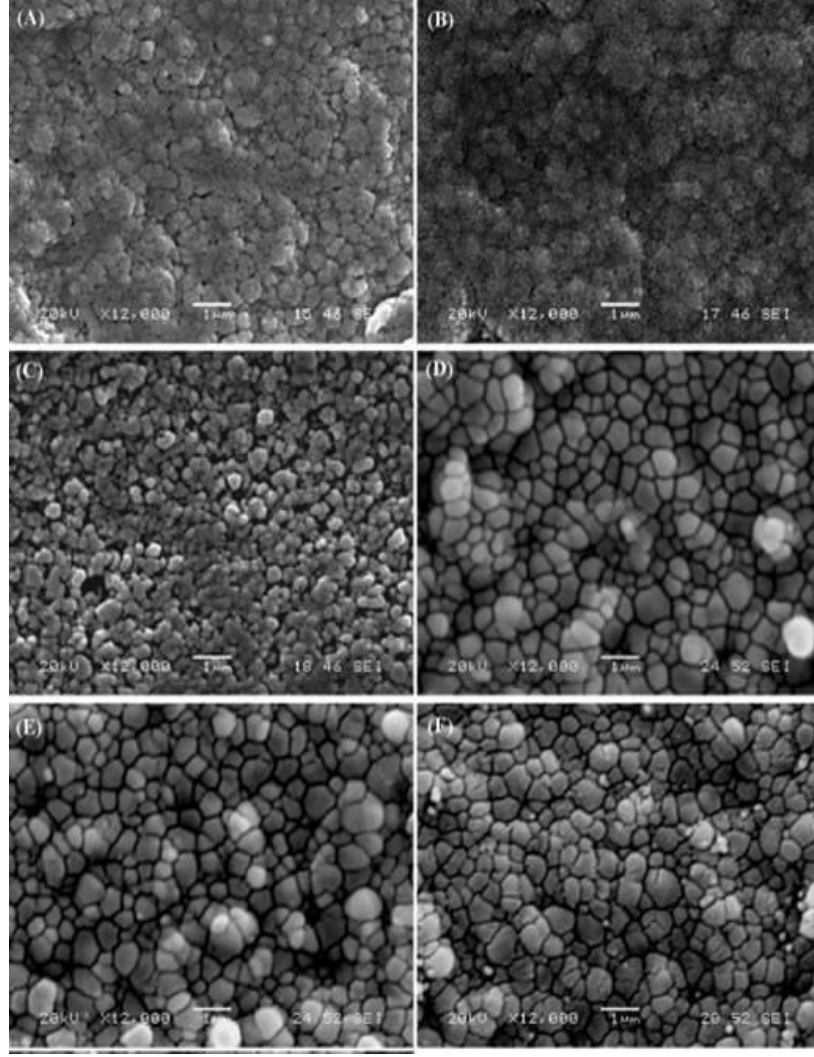
SEM ile görüntüler 10 - 500.000 (Resim 25) kez büyütülebilir. Büyütme işlemi transmisyon elektron mikroskopunun aksine objektif merceklerin gücü ile yapılmaz. Büyütme x, y tarama bobinlerini destekleyen akım veya x, y deflektör plakayı destekleyen voltaj ile kontrol edilir (140).

SEM’ de örneklerin incelenmesi için hazırlanması gerekir. Geleneksel görüntüleme için örneklerin en azından yüzeyde iletken olması ve elektrostatik şarj kümülasyonundan korunmak için topraklanmış olması gerekir (140).

SEM, dış dokuları ile restoratif sistemler arasındaki dinamik ve kimyasal etkileşimi değerlendirmede kullanılan yüzey analiz tekniklerinden birisidir (57). Yüzey işlemleri sonrası yüzeyde biriken maddelerden birbirileri ile kıyaslanabilecek görüntüler alınmasını sağlar. Yüzey detaylarının incelenmesine olanak sağlar, yüksek çözünürlükte ve detaylı yüzey bilgisi verir (140).

Yüzey analiz tekniklerinden olan tarama elektron mikroskopisi ile bu çalışmada uygulanan farklı yüzey pürüzlendirme işlemlerinin zirkonya yüzeyine etkisi ve yapıştırma simanının bağlantısının incelenmesi mümkündür (Resim 26). SEM’ in yüzey topografisini görüntüleme özelliği sayesinde uygulanan mekanik testler sonucu yüzeydeki kırılmaların tipi (adeziv ve/veya koheziv) belirlenir.

Kırık yüzeylerin incelenmesinde çeşitli mikroskobik teknikler kullanılmaktadır bunlardan biri de SEM’ dir. SEM cisimlerin mikro yapı karakteristiğini ve yüzey şekillerini incelemede ve analiz etmede kullanılmaktadır. Çok tercih edilmesinin sebebi yüksek çözünürlük ve detay vermesidir. ESEM ise çevresel taramalı elektron mikroskopudur. SEM’ den farklı olarak ESEM’ de örnekler ıslak, kaplanamamış veya hem ıslak hem kaplanmamış olsa dahi incelenebilir. ESEM üç farklı operasyon modunda kullanılabilir. Islak modda, örnekler tamamen kuru olmasa da görüntüleme yapılabilir. Düşük vakum modunda görüntüleme için örnekler genellikle kurudur fakat iletken bir tabaka ile kaplanmamaktadır. Yüksek vakum modunda ise örnekler kurutulup, iletken bir tabaka ile kaplandıktan sonra görüntüleme yapılabilir.

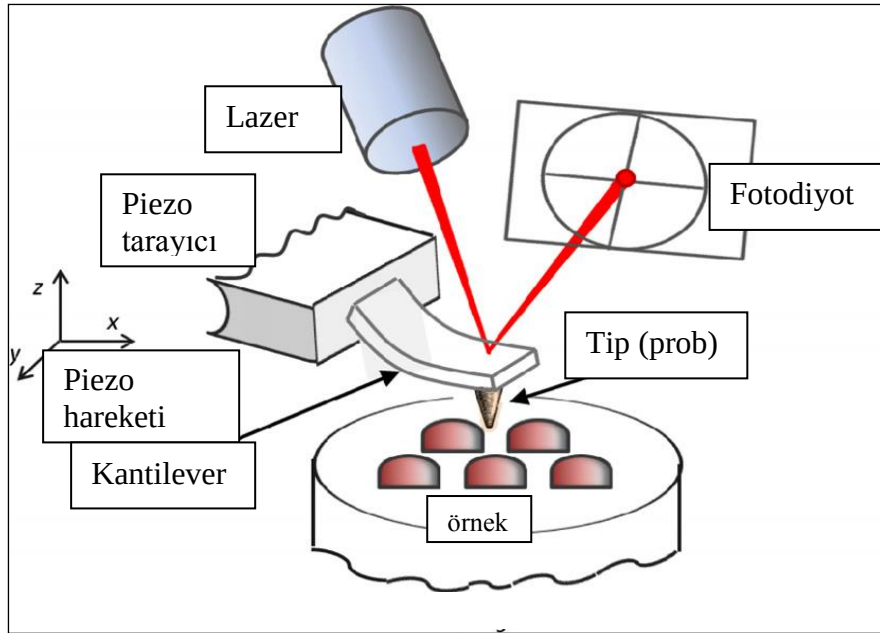


Resim 26: Çeşitli yüzey işlemleri uygulanmış zirkon yüzeyinin SEM görüntüsü (43)

1.12. AFM (Atomic Force Microscopy)

Atomic Force Microscopy (AFM) veya Atomik Kuvvet Mikroskobu (AKM) genel adı taramalı prob mikroskobu olan ve yüzeyin taranması prensibine dayalı mikroskop ailesine aittir. 1986 yılından beri kullanılan AFM biyolojik nesnelerin çalışılmasında yeni bir yöntem olmuştur (16). Böylece atomik ve moleküler düzeyde biyolojik örneklerin 3 boyutlu ve fizyolojik ortamlarda görüntülemeleri yapılabilmektedir (170).

AFM’ de örnek yüzeyini tarayan ve uzaysal bilgi toplayan esnek bir kola monte edilmiş çok ince bir iğne (prob) kullanılır. İğne ve yüzey atomları arasında atomik boyutta bir uzaklık bulunmaktadır ve iğne yüzey üzerinde hareket ettikçe atomlar arası potansiyeller yüzünden denge çubuğu aşağı ve yukarı doğru hareket eder. Bir anlamda yüzey ile uç arasındaki etkileşim gücünü ölçer (42). Etkileşim gücü örnek yüzeyine, prob ve aralarındaki mesafeye bağlıdır (42). AFM probunun şematik diyagramı Resim 27’de gösterilmiştir.



Resim 27: AFM tarayıcı prob (42)

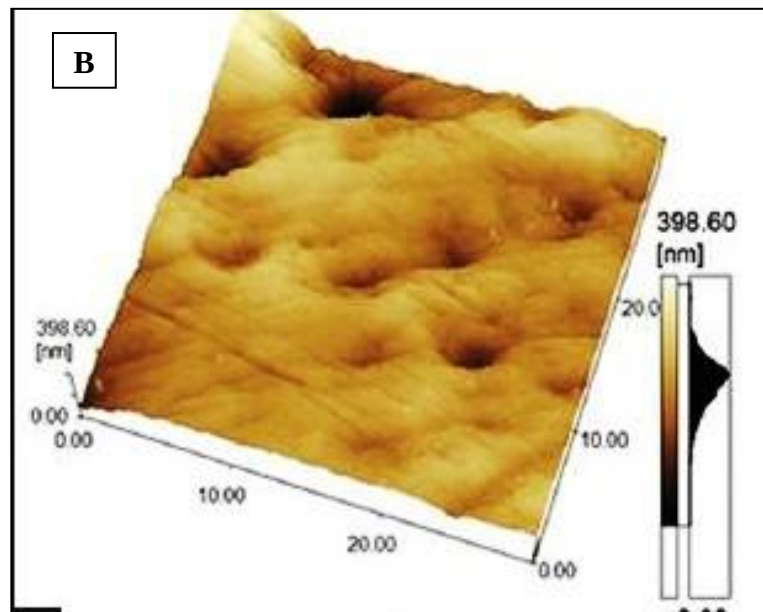
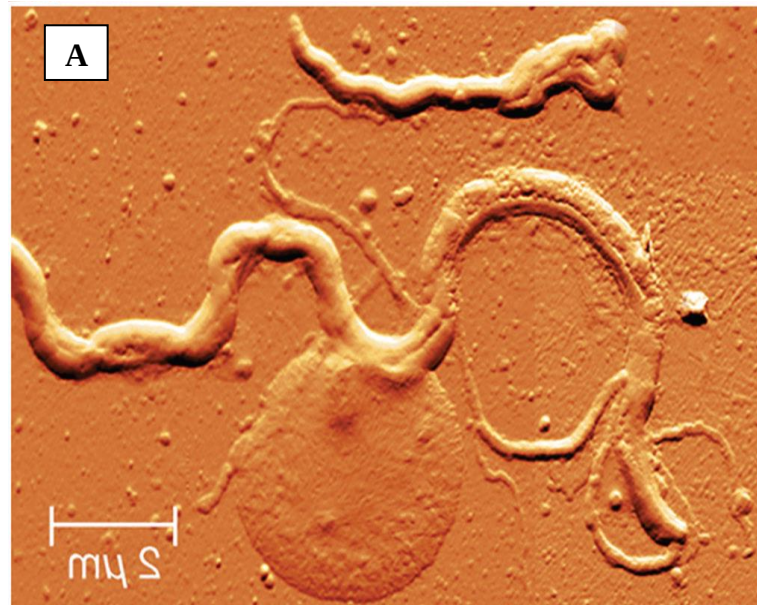
Örnek ve iğne arasındaki moleküler kuvvetler denge çubuğunun hareketi için kullanılacak bir dedektör ve lazer kullanılarak ölçülür. Geri besleme devresi örneği bir piezo-elektrik tüp ile yukarı ve aşağıya hareket ettirir. Denge çubuğu küçük değişimler için Hooke Yasası'na uyduğu için, iğne ile örnek arasındaki kuvvet hesaplanabilir. Üç boyutlu görüntü denge çubuğunun hareketi x, y ve z doğrultusunda kaydedilerek elde edilir. İğnenin veya örneğin hareketi piezo-elektrik

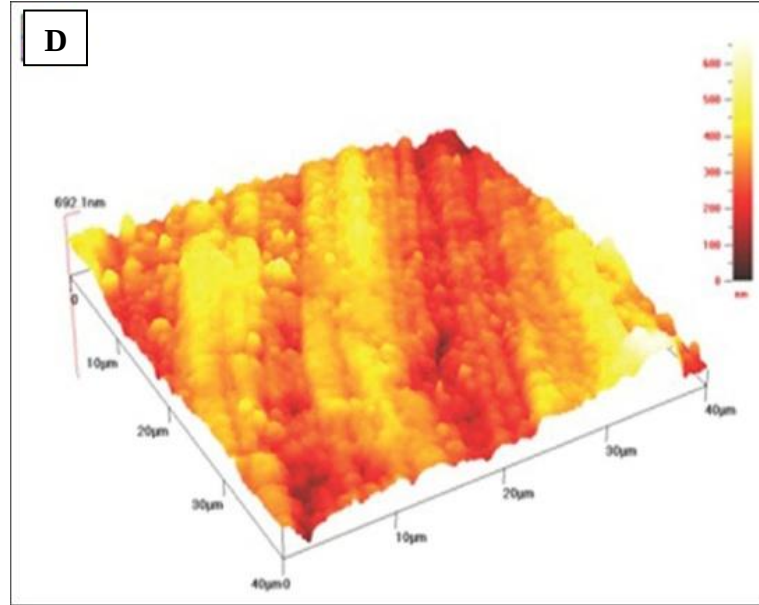
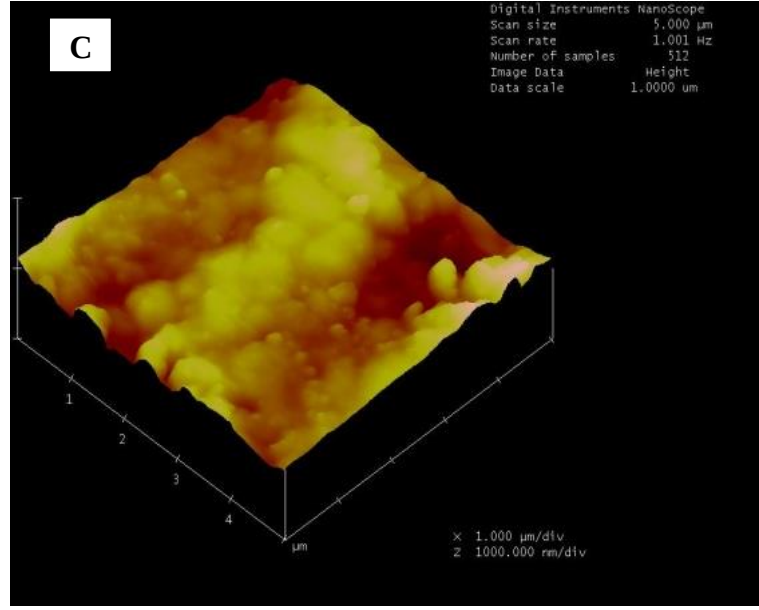
seramikten yapılan tarama ünitesi tarafından incelenir. Z-ekseni örneğe dik olan eksen olmak üzere tarama ünitesi x, y ve z yönlerinde Å (Ångström) mertebesinde çözünürlüğe sahiptir (42, 142).

AFM ile havada veya suda, iletken olmayan ve iletken yüzeyde görüntüleme yapılabilir (235).

Atomik Kuvvet Mikroskobu kullanılarak birçok özellik hakkında bilgi edinilebilir. Bunlardan biri, örneğin yüzeyinin nasıl görüldüğü, yüzey üzerinde bulunan moleküler yapılar arasındaki ilişkiler ve sertlik, yansıma gibi maddesel özellikler hakkında fikir edinilmesini sağlayan yüzey topografisidir. Diğer bir dal olan yüzey morfolojisi ise maddeyi oluşturan parçacıkların büyüklükleri ve şekli, bu parçacıkların birbirleriyle etkileşimleri ile ilgili bilgi, yüzey etkileşim özellikleri, elektriksel yük, manyetiklik, nanomekanik özellikler; aşınma, korozyon, pürüzlendirme, sürtünme, kayganlaştırma, kaplama ve cilalama ile ilgili bilgileri sağlar. Ayrıca atomik kuvvet mikroskobu kullanılarak örneği oluşturan molekül ve elementlerin bileşimi, bunların relatif miktarları ve maddelerin erime noktaları ve sertliği gibi bazı maddesel özellikleri hakkında bilgi edinilebilir. Bunların yanında atomların madde içinde nasıl düzenlendikleri, bu düzenler arasındaki ilişkiler ve örneği oluşturan maddelerin elektriksel özellikleri (örneğin iletkenlik) gibi kristalografik bilgi de veren AFM görüntüleri elde edilebilir (22, 42, 49).

Diş hekimliğinde AFM ile yapılan çalışmalarda periodontal ceplerdeki bakteri kolonizasyonları (A) (105), dentin ve mine yüzeyi (B) (163), zirkon yüzeyi (C) ve kompozit yüzeyi (D) (296) (Resim 28) değerlendirilmiştir.





Resim 28: Farklı yüzeylerden alınmış AFM görüntüleri

BÖLÜM II

GEREÇ VE YÖNTEM

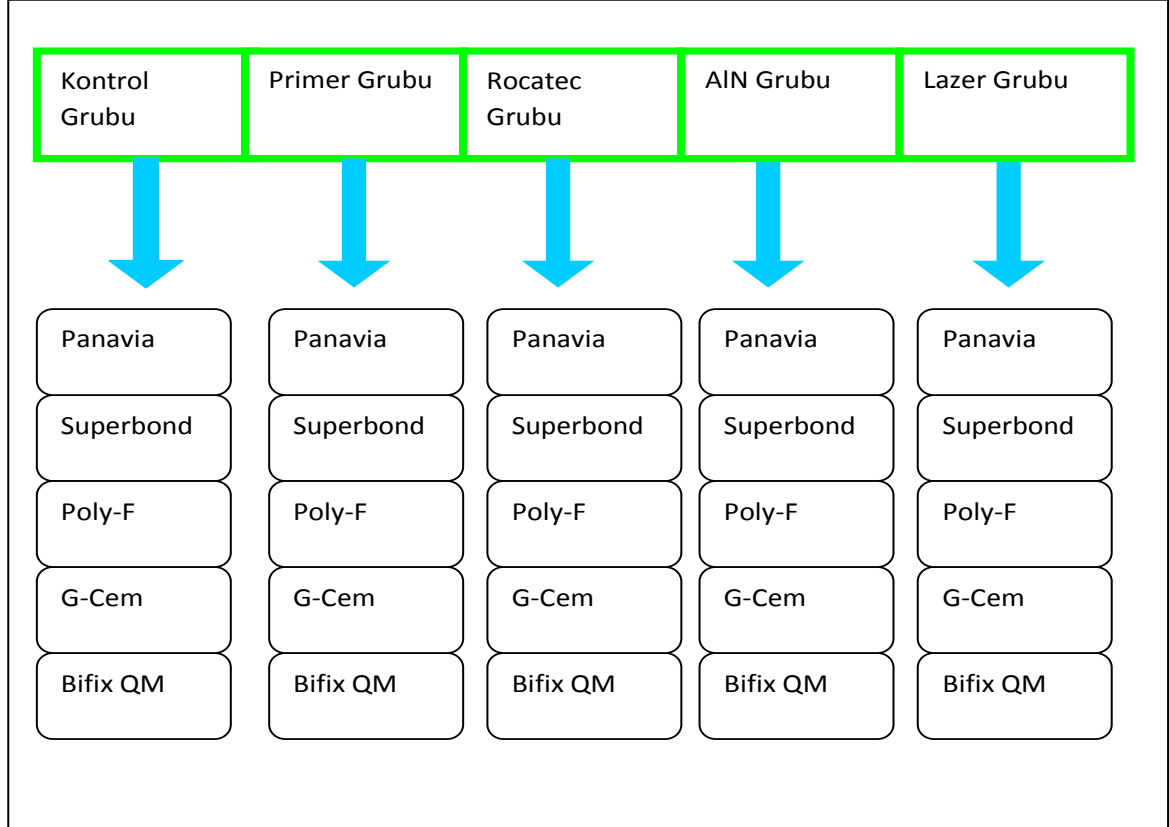
Çalışma kapsamında kullanılan testler Ege Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Araştırma Laboratuvarı'nda gerçekleştirilmiştir.

MATERYALİN ADI	ÜRETİCİ FİRMA ADI	İÇERİKLERİ	ÜRETİCİ ÜLKE
Zirkon blok	Ava Dent	Y-TZP	İtalya
3 mm çapında bioplast kalıp	Biostar Great Lakes Orthodontics	Akrilik	A.B.D
Poly-F	Dentsply	Polikarboksilat	Danimarka
Panavia F 2.0	Kuraray	MDP	Japonya
Super Bond	Sun Medical	4-META	Japonya
G-Cem Automix	GC	UDMA	Japonya
Bifix QM	Voco	Bis-GMA	Almanya
Bluephase Işın Cihazı	Ivoclar Vivadent	10 Waat	Liechtenstein
Termal Döngü Cihazı	Gökçeler Makina Ltd. Şti.	20 sn bekleme süreli	Türkiye
Universal Test Makinesi	Shimadzu	0.5 mm/dk çalışma hızı	Japonya
Taramalı Elektron Mikroskobu (SEM)	Quanta	Düşük vakum modu 43-5000X	A.B.D
Rocatec	3M ESPE	2.8 bar, 110 µm Rocatec Pre ve Plus	Almanya
Z-Prime Plus	Bisco	Organokarboksilik asit	İsrail
Lazer	Fotona	200 mJ, 200 Waat güç	Slovenya
AlN	H.C. Stark	Alüminyum Nitrit	Almanya
Atomik Kuvvet Mikroskobu (AFM)	Veeco Metrology Group	5×5 mm' lik alan ve 0.1 Hz tarama hızı	A.B.D
Işık Mikroskobu	Leica	10X	Almanya

Tablo 3: Çalışmada kullanılan materyallere ait bilgiler

2.1. Yapılacak Testler İçin Örnek Gruplarının Oluşturulması

4 farklı yüzey işlemi ve kontrol grubu ile 5 farklı siman sistemine göre hazırlanmış örneklerin gruplandırması aşağıdaki gibi olup, her grup başına 8 örnek kullanılmıştır. Bu şekilde toplam 200 örnek hazırlanmıştır.

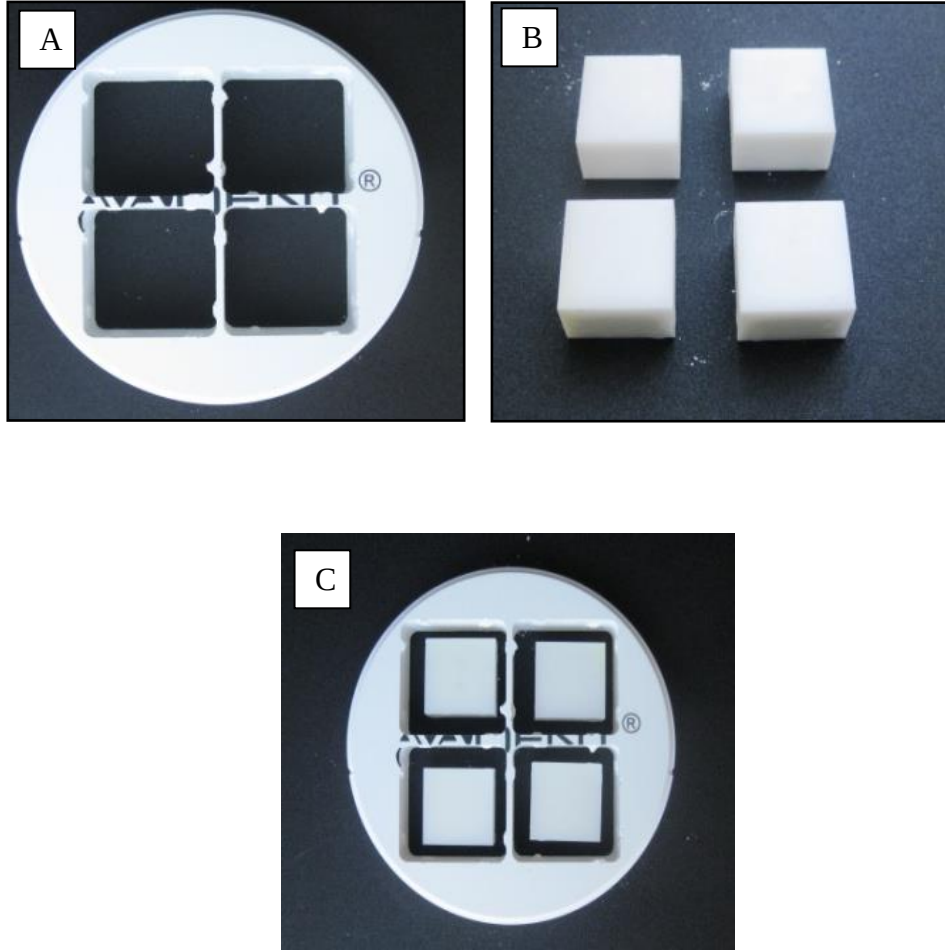


Tablo 4: Örnek gruplarının şematik görüntüsü

$$\begin{array}{c} n:8 \\ 5 \times 8 \times 5 = 200 \end{array}$$

2.2. Zirkonya Blokların Hazırlanması

Sinterizasyon öncesi 10 cm ϕ nda 2 cm yüksekliğinde daire şeklindeki zirkonyadan, sinterize edildikten sonra 2,1x2,1x1 cm boyutlarında oluşacak şekilde 10 adet blok elde edildi (Resim 29 A, B, C).



Resim 29 (A, B, C): Çalışmada kullanılan zirkon bloklar

2.3. Uygulanan Yüzey İşlemleri

2.3.1. Primer Uygulanması (Bisco, İsrail)

2.3.2. Rocatec ile Silika Kaplama (3M ESPE, Almanya)

2.3.3. Alüminyum Nitrit ile Kaplama (H.C Stark, Almanya)

2.3.4. Er: YAG Lazer Uygulanması (Erbium YAG Lazer, Fotona, Slovenya)

2.3.1. Primer Uygulanması (Bisco, İsrail)

Z-Prime Plus (Resim 30) organofosfat ve karboksilik asit karışımı bir zirkonya primeridir (191).



Resim 30: Z- Prime Plus (126)

Z-Prime Plus uygulanmadan önce zirkonya yüzeyi sırasıyla 400-600-800-1000-1500 grenli silikon karbit zımpara ile su soğutması altında zımparalandı (Resim 31, 32). 46-55 psi basınçta 10 mm uzaktan 15 sn süre ile dikey olarak 50 μm Al_2O_3 ile kumlandı (Resim 33). % 37 'lık fosforik asit ile 5 sn temizlendi (Resim 34). 15 sn süre ile suyla yıkandı ve ardından 2 dakika ultrasonik banyoda bekletildi (Resim 35, 36). Son aşamada Z-Prime Plus yüzeye aplikatör yardımıyla uygulandı ve 10 sn hava ile nazikçe kurutulup 20 sn Bluephase ışın cihazı (10 Watt) ile polimerize edildi (Resim 37, 38).



Resim 31, 32: Zirkon blokların zımpara cihazında zımparalanması



Resim 33: Blokların 10 mm uzaktan
15 sn süre ile 50 μm Al_2O_3 ile
kumlanması

Resim 34: Blokların 5 sn süre
ile asitlenmesi



Resim 35, 36: Ultrasonik banyoda yıkama



Resim 37, 38: Z-Prime Plus'ın uygulanması ve polimerizasyonu

2.3.2. Rocatec ile Silika Kaplama (3M ESPE, Almanya)

Yüzeyin silika ile kaplanması için kullanılan tribokimyasal bir yöntemdir. Mekanik enerji kullanılarak kimyasal bağlantı elde edilmeye çalışılır (190).

İlk kumlama ile yüzeyde mikro tutuculuk için pürüzlü yüzeyler elde edilir. İkinci aşamada yüzeyde mikroskobik düzeyde triboplazma tabakası oluşur ve böylece yüzey silika ile kaplanır (190).

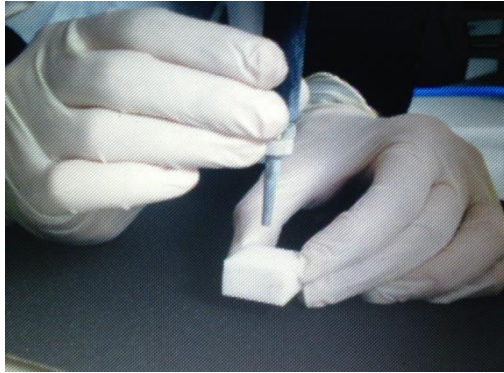
Bu tez çalışması için uygulama yüzeyi su zımparası altında tamamen temizlendi ve kurutuldu. Rocatec cihazı ile (Resim 39, 40) önce 2,8 bar basınç altında 1 cm uzaktan 15 sn süre ile 110 μ m Rocatec Pre ile zirkon bloklar kumlandı. Sonra 110 μ m Rocatec Plus ile silika kaplandı (Resim 41). Ardından ESPE-Sil ile yüzeye silan uygulandı ve 5 dk kuruması için beklendi (Resim 42).



Resim 39: Rocatec Cihazı (125)



Resim 40: Rocatec Cihazı



Resim 41: Rocatec Pre ve Plus'ın uygulanması

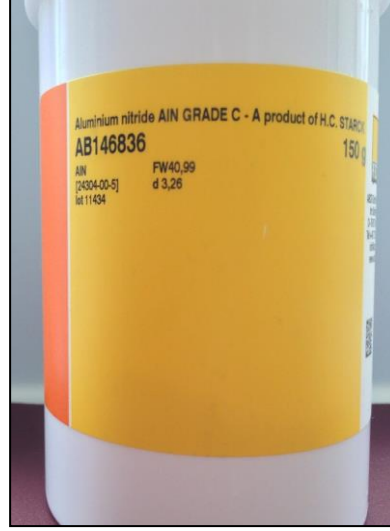


Resim 42: Espe-Sil silanın sürülmesi

2.3.3. Alüminyum Nitrit ile Kaplama (H.C Stark, Almanya)

Mikro mekanik bir kilitlenme sağlamak amacıyla kullanılır. Seramik yüzeyinde adeziv bir kaplama için alüminyum nitrit hidrolize edilir ve alüminyum hidroksit oluşur. Süspansiyonda alüminyum oranı artar. Isı artışı ile birlikte farklı fazlarda Al_2O_3 oluşur (107).

Adeziv kaplama için, $1,2 \mu m$ tanecik hacminde, $6 m^2/g$ yüzey alanında ve oksijen içeriği ağırlıkça %2,5 olan AlN Grade C tozu kullanıldı (Resim 43). Ağırlıkça %3' lük AlN tozu içeren dilüe sulu süspansiyon, $75^\circ C$ 'de ön ısıtma uygulanan 250 ml deiyonize suda 7,5 gr AlN tozu dağılarak hazırlandı. AlN tozu dağıtıldıktan sonra, zirkonya bloklar 15 dk süspansiyona daldırıldı (Resim 44).



Resim 43: AlN



Resim 44: AlN süspansiyonuna

75 °C' de ön ısı uygulaması



Resim 45: Örnekler 2 saat fırında kurutuldu.



Resim 46: Daha sonra 900°C' de 1 saat ısı ile muamele edildi.

Yüzeyleri kaplanan zirkonya bloklar fırında 2 saat boyunca 110 °C’ de hava ile kurutuldu (Resim 45). Son olarak 900 °C’ de 1 saat atmosfer basıncında ısı ile muamele edildi (Resim 46).

2.3.4. Er: YAG Lazer Uygulanması (Erbiyum YAG Lazer, Fotona, Slovenya)

İlk kez Zhakirov ve arkadaşları tarafından 1975 yılında geliştirilmiş ve 1997 yılında FDA tarafından çürük temizlenmesi, kavite preparasyonlarının şekillendirilmesi, mine ve dentinin pürüzlendirilmesi öncesinde kullanımı onaylanmıştır. Er: YAG lazer sert doku lazeridir (39). Er: YAG lazer 200mJ enerji yoğunluğunda, 200 Watt gücünde, 1mm uzaktan ve su soğutması altında 15 sn süre ile örneklerle uygulandı (Resim 47, 48, 49) (196).



Resim 47, 48, 49: Lazer cihazı ve uygulaması

Kontrol grubu olması amacıyla bir gruba hiçbir yüzey işlemi uygulanmamıştır.

2.4. Çalışmada Kullanılan Simanlar

2.4.1. *Panavia F 2.0* (Kuraray, Japonya)

2.4.2. *Super Bond C&B* (Sun Medical, Japonya)

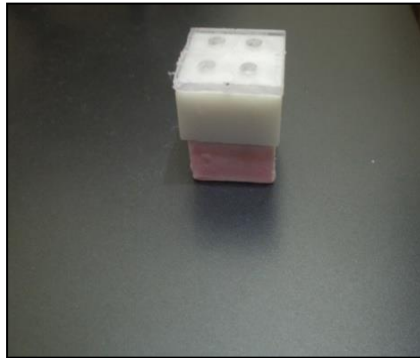
2.4.3. *Poly-F* (Dentsply, Danimarka)

2.4.4. *G-Cem* (GC, Japonya)

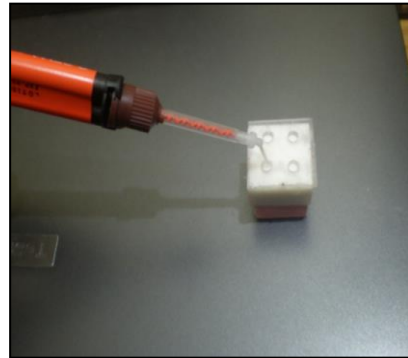
2.4.5. *Bifix QM* (Voco, Almanya)

2.5. Örneklerin Hazırlanması

Zirkon bloklara yüzey işlemleri uygulandıktan sonra, 2 mm kalınlığında 3 mm çapında bioplast plaktan hazırlanan saydam kalıplar bloklar üzerine yerleştirildi (Resim 50). Ardından simanlar hazırlanıp kalıp içersine yerleştirildi (Resim 51) ve içinde boşluk kalmaması için ince bir sond ile kontrol edildi.



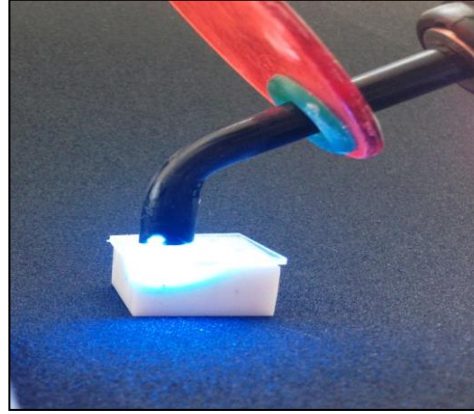
Resim 50: Bioplast kalıp



Resim 51: Simanın yerleştirilmesi

Bifix QM ve GCem Automix sistemlerinde kendilerine özel otomatik karıştırma ucu olduğu için simanlar kalıplar içine enjekte edilirken, Panavia, Super Bond ve Poly-F simanları manuel olarak karıştırılıp kalıplara yerleştirildi.

Dual-cure Panavia, Bifix QM ve GCem Automix siman sistemleri ile hazırlanan siman örnekleri her bir yönden gelecek şekilde toplamda 60 sn Bluephase ışın cihazı (10 Watt) ile ışınladı (Resim 52).



Resim 52: Bioplast kalıba yerleştirilen simanların Bluephase ışın cihazı ile polimerize edilmesi

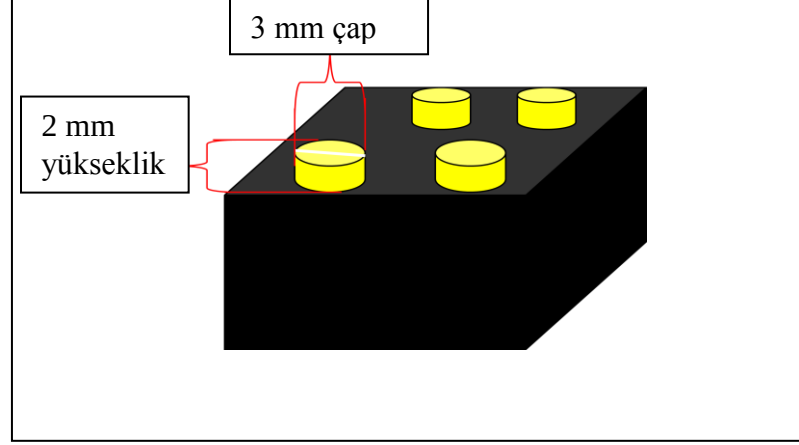
Oksijenin polimerizasyonu olumsuz etkilediği dual-cure Panavia ve Bifix QM siman örnekleri kompozit tabancası ile ışınlandıktan sonra izole edici bir ajan ile kaplandı ve 3 dakika beklendi (Resim 53).



Resim 53: İzole edici ajan ile rezin simanların kaplanması

Super Bond otopolimerize bir siman olduğu için kendi kendine polimerize olmaya bırakıldı.

Zirkon bloklara farklı yüzey işlemleri uygulandıktan sonra simanlar yüzeye direkt uygulanıp ardından hemen polimerize edildi. Böylece polimerizasyon ve simantasyon eş zamanlı oluştu.



Resim 54: Zirkon blok üzerinde hazırlanan örneklerin şematik görüntüsü



Resim 55: Zirkon blok üzerinde hazırlanan örneklerin gerçek görüntüsü

2.6. Örnek Gruplarına Uygulanan Aşamalar

2.6.1. Termal Siklus İşlemi

2.6.2. Makaslama Testi

2.6.3. Işık mikroskobu ile Kırık Tiplerinin Belirlenmesi

2.6.4. ESEM Analizi

2.6.5. AFM Analizi

2.6.1. Termal Siklus İşlemi

Hazırlanan örnekler termal siklus cihazında (Resim 56, 57) ISO 1567 numaralı standarda göre ağız ortamını taklit edebilmek için 5-55°C’ de 5500 siklus uygulanacak şekilde termal döngü işlemine tabi tutuldu.



Resim 56, 57: Termal Döngü Cihazı ve Örnekler

2.6.2. Makaslama Testi

Hazırlanan örneklere Universal Test Cihazı'nda (Shimadzu, Kyoto, Japonya) (Resim 58) yardımcı düzenek (Resim 59) ile makaslama testi uygulandı (Resim 60). Çalışmamızda literatür doğrultusunda örneklere 0.5 mm/dk'lık hız uygulanmıştır. Kuvvet yönü örneklerin birleşim alanına dik olacak şekilde ayarlanmıştır (Resim 61).



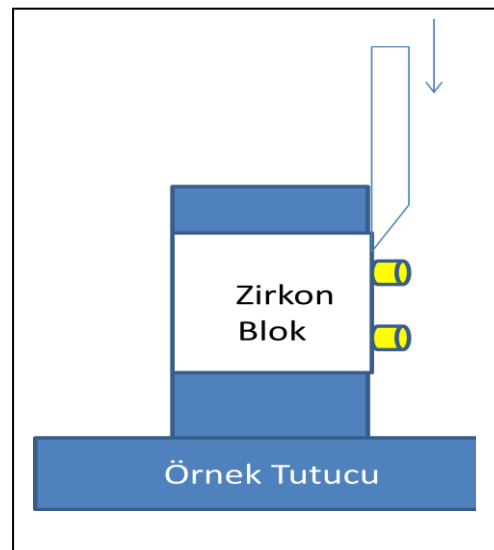
Resim 58: Universal Test Cihazı



Resim 59: Test için yardımcı düzenek



Resim 60: Makaslama testinin uygulanması



Resim 61: Makaslama kuvvetinin yönü

2.6.3. Işıık mikroskobu ile Kırık Tiplerinin Belirlenmesi

Makaslama testi sonrası, örneklerin yüzeyleri ışık mikroskobu (LEICA S8 AP0, Almanya) altında incelenerek kırılma alanlarına göre alt yapı ve siman arasında adeziv (a): alt yapı ve/veya siman içinde koheziv (k): adeziv ve koheziv kopmanın bir arada olduğu kombine (ko) şeklinde 3 grupta sınıflandırıldı.

2.6.4. ESEM Analizi

Çok küçük bir alana odaklanan yüksek enerjili elektronlarla yüzeyin taranması prensibiyle çalışır. Özellikle yüzeyin engebeli (topografik) yapısıyla ilişkili bir görüntü oluşturur (140).

Uygulanan yüzey işlemlerinin zirkon yüzeyi üzerine etkisi ve simanlardaki kırılmaların adeziv, koheziv veya her ikisinin birlikte mi olduğunu değerlendirmek amacıyla değışken basınçlı taramalı elektron mikroskobunda (environmental scanning electron microscope=ESEM) analiz yapıldı. Makaslama testi sonrasında kırık yüzeylerinin incelenmesi amacı ile her gruba ait bir adet örnek elde edilen makaslama bağ dayanımı değerlerine göre İzmir Yüksek Teknoloji Enstitüsü Malzeme Araştırma Merkezi'nde ESEM' de (Resim 62) düşük vakum görüntüleme modu kullanılarak (QUANTA 250 FEG SEM, FEI, Oregon, A.B.D) 43X, 500X, 1000X, 2000X, 5000X büyütmede görüntülendi.



Resim 62: Çevresel taramalı elektron mikroskobu

2.6.5. AFM Analizi

Hazırlanan zirkon örnekler AFM’ de (AFM, Multimode Nanoscope IV, Digital Instruments, Veeco Metrology group, Santa Barbara, CA, A.B.D) (Resim 63, 64) incelenmek üzere hazırlandı. 5×5 mm’ lik alan (0.1 Hz) tarama hızında tarandı. Farklı yüzey işlemleri sonrası ortalama pürüzlülük değeri (Ra) analiz edildi. Pürüzlülük değerleri nümerik değer olarak (nanometre) software (Nanoscope V530R35R) kullanılarak kaydedildi. Her bir örnekten en az 3 adet ölçüm yapıldı ve ortalama Ra değeri hesaplandı. Ölçüm standardize problardan yararlanılarak yapılmıştır.



Resim 63, 64: Atomik Kuvvet Mikroskobu

2.7. İstatistiksel Analiz

Elde edilen ortalama makaslama testi verilerinin, kırık tipi dağılımlarının ve ortalama pürüzlülük değerlerinin (Ra) istatistiksel analizleri Ege Üniversitesi Tıp Fakültesi Biyoistatistik ve Tıbbi Bilişim Ana Bilim Dalı'nda, SPSS 16.0 (SPSS, IBM, New York, A.B.D) yazılım programı kullanılarak yapılmıştır. Bağ dayanımı verilerine Shapiro-Wilk normalite testi uygulanırken kırık tipi dağılımının değerlendirilmesinde ki-kare (Chi-Square) testi uygulandı ($p=0,05$). Veriler normal dağılış gösterdiği için iki yönlü varyans analizi (ANOVA) ($p=0,05$) uygulandı.

Ra değerleri için Kolmogorov-Smirnov normalite testi sonucuna göre Kruskal-Wallis testi uygulandı ($p=0,05$).

BÖLÜM III

BULGULAR

3.1. Makaslama Testi Bulguları

Çalışmadaki örneklerden elde edilen makaslama testi değerleri (shear bond strength) (SBSD) (MPa $\pm$ SS) Tablo 5'te, Grafik 3, 4 ve 5'te görülmektedir.

Ana Grup	Alt grup	Örnek sayıları	Ort. Değerler	Std. Sapma	Min.	Max.
KON	PAN	8	10,28	4,28	6,70	13,86
	SB	8	7,67	1,4	5,49	7,85
	POL	8	1,27	0,29	0,80	1,73
	GC	8	6,99	1,63	5,62	8,36
	BQ	8	2,75	1,18	1,77	3,74
ZP	PAN	8	15,42	5,47	10,85	20,00
	SB	8	13,73	6,42	8,36	19,10
	POL	8	2,24	1,13	0,83	3,65
	GC	8	13,32	4,23	9,77	16,86
	BQ	8	9,34	2,76	7,02	11,65
ROC	PAN	8	13,30	4,35	9,66	16,95
	SB	8	21,18	6,24	15,96	26,41
	POL	8	1,73	0,36	1,28	2,17

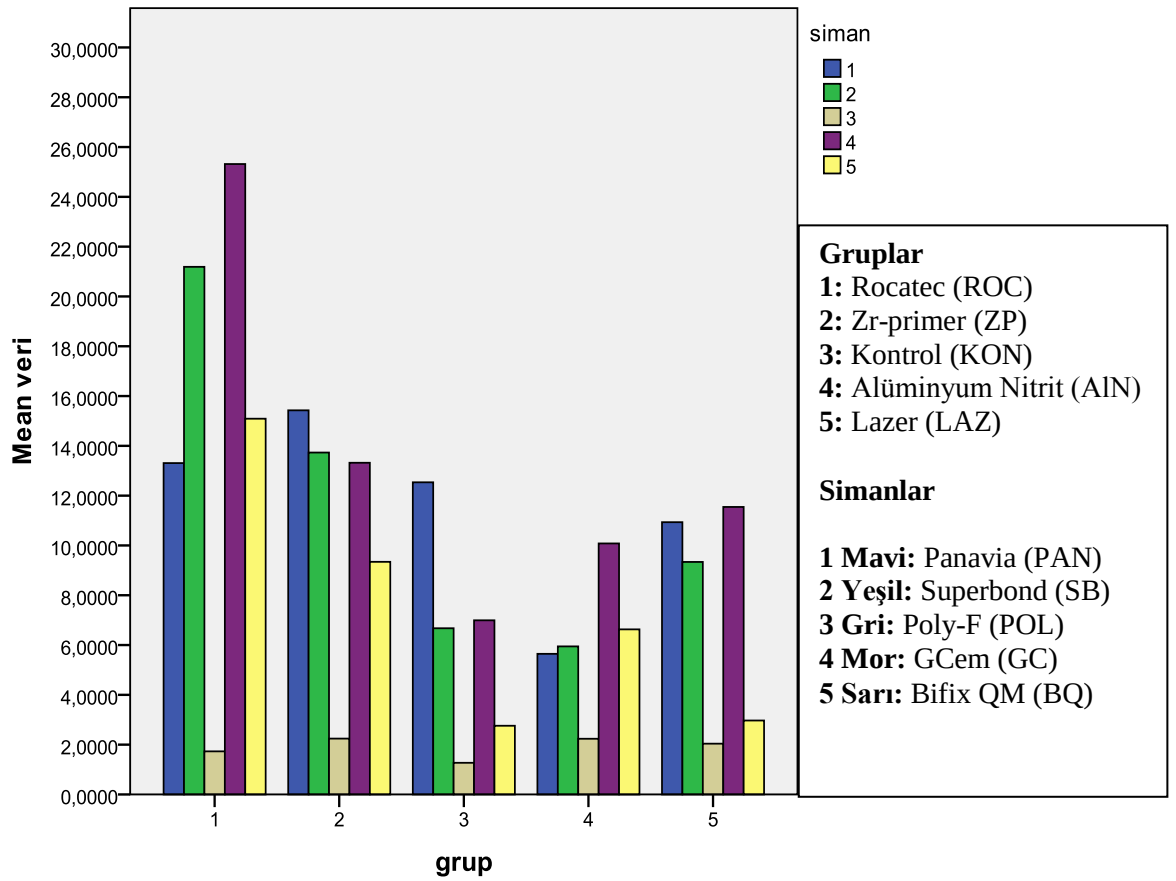
	GC	8	25,31	6,27	20,07	30,56
	BQ	8	15,09	6,12	9,96	20,21
ALN	PAN	8	5,64	1,86	4,08	7,20
	SB	8	5,94	2,78	3,61	8,27
	POL	8	2,23	0,86	2,09	2,37
	GC	8	10,07	1,54	8,65	11,50
	BQ	8	6,62	1,29	5,54	7,71
LAZ	PAN	8	10,93	4,94	6,80	15,06
	SB	8	9,33	4,93	4,77	13,90
	POL	8	2,03	1,76	0,68	3,39
	GC	8	11,5	4,51	7,77	15,31
	BQ	8	2,96	1,54	1,67	4,26

Tablo 5: İstatistiksel analiz sonuçlarının yüzey hazırlık işlemi ve siman alt gruplarına göre dağılımı

POL: POLY-F
PAN: PANA VIA
GC: GCEM AUTOMIX
SB: SUPERBOND
BQ: BIFIX QM

KON: KONTROL
ZP: Z-PRIME PLUS
ROC: ROCATEC
AIN: ALÜMİNYUM NİTRİT KAPLAMA
LAZ: ER: YAG LAZER

Tablo 6: Tablo 5’te kullanılan kısaltmalar



Grafik 3: Tüm yüzey işlemleri için her bir siman grubunun ortalama SBSD'si

Yüzey işlemleri gruplarının ayrıntılı istatistiksel değerlendirilmesi Ek 1'de gösterilmiştir. Ortalama SBSD (shear bond strength değerleri) siman gruplarından bağımsız olarak incelendiğinde; ROC grubu ($16,42 \pm 5,59$) tüm yüzey işlemi grupları içinde en yüksek bağlanma değerine sahip yüzey işlemi grubu olarak bulunmuştur ($p < 0.05$). ROC grubu ($16,42 \pm 5,59$) değerleri diğer grupların bağlanma değerlerinden istatistiksel olarak anlamlı derecede yüksek bulunmuştur ($p < 0.05$).

KON grubu siman gruplarından bağımsız olarak incelendiğinde en düşük bağlanma dayanımının görüldüğü yüzey işlemi grubu olmuştur. KON grubu ($6,07 \pm 9,02$) değerleri, ROC grubu ($16,42 \pm 5,59$) ve ZP grubu ($11,5 \pm 6,09$) değerlerine göre istatistiksel olarak anlamlı derecede düşük bulunmuş ($p < 0.05$), ancak KON

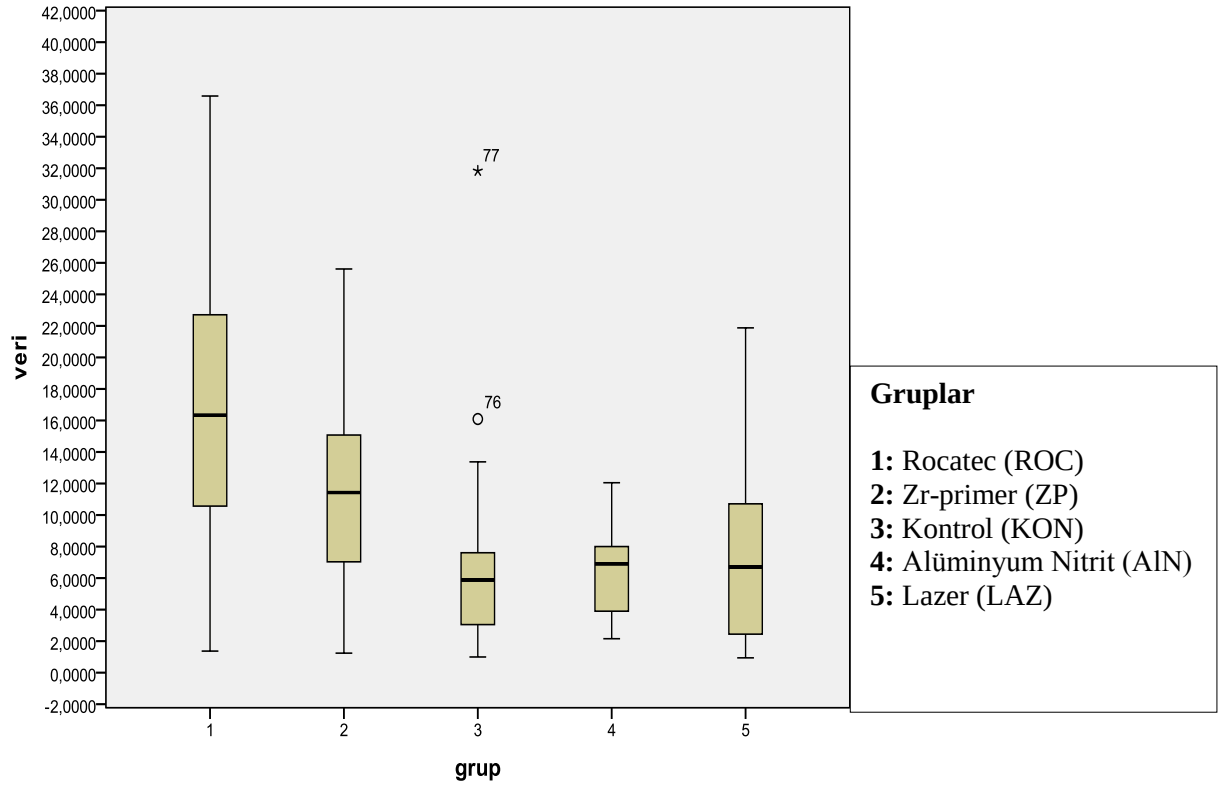
grubu ($6,07 \pm 9,02$) ile AIN ($6,43 \pm 2,84$) ve LAZ ($7,18 \pm 5,49$) yüzey işlemi grupları arasındaki fark anlamlı bulunmamıştır ($p > 0.05$).

ZP grubu ($11,5 \pm 6,09$) ile KON ($6,07 \pm 9,02$), ROC ($16,42 \pm 5,59$), AIN ($6,43 \pm 2,84$) ve LAZ ($7,18 \pm 5,49$) yüzey işlemi grupları arasındaki fark istatistiksel olarak anlamlı bulunmuştur ($p < 0.05$).

ROC grubu ($16,42 \pm 5,59$) değerleri, ZP grubu ($11,5 \pm 6,09$), KON ($6,07 \pm 9,02$), AIN ($6,43 \pm 2,84$), LAZ ($7,18 \pm 5,49$) yüzey işlemi grupları değerlerine göre istatistiksel olarak yüksek bulunmuştur ($p < 0.05$).

AIN grubu ($6,43 \pm 2,84$) değerleri ROC grubu ($16,42 \pm 5,59$) ve ZP grubu ($11,5 \pm 6,09$) değerlerine göre istatistiksel olarak anlamlı derecede düşük bulunmuş, AIN grubu ($6,43 \pm 2,84$) ile KON ($6,07 \pm 9,02$) ve LAZ ($7,18 \pm 5,49$) yüzey işlemi grupları arasındaki fark anlamlı bulunmamıştır ($p > 0.05$).

LAZ grubu ($7,18 \pm 5,49$) ile ROC grubu ($16,42 \pm 5,59$) ve ZP grubu ($11,5 \pm 6,09$), arasındaki fark istatistiksel olarak anlamlı bulunmuş, LAZ grubu ($7,18 \pm 5,49$) ile KON ($6,07 \pm 9,02$) ve AIN ($6,43 \pm 2,84$) yüzey işlemi grupları arasındaki fark anlamlı bulunmamıştır ($p > 0.05$).



Grafik 4: ROC, ZP, KON, AlN, LAZ yüzey işlemleri gruplarında ortalama SBSD

Siman gruplarının ayrıntılı istatistiksel değerlendirilmesi Ek 2’de gösterilmiştir. Ortalama SBSD değerleri yüzey işlemleri gruplarından bağımsız olarak incelendiğinde;

PAN grubu ($11,57 \pm 6,22$) değerleri, BQ ($7,35 \pm 5,52$) ve POL ($1,93 \pm 1,13$) siman grupları değerlerine göre istatistiksel olarak anlamlı derecede yüksek bulunmuştur ($p < 0,05$). PAN grubu ($11,57 \pm 6,22$) ile, SB ($11,42 \pm 7,31$) ve GC ($13,53 \pm 7,51$) siman grupları arasındaki fark anlamlı bulunmamıştır ($p > 0,05$).

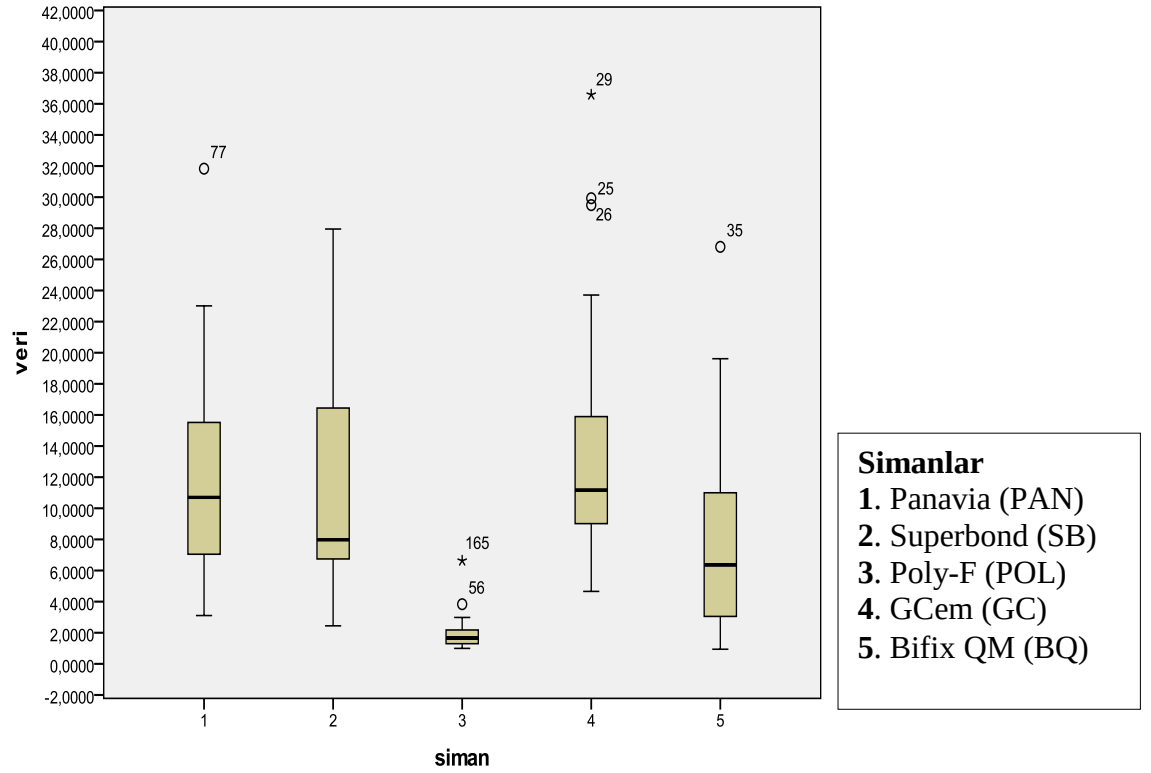
SB grubu ($11,42 \pm 7,31$) değerleri, POL grubu ($1,93 \pm 1,13$) ve BQ grubu ($7,35 \pm 5,52$) değerlerine göre istatistiksel olarak anlamlı derecede yüksek bulunmuştur ($p < 0,05$). SB grubu ($11,42 \pm 7,31$) ile, PAN ($11,57 \pm 6,22$) ve GC ($13,53 \pm 7,51$) siman grupları arasındaki fark anlamlı bulunmamıştır ($p > 0,05$).

POL grubu yüzey işlemleri gruplarından bağımsız olarak incelendiğinde en düşük

bağ dayanımı gösteren siman grubu olmuştur. POL grubu ($1,93 \pm 1,13$), PAN ($11,57 \pm 6,22$), BQ ($7,35 \pm 5,52$), GC ($13,53 \pm 7,51$) ve SB ($11,42 \pm 7,31$) siman grupları içinde istatistiksel olarak anlamlı derecede en düşük bağlanma değerine sahip siman grubu olarak bulunmuştur ($p < 0.05$).

GC grubu yüzey işlemi gruplarından bağımsız olarak incelendiğinde en yüksek bağ dayanımı gösteren siman grubu olmuştur. GC grubu ($13,53 \pm 7,51$) değerleri, BQ ($7,35 \pm 5,52$) ve POL ($1,93 \pm 1,13$) grubu değerlerine göre istatistiksel olarak anlamlı derecede yüksek bulunmuştur ($p < 0.05$). GC grubu ($13,53 \pm 7,51$) ile, PAN ($11,57 \pm 6,22$) ve SB ($11,42 \pm 7,31$) siman grupları arasındaki fark anlamlı bulunmamıştır ($p > 0.05$).

BQ grubu ($7,35 \pm 5,52$) değerleri POL grubu ($1,93 \pm 1,13$) değerlerine göre istatistiksel olarak anlamlı derecede yüksek bulunmuştur ($p < 0.05$). Diğer yandan BQ grubu ($7,35 \pm 5,52$) değerleri, GC ($13,53 \pm 7,51$), PAN ($11,57 \pm 6,22$), SB ($11,42 \pm 7,31$) siman grupları değerlerine göre istatistiksel olarak anlamlı derecede düşük bulunmuştur ($p < 0.05$).



Grafik 5: PAN, SB, POL, GC, BQ siman gruplarında ortalama SBSD

3.1.1. Kontrol Grubu (KON)

Kontrol grubu verilerinin ayrıntılı istatistiksel değerlendirilmesi Ek 5’de gösterilmiştir. Kontrol grubunda SBSD incelendiğinde, PAN grubu kontrol grubu içinde en yüksek bağlanma değeri göstermiştir. PAN grubu ($10,28 \pm 4,28$) değerleri, POL ($1,27 \pm 0,29$) ve BQ ($2,75 \pm 1,18$) gruplarına göre istatistiksel olarak anlamlı derecede yüksek bulunmuştur ($p < 0.05$). PAN grubu ile SB ($7,67 \pm 1,4$) ve GC ($6,99 \pm 1,63$) grupları arasında ise istatistiksel olarak anlamlı bir fark bulunmamıştır ($p > 0.05$).

SB grubu ($7,67 \pm 1,4$) ile PAN ($10,28 \pm 4,28$), POL ($1,27 \pm 0,29$), GC ($6,99 \pm 1,63$) ve BQ ($2,75 \pm 1,18$) grupları arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark bulunmamıştır ($p > 0.05$).

POL grubu kontrol grubu içinde en düşük bağlanma değeri görülen grup

olmuştur. POL grubu ($1,27 \pm 0,29$) değerleri, PAN grubu ($10,28 \pm 4,28$) değerlerine göre istatistiksel olarak anlamlı derecede düşük bulunmuş ($p < 0.05$), SB ($7,67 \pm 1,4$), PAN ($10,28 \pm 4,28$), GC ($6,99 \pm 1,63$) ve BQ ($2,75 \pm 1,18$) grupları ile arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark bulunmamıştır ($p > 0.05$).

GC grubu ($6,99 \pm 1,63$) ile PAN ($10,28 \pm 4,28$), SB ($7,67 \pm 1,4$), POL ($1,27 \pm 0,29$) ve BQ ($2,75 \pm 1,18$) grupları arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark bulunmamıştır ($p > 0.05$).

BQ grubu ($2,75 \pm 1,18$) değerleri PAN grubu ($10,28 \pm 4,28$) değerlerine göre istatistiksel olarak anlamlı derecede düşük bulunmuştur ($p < 0.05$). BQ grubu ($2,75 \pm 1,18$) ile SB ($7,67 \pm 1,4$) ve POL ($1,27 \pm 0,29$) grupları arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark bulunmamıştır ($p > 0.05$).

3.1.2. Z-Prime Plus Grubu (ZP)

Z-Prime Plus grubu verilerinin ayrıntılı istatistiksel değerlendirilmesi Ek 4’de gösterilmiştir. ZP grubu SBSĐ incelendiğinde, PAN grubu en yüksek bağlanma değerine sahip olan grup olmuştur. PAN grubu ($15,42 \pm 5,47$) değerleri POL grubu ($2,24 \pm 1,13$) değerlerine göre istatistiksel olarak anlamlı derecede yüksek bulunmuş ($p < 0.05$), SB ($13,73 \pm 6,42$), GC ($13,32 \pm 4,23$) ve BQ ($9,34 \pm 2,76$) siman grupları ile arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark bulunmamıştır ($p > 0.05$).

SB grubu ($13,73 \pm 6,42$) değerleri, POL grubu ($2,24 \pm 1,13$) değerlerine göre istatistiksel olarak anlamlı derecede yüksek bulunmuştur ($p < 0.05$). SB grubu ile PAN ($15,42 \pm 5,47$), GC ($13,32 \pm 4,23$) ve BQ ($9,34 \pm 2,76$) siman grupları arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark bulunmamıştır ($p > 0.05$).

POL grubu ZP yüzey işlemi grubunda en düşük bağlanma değeri gösteren grup olmuştur. POL grubu ($2,24 \pm 1,13$) değerleri, PAN ($15,42 \pm 5,47$), GC ($13,32 \pm 4,23$) ve SB ($13,73 \pm 6,42$) grupları değerlerine göre istatistiksel olarak anlamlı derecede düşük

bulunmuş ($p<0.05$), BQ ($9,34\pm2,76$) siman grubu ile arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark bulunmamıştır ($p>0.05$).

GC grubu ($13,32\pm4,23$) değerleri, POL grubu ($2,24\pm1,13$) değerlerine göre istatistiksel olarak anlamlı derecede yüksek bulunmuştur ($p<0.05$). GC grubu ile, PAN ($15,42\pm5,47$), SB ($13,73\pm6,42$) ve BQ ($9,34\pm2,76$) siman grupları arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark bulunmamıştır ($p>0.05$).

BQ grubu ($9,34\pm2,76$) ile PAN ($15,42\pm5,47$), SB ($13,73\pm6,42$), GC ($13,32\pm4,23$) ve POL ($2,24\pm1,13$) grupları arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark bulunmamıştır ($p>0.05$).

3.1.3. Rocatec Grubu (ROC)

Rocatec grubu verilerinin ayrıntılı istatistiksel değerlendirilmesi Ek 3’de gösterilmiştir.. ROC grubu için SBSB incelendiğinde, PAN grubu ($13,30\pm4,35$) değerleri, POL grubu ($1,73\pm0,36$) değerlerine göre istatistiksel olarak anlamlı derecede yüksek bulunmuştur ($p<0.05$). PAN grubu ($13,30\pm4,35$) değerleri, GC grubu ($25,31\pm6,27$) değerlerine göre istatistiksel olarak anlamlı derecede düşük bulunmuştur ($p<0.05$). PAN grubu ile SB ($21,18\pm6,24$) ve BQ ($15,09\pm6,12$) grupları arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark bulunmamıştır ($p>0.05$).

SB grubu ($21,18\pm6,24$) değerleri POL grubu ($1,73\pm0,36$) değerlerine göre istatistiksel olarak anlamlı derecede yüksek bulunmuştur ($p<0.05$). SB grubu ile PAN ($13,30\pm4,35$), GC ($25,31\pm6,27$) ve BQ ($15,09\pm6,12$) grupları arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark bulunmamıştır ($p>0.05$).

POL grubu ROC yüzey işlemi grubu içerisinde en düşük bağlanma değeri görülen grup olmuştur. POL grubu ($1,73\pm0,36$) değerleri, PAN ($13,30\pm4,35$), GC ($25,31\pm6,27$), SB ($21,18\pm6,24$) ve BQ ($15,09\pm6,12$) grupları değerlerine göre istatistiksel olarak anlamlı derecede düşük bulunmuştur ($p<0.05$).

GC grubu ROC yüzey işlemi, grubu içersinde en yüksek bağlanma değeri gösteren grup olmuştur. GC grubu ($25,31 \pm 6,27$) değerleri, PAN ($13,30 \pm 4,35$) ve POL ($1,73 \pm 0,36$) grupları değerlerine göre istatistiksel olarak anlamlı derecede yüksek bulunmuş ($p < 0.05$), SB ($21,18 \pm 6,24$) ve BQ ($15,09 \pm 6,12$) grupları ile arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark bulunmamıştır ($p > 0.05$).

BQ grubu ($15,09 \pm 6,12$) değerleri, POL grubu ($1,73 \pm 0,36$) değerlerine göre istatistiksel olarak anlamlı derecede yüksek bulunmuştur ($p < 0.05$). BQ grubu ile PAN ($13,30 \pm 4,35$), GC ($25,31 \pm 6,27$) ve SB ($21,18 \pm 6,24$) grupları arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark bulunmamıştır ($p > 0.05$).

3.1.4. Alüminyum Nitrit Grubu (AlN)

Alüminyum Nitrit grubu verilerinin ayrıntılı istatistiksel değerlendirilmesi Ek 6'da gösterilmiştir. AlN grubu için SBSB incelendiğinde, PAN grubu ($5,64 \pm 1,86$) değerleri, POL grubu ($2,23 \pm 0,86$) değerlerinden istatistiksel olarak anlamlı derecede yüksek bulunmuştur ($p < 0.05$). Ancak, PAN grubu ($5,64 \pm 1,86$) değerleri, GC grubu ($10,07 \pm 1,54$) değerlerine göre istatistiksel olarak anlamlı derecede düşük bulunmuştur ($p < 0.05$). PAN grubu ile SB ($5,94 \pm 2,78$) ve BQ ($6,62 \pm 1,29$) grupları arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark bulunmamıştır ($p > 0.05$).

SB grubu ($5,94 \pm 2,78$) değerleri, POL grubu ($2,23 \pm 0,86$) değerlerinden istatistiksel olarak anlamlı derecede yüksek ($p < 0.05$), GC grubu ($10,07 \pm 1,54$) değerlerine göre ise istatistiksel olarak anlamlı derecede düşük bulunmuştur ($p < 0.05$). SB grubu ile PAN ($5,64 \pm 1,86$) ve BQ ($6,62 \pm 1,29$) grupları arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark bulunmamıştır ($p > 0.05$).

POL grubu AlN yüzey işlemi grubu içersinde en düşük bağlanma değeri gösteren grup olmuştur. POL grubu ($2,23 \pm 0,86$) değerleri, SB ($5,94 \pm 2,78$), GC

(10,07±1,54), BQ (6,62±1,29) ve PAN (5,64±1,86) grupları değerlerine göre istatistiksel olarak anlamlı derecede düşük bulunmuştur ($p<0.05$).

GC grubu AIN yüzey işlemi grubu içinde en yüksek bağlanma değeri görülen grup olmuştur. GC grubu (10,07±1,54) değerleri, POL (2,23±0,86), SB (5,94±2,78), BQ (6,62±1,29) ve PAN (5,64±1,86) grupları değerlerine göre istatistiksel olarak anlamlı derecede yüksek bulunmuştur ($p<0.05$).

BQ grubu (6,62±1,29) değerleri, POL grubu (2,23±0,86) değerlerinden istatistiksel olarak anlamlı derecede yüksek, GC grubu (10,07±1,54) değerlerinden ise istatistiksel olarak anlamlı derecede düşük bulunmuştur ($p<0.05$). BQ grubu ile PAN (5,64±1,86) ve SB (5,94±2,78) grupları arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark bulunmamıştır ($p>0.05$).

3.1.5. Lazer Grubu (LAZ)

Lazer grubu verilerinin ayrıntılı istatistiksel değerlendirilmesi Ek 7’de gösterilmiştir. Lazer grubu için SBSB incelendiğinde, PAN grubu (10,93±4,94) değerleri, POL (2,03±1,76) ve BQ (2,96±1,54) grubu değerlerine göre istatistiksel olarak anlamlı derecede yüksek bulunmuştur ($p<0.05$). PAN grubu ile GC (11,5±4,51) ve SB (9,33±4,93) grubu arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark bulunmamıştır ($p>0.05$).

SB grubu (9,33±4,93) değerleri, POL (2,03±1,76) ve BQ (2,96±1,54) grubu değerlerine göre istatistiksel olarak anlamlı derecede yüksek bulunmuştur ($p<0.05$). SB grubu ile PAN (10,93±4,94) ve GC (11,5±4,51) grubu arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark bulunmamıştır ($p>0.05$).

POL grubu LAZ yüzey işlemi grubu içinde en düşük bağlanma değeri olan grup olmuştur. POL grubu (2,03±1,76) değerleri, PAN (10,93±4,94), GC (11,5±4,51) ve SB (9,33±4,93) grubu değerlerine göre istatistiksel olarak anlamlı

derecede düşük bulunmuştur ($p<0.05$). POL grubu ($2,03\pm1,76$) ile BQ ($2,96\pm1,54$) grubu arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark bulunmamıştır ($p<0.05$).

GC grubu LAZ yüzey işlemleri grubu içerisinde en yüksek bağlanma değeri görülen grup olmuştur. GC grubu ($11,5\pm4,51$) değerleri, POL ($2,03\pm1,76$) ve BQ ($2,96\pm1,54$) grubu değerlerine göre istatistiksel olarak anlamlı derecede yüksek bulunmuş ($p<0.05$), PAN ($10,93\pm4,94$) ve SB ($9,33\pm4,93$) grupları ile arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark bulunmamıştır ($p>0.05$).

BQ ($2,96\pm1,54$) grubu değerleri, GC ($11,5\pm4,51$), PAN ($10,93\pm4,94$) ve SB ($9,33\pm4,93$) grubu değerlerine göre istatistiksel olarak anlamlı derecede düşük bulunmuştur ($p<0.05$). BQ grubu ile POL grubu ($2,03\pm1,76$) arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark bulunmamıştır ($p>0.05$).

3.2. Işık Mikroskobu Bulguları (Kırık Tiplerinin Dağılımı)

Makaslama testi sonrası kırık yüzeylerinin ışık mikroskobu (10X, Leica, Wetzlar, Germany) kullanılarak incelenmesi sonucu belirlenen kırık tiplerinin dağılımı Tablo 7’de gösterilmiştir.

	KON	ZP	ROC	AIN	LAZ
PAN	6/1/1	5/1/2	5/1/2	7/1/0	4/3/1
SB	3/4/1	3/5/8	4/4/0	3/4/1	2/4/2
POL	8/0/0	8/0/0	8/0/0	8/0/0	8/0/0
GC	6/2/0	4/3/1	5/1/2	7/1/0	7/0/1
BQ	6/1/1	7/1/0	7/1/0	8/0/0	8/0/0

Tablo 7: Kırık tiplerinin siman ve yüzey işlemleri gruplarına göre dağılımı (adeziv/koheziv/kombine).

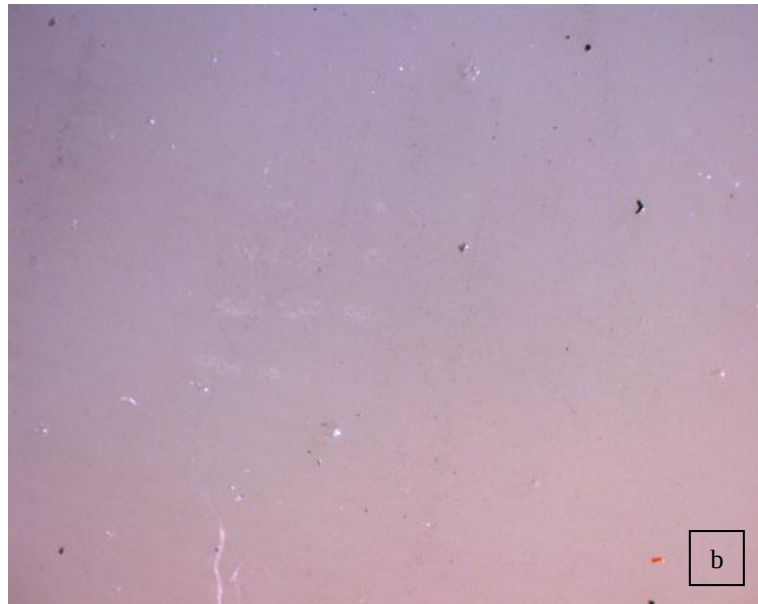
Siman gruplarından bağımsız olarak yüzeylerdeki adeziv/koheziv/kombine kırıklar için tüm gruplar arasındaki fark istatistiksel olarak anlamlı değildir ($p>0.05$).

Yüzey işlemleri gruplarından bağımsız olarak yüzeylerdeki adeziv kırık tipi için PAN grubu ile SB ve POL grubu arasındaki fark istatistiksel olarak anlamlıdır ($p<0.05$) GC ve BQ grubu için istatistiksel olarak anlamlı değildir ($p>0.05$). SB grubu ile POL, GC ve BQ grubu arasındaki fark istatistiksel olarak anlamlıdır ($p<0.05$). POL grubu ile GC grubu arasındaki fark istatistiksel olarak anlamlı ($p<0.05$), BQ grubu arasındaki fark ise anlamsızdır ($p>0.05$). GC grubu ile BQ grubu arasındaki fark istatistiksel olarak anlamlı değildir ($p>0.05$).

Koheziv kırık tipi için PAN grubu ile SB grubu arasındaki fark istatistiksel olarak anlamlı ($p<0.05$), POL, GC ve BQ grupları arasındaki fark istatistiksel olarak anlamlı değildir ($p>0.05$). SB grubu ile POL, GC ve BQ grupları arasındaki fark istatistiksel olarak anlamlıdır ($p<0.05$). POL grubu ile GC ve BQ grupları arasındaki fark istatistiksel olarak anlamlı değildir ($p>0.05$). GC grubu ile BQ grubu arasındaki fark istatistiksel olarak anlamlı değildir ($p>0.05$).

Kombine kırık tipi için tüm siman grupları arasındaki fark istatistiksel olarak anlamlı değildir ($p>0.05$).

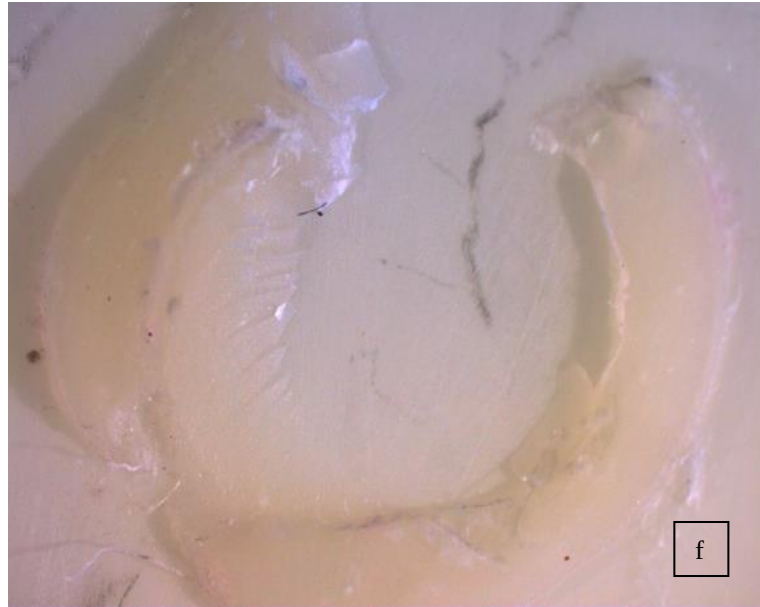
Işık mikroskopunda kırık tiplerinin dağılımı incelenmiştir (Resim 65 a, b, c, d, e, f, g, h, ı, i, j, k).





Resim 65 (a, b, c): Farklı siman grubuna ilişkin 10X büyütmede ışık mikroskobu görüntüleri. a) KON grubu-adeziv, b) ZP grubu-adeziv, c) ZP grubu-kombine)



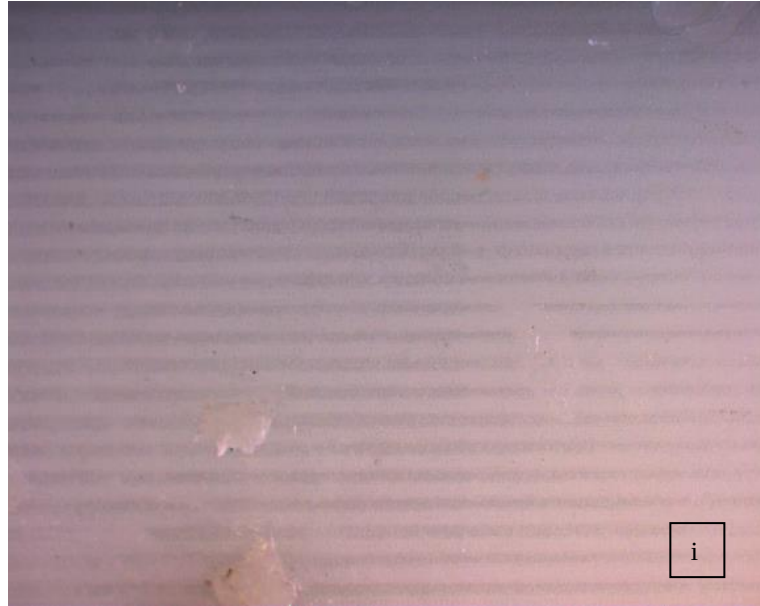


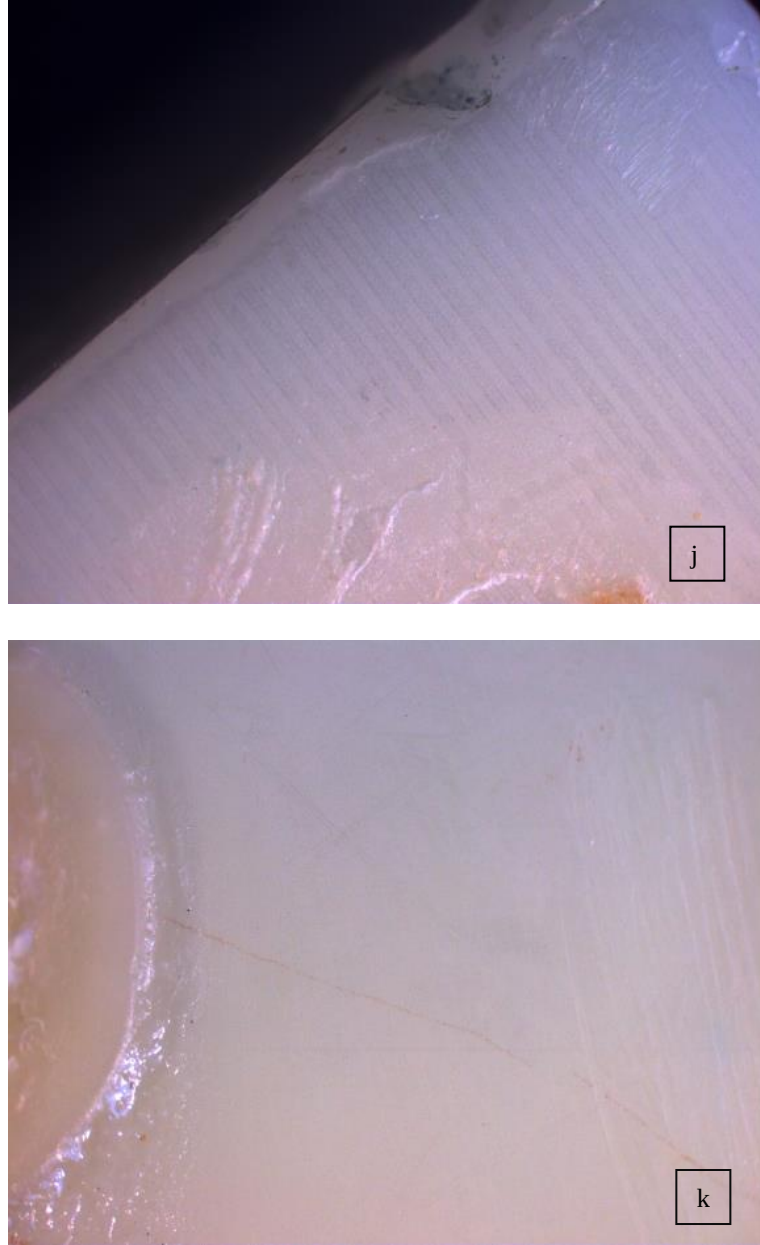
Resim 65 (d, e, f): d) ZP grubu-kombine, e) ROC grubu-kombine, f) ROC grubu kombine





Resim 65 (g, h, ı): g) AlN grubu-kombine, h) AlN grubu-adeziv, ı) LAZ grubu-adeziv





Resim 65 (i, j, k): i) LAZ grubu-kombine, j) LAZ grubu-kombine, k) LAZ grubu-koheziv

3.3. ESEM Bulguları

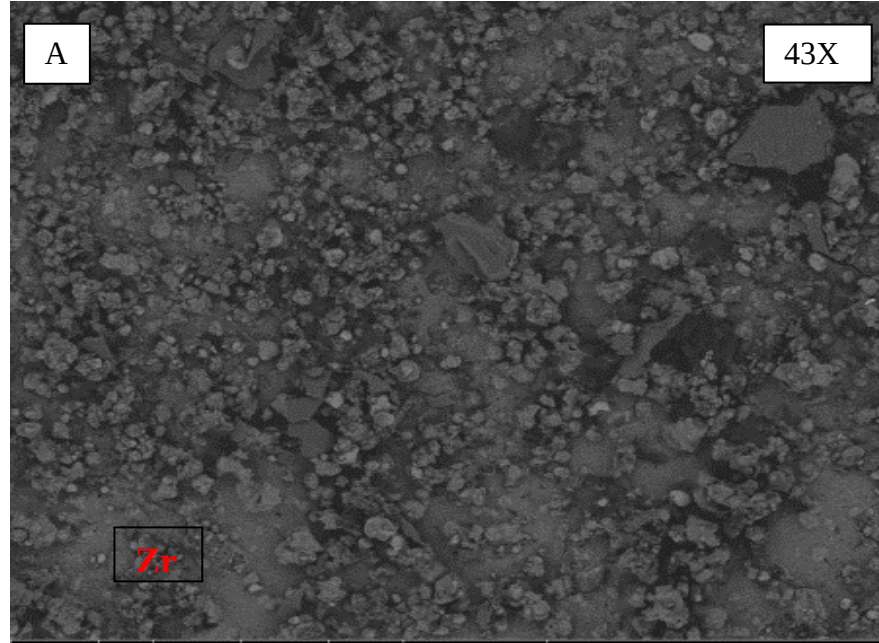
Makaslama testini takiben her bir grup için ortalama makaslama bağ dayanımı değerlerine göre seçilen örneklerin 43X, 500X, 1000X, 2000X, 5000X büyütmede,

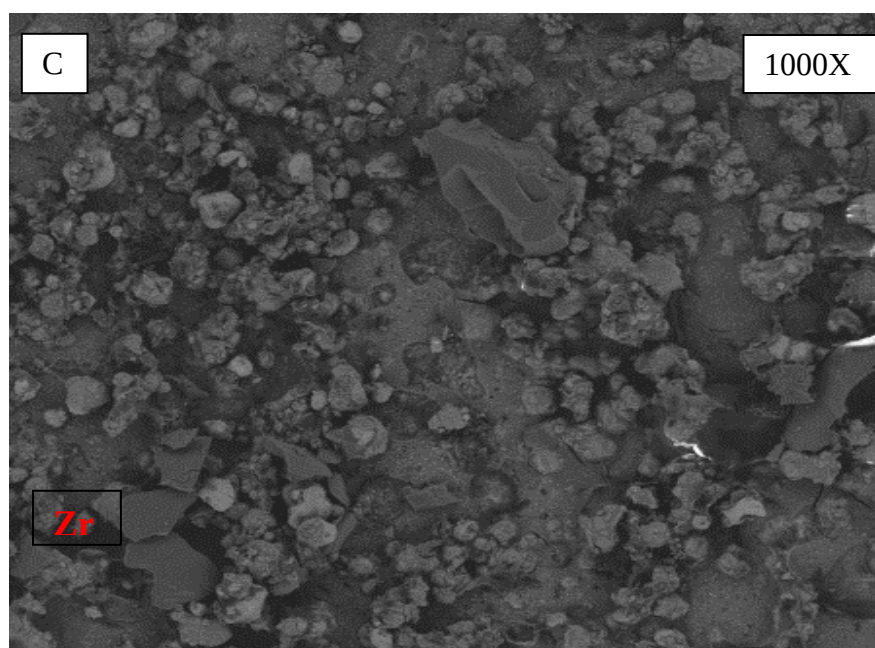
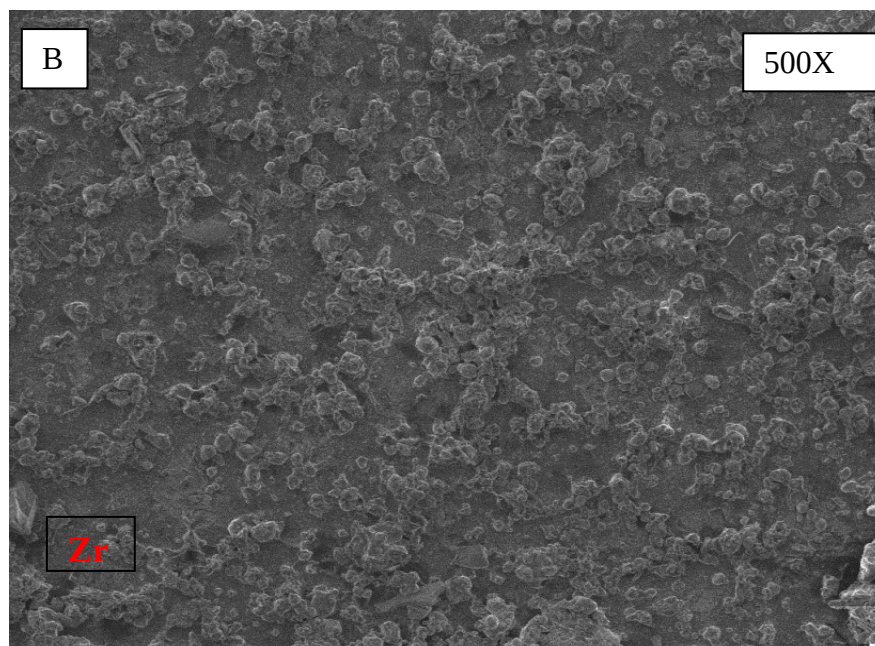
değişken basınçlı taramalı elektron mikroskobunda (ESEM, environmental scanning elektron microscope) kırık yüzeylerinin görüntülemeleri yapıldı.

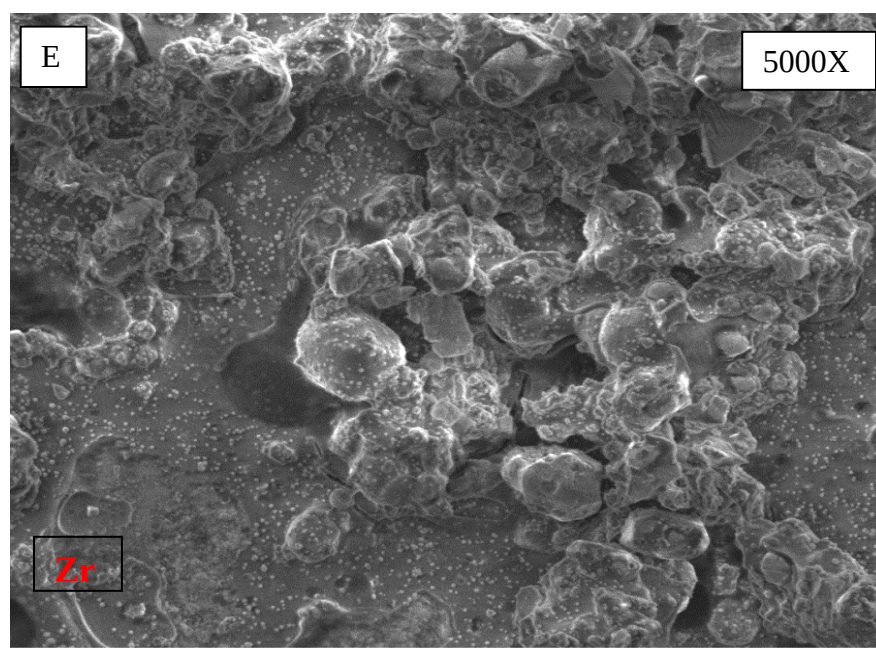
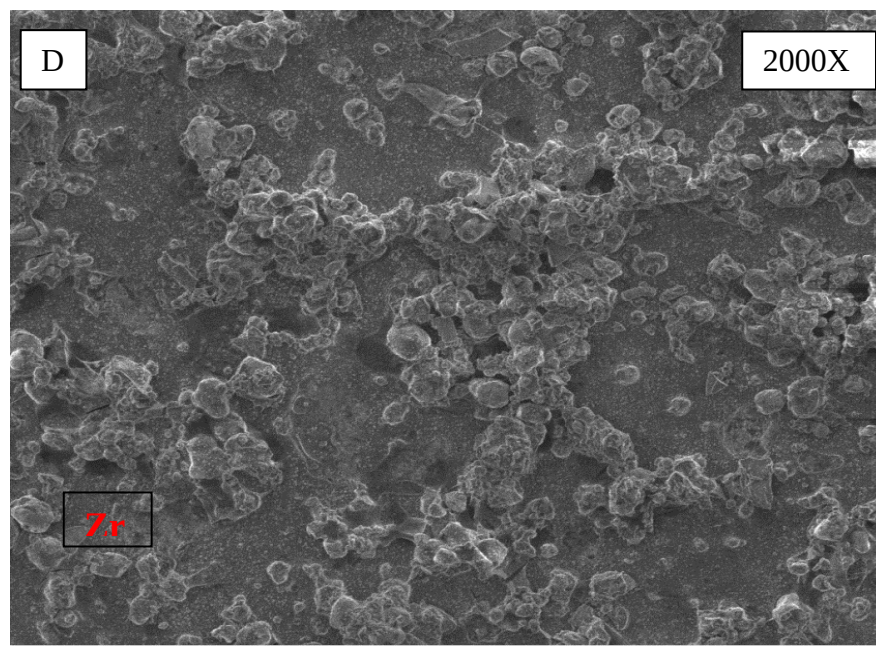
Yüzey hazırlık işlemlerine ve siman gruplarına göre incelenen örneklerden elde edilen ESEM görüntüleri aşağıda yer almaktadır.

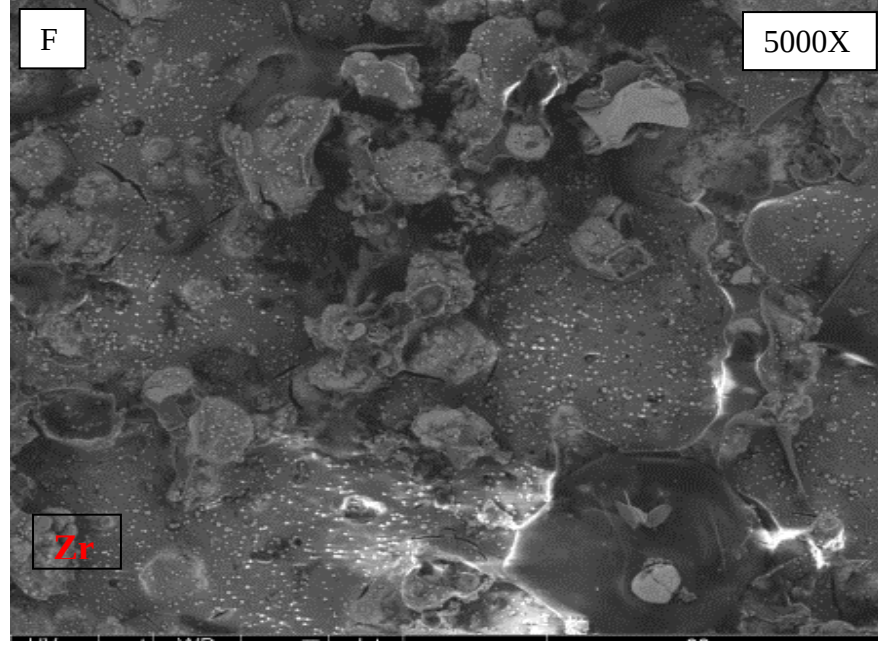
3.3.1. Kontrol Grubu (KON)

Kontrol grubunda en düşük ortalama makaslama bağ dayanımı değerini veren Poly-F (POL) simanının ESEM görüntülerinde, hiçbir yüzey işlemi uygulanmayan Y-TZP örneklerin kırık yüzeyleri sırasıyla (Şekil 76) 43X, 500X, 1000X, 2000X, 5000X büyütmede görülmektedir. 43X ve 500X büyütmedeki fotoğraflarda Y-TZP seramiğinin genel yüzey görüntüsü, 1000X, 2000X ve 5000X büyütmedeki fotoğraflarda ise Y-TZP seramiğinin tanecikli küresel yapısı izlenmektedir (Resim 66 A, B, C, D, E, F), (Zr: Zirkonya).





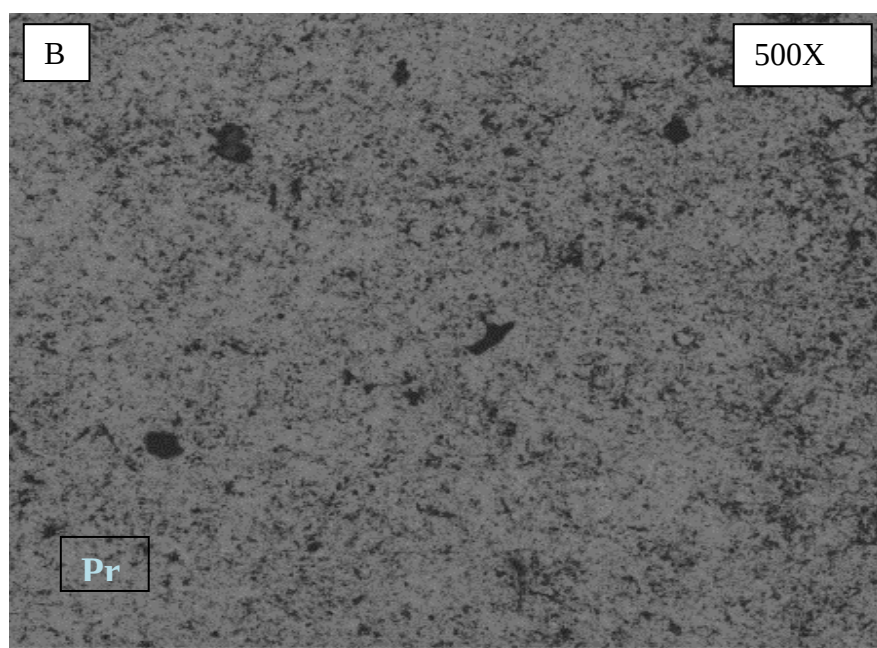
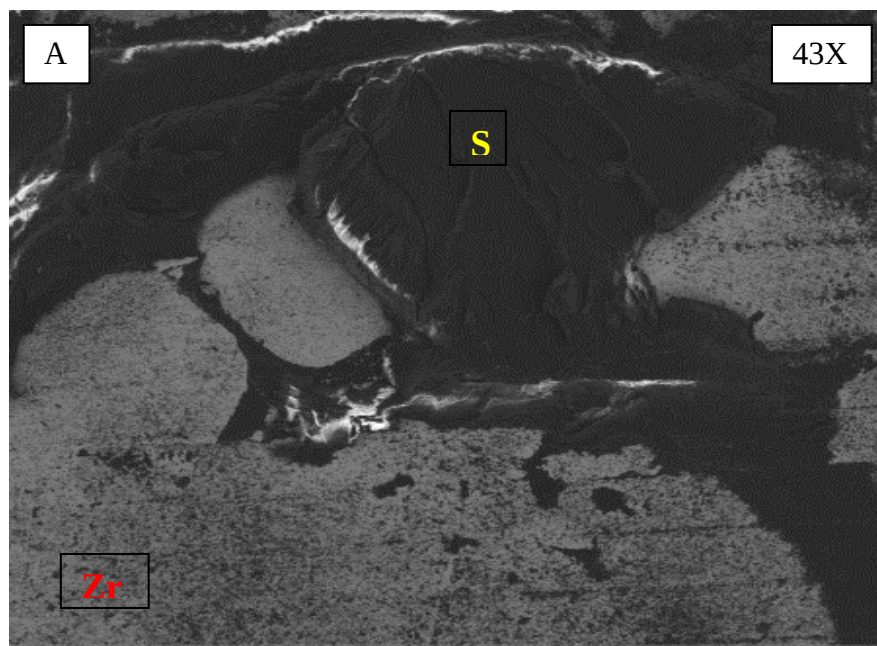


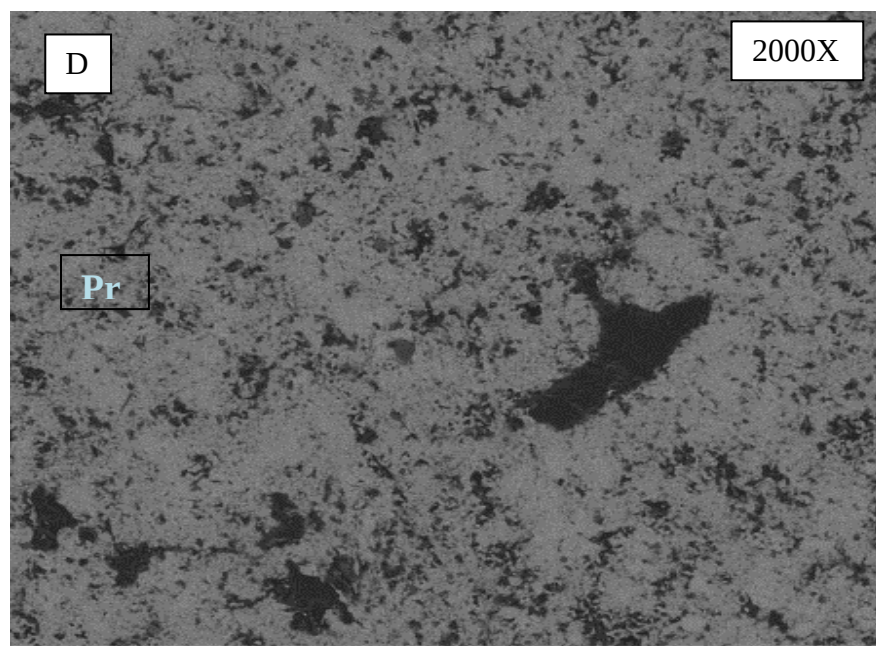
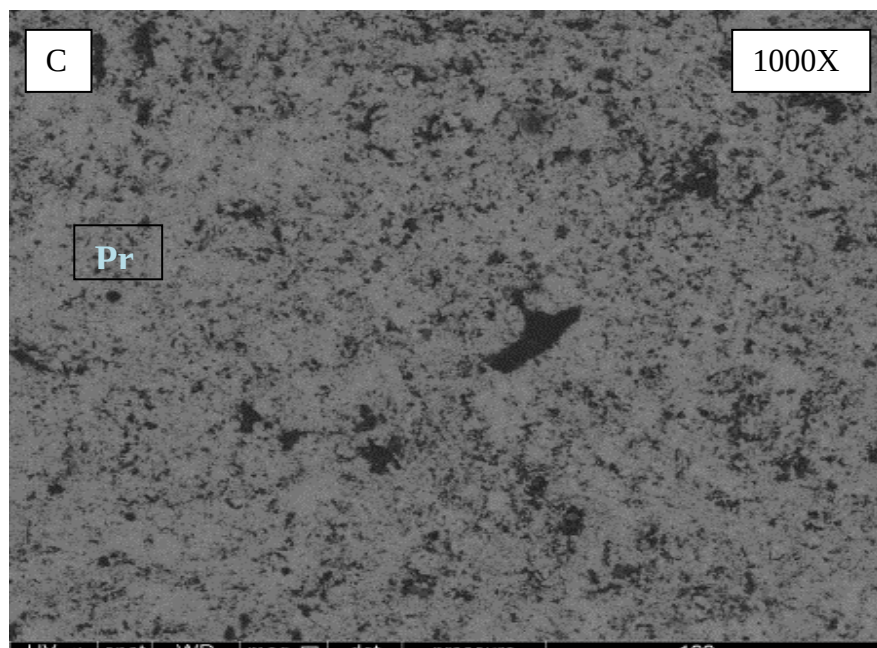


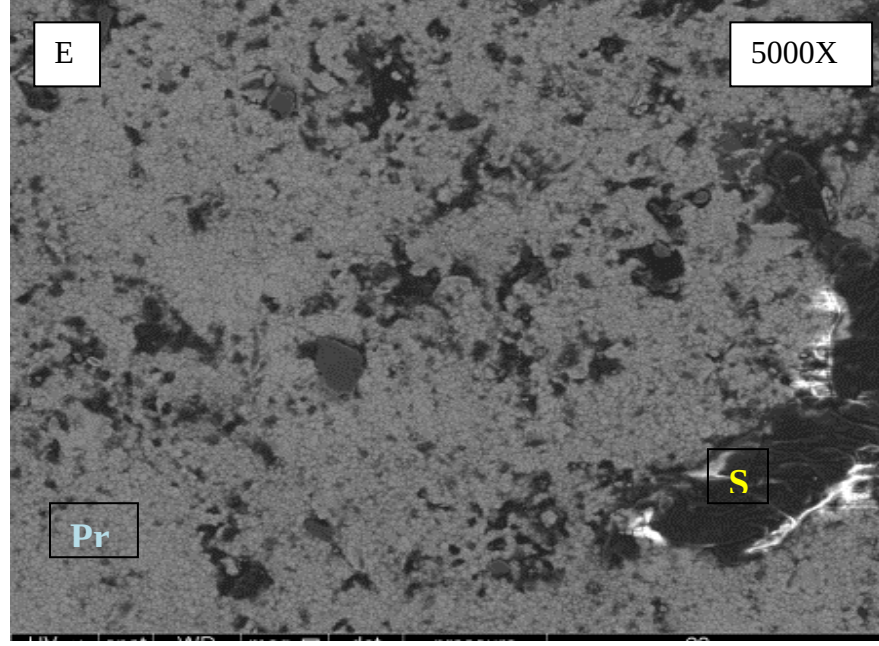
Resim 66 (A, B, C, D, E, F): Kontrol (KON) grubunda Poly-F simanına ilişkin 43X, 500X, 1000X, 2000X, 5000X büyütmedeki ESEM görüntüleri

3.3.2. Zr-Primer Grubu (ZP)

Zr-Primer grubunda en yüksek ortalama bağ dayanımı değeri elde edilen Panavia simanın ESEM görüntülerinde, Zr-Primer uygulanmış Y-TZP örneklerin kırık yüzeyi 43X, 500X, 1000X, 2000X, 5000X büyütmede görülmektedir. 43X büyütmedeki fotoğrafta Y-TZP seramiğinin yüzeyinde yapıştırıcı simandaki koheziv kopma görülmektedir. 500X, 1000X, 2000X büyütmedeki fotoğraflarda Y-TZP seramiğinin yüzeyindeki primer görülmektedir. 5000X büyütmedeki fotoğraflarda ise primer ve rezin siman izlenmektedir (Resim 67 A, B, C, D, E), (Zr: Zirkonya, S: Siman, Pr: Primer).



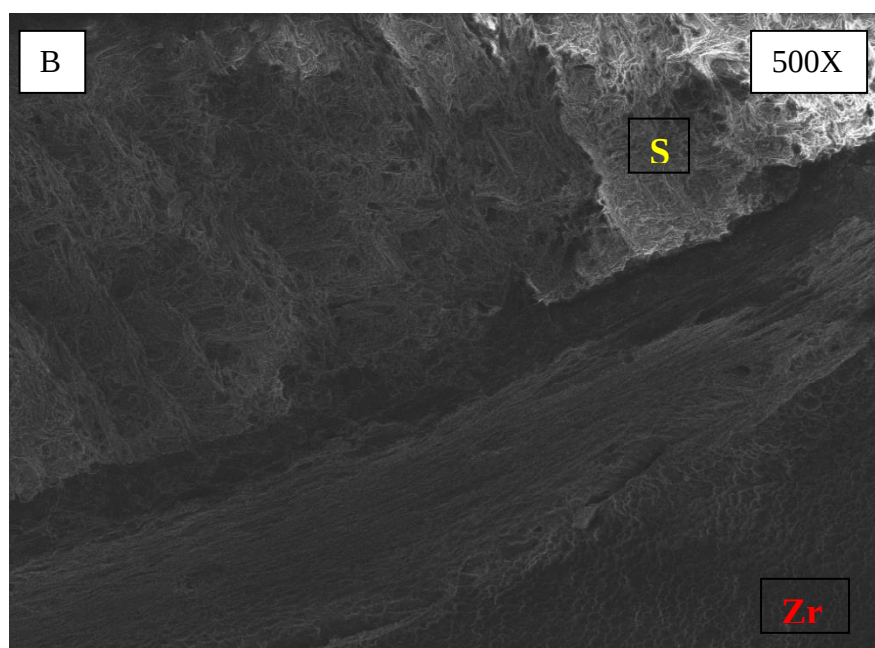
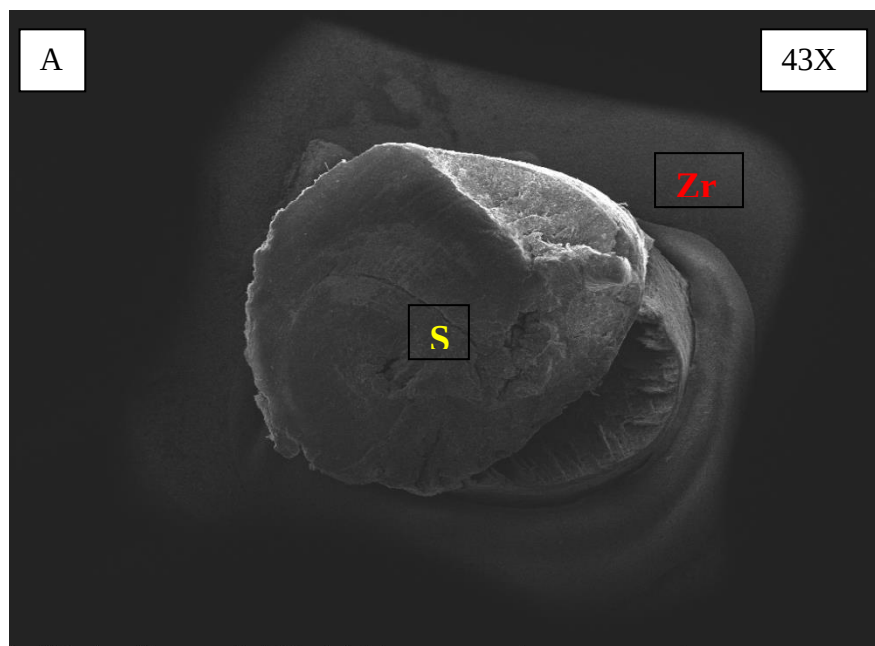


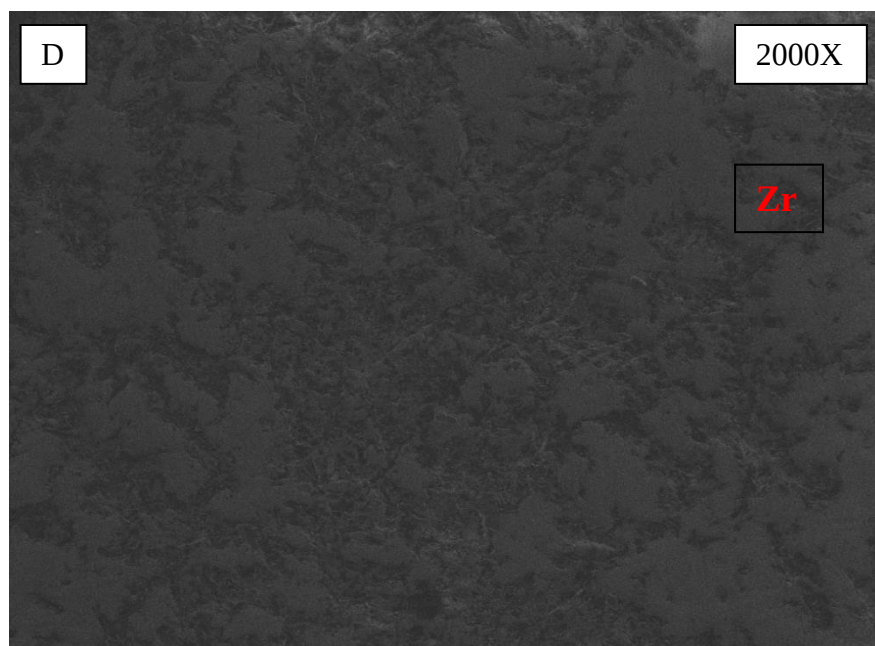
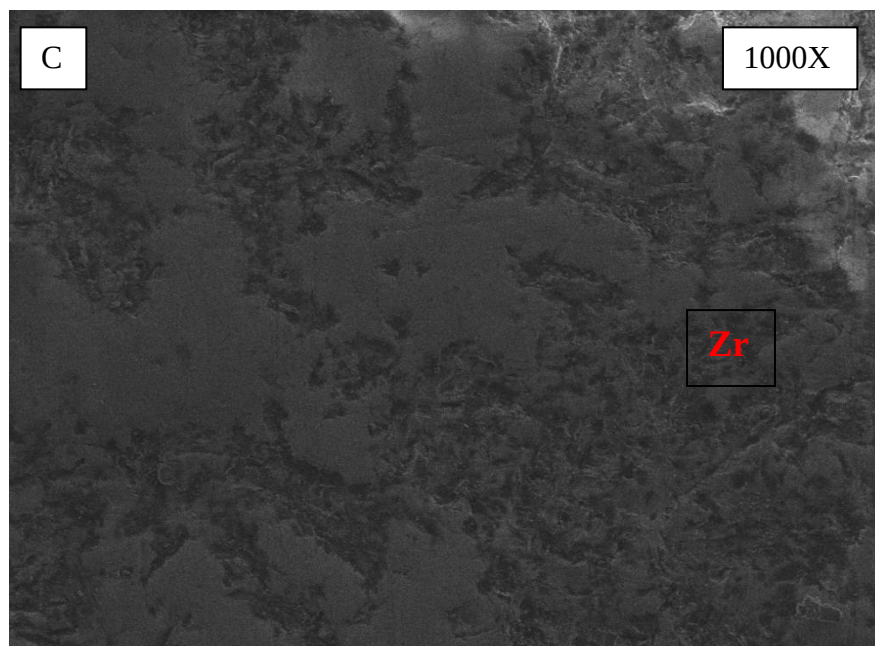


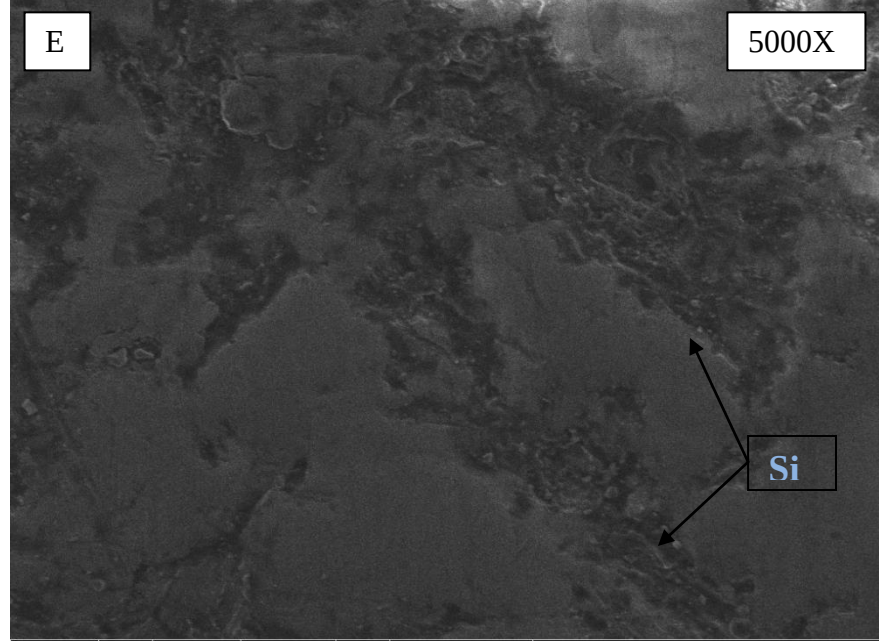
Resim 67 (A, B, C, D, E): Zr-Primer (ZP) grubunda Panavia (PAN) simanına ilişkin 43X, 500X, 1000X, 2000X, 5000X büyütmedeki ESEM görüntüleri

3.3.3. Rocatec Grubu (ROC)

Rocatec grubunda en yüksek ortalama bağ dayanımı değeri elde edilen G-CEM simanın ESEM görüntülerinde, Rocatec ile tribokimyasal yüzey işlemi uygulanmış Y-TZP örneklerin kırık yüzeyi 43X, 500X, 1000X, 2000X, 5000X büyütmede görülmektedir. 43X büyütmedeki fotoğraflarda Y-TZP seramiğinin yüzeyinde yapıştırıcı simandaki koheziv ayrılma görülmektedir. 500X büyütmedeki fotoğrafta ise Y-TZP seramiğinin ve simanın bağlantı alanı izlenmektedir. 1000X ve 2000X büyütmedeki fotoğraflarda Y-TZP yüzeyi izlenmektedir. 5000X büyütmedeki fotoğrafta az sayıda silika taneciği görülmektedir (Resim 68 A, B, C, D, E), (Zr: Zirkonya, S: Siman, Si: Silika)



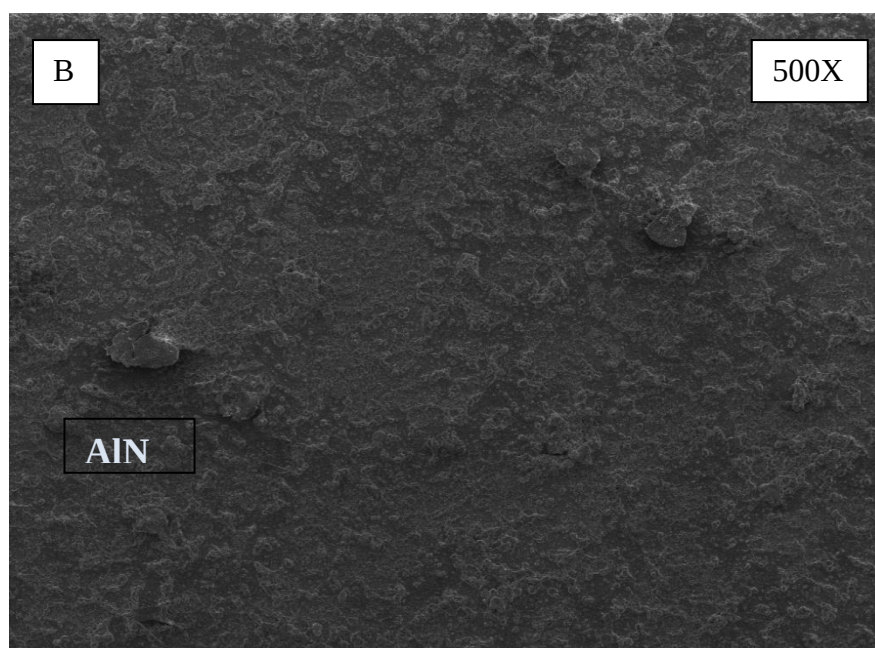
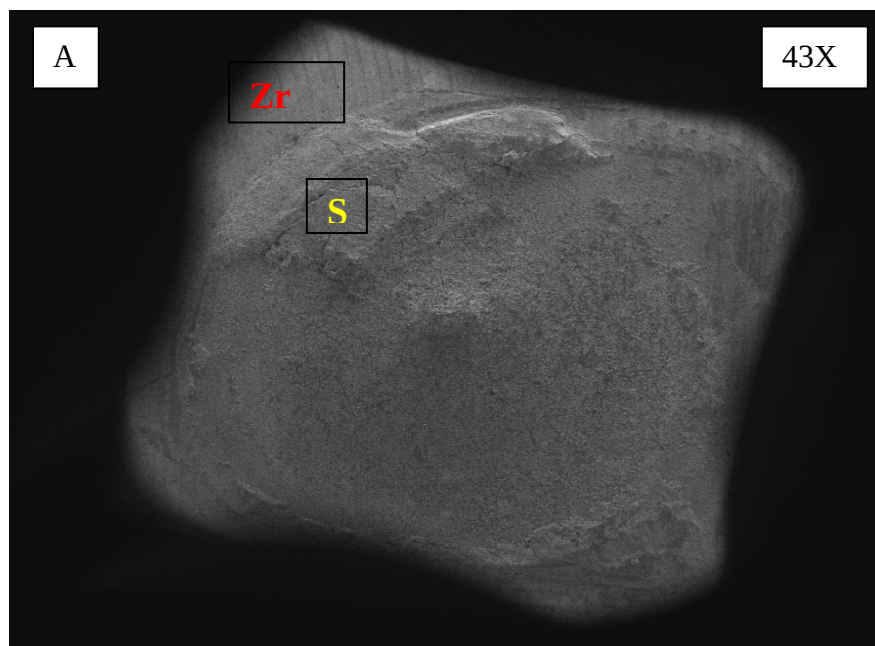


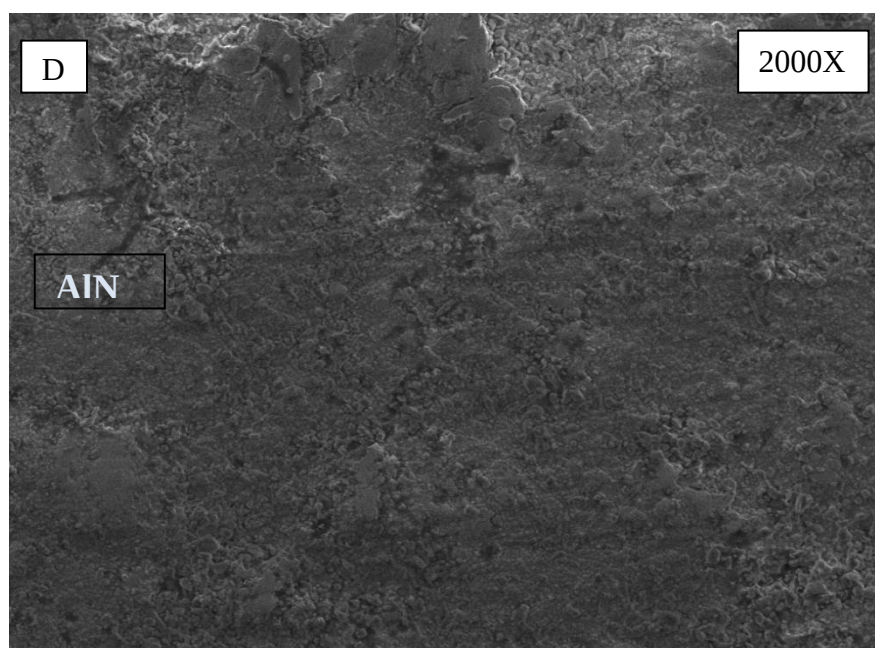
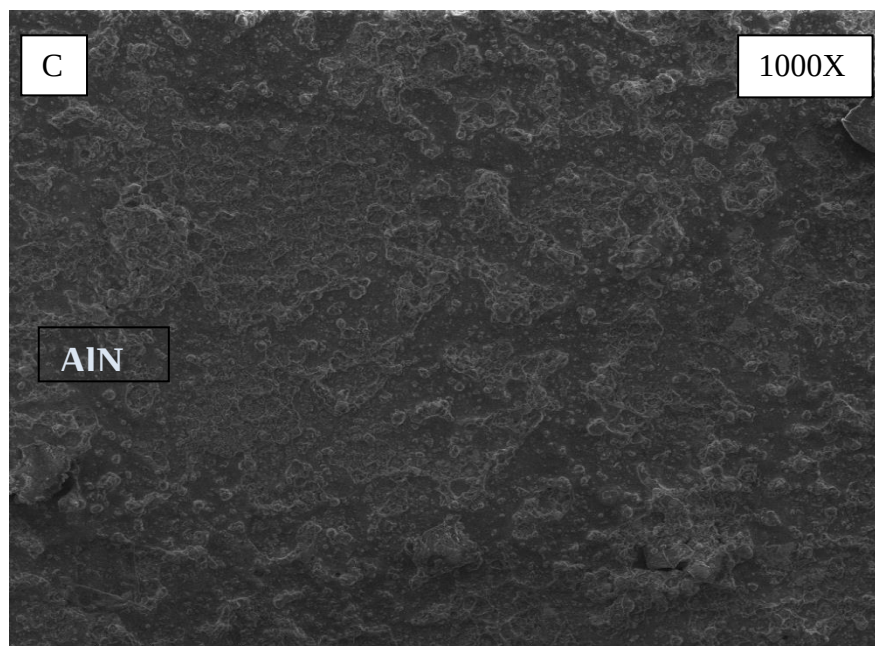


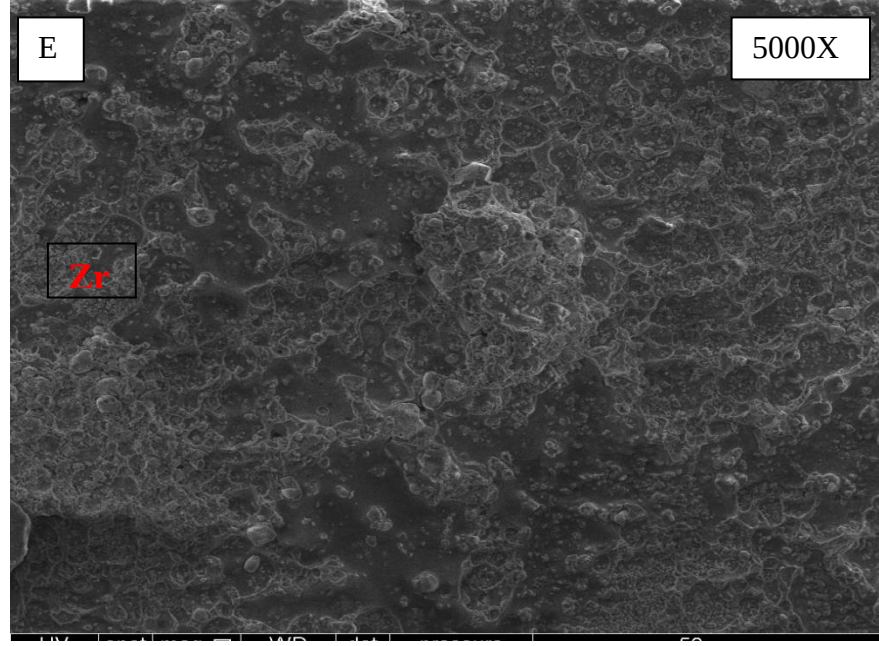
Resim 68 (A, B, C, D, E): Rocatec (ROC) grubunda G-CEM (GC) simanına ilişkin 43X, 500X, 1000X, 2000X, 5000X büyütmedeki ESEM görüntüleri

3.3.4. Alüminyum Nitrit Grubu (AlN)

AlN grubunda en düşük ikinci ortalama bağ dayanım değeri elde edilen Super Bond simanın ESEM görüntülerinde, AlN ile yüzey işlemi uygulanmış Y-TZP örneklerin kırık yüzeyi 43X, 500X, 1000X, 2000X, 5000X büyütmede görülmektedir. 43X büyütmedeki fotoğraflarda Y-TZP seramiğinin yüzeyinde yapıştırıcı simandaki adeziv ve koheziv kırılmalar birlikte görülmektedir. 500X, 1000X, 2000X fotoğrafta ise Y-TZP seramiğini kaplayan AlN izlenmektedir. 5000X büyütmede Y-TZP' nin kristal yapısı görülmektedir. (Resim 69 A, B, C, D, E), (Zr: Zirkonya, S: Siman, AlN: Alüminyum Nitrit).



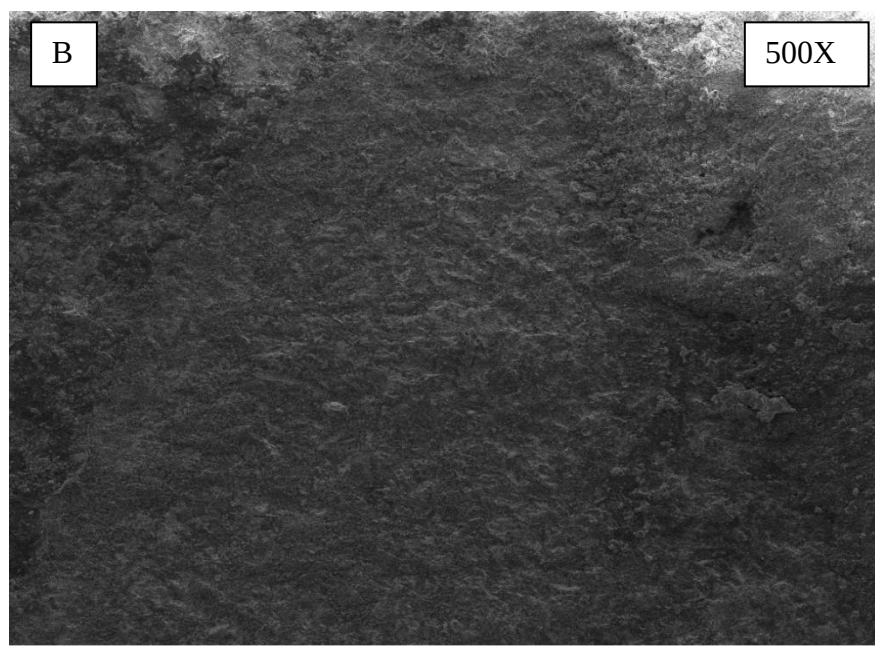
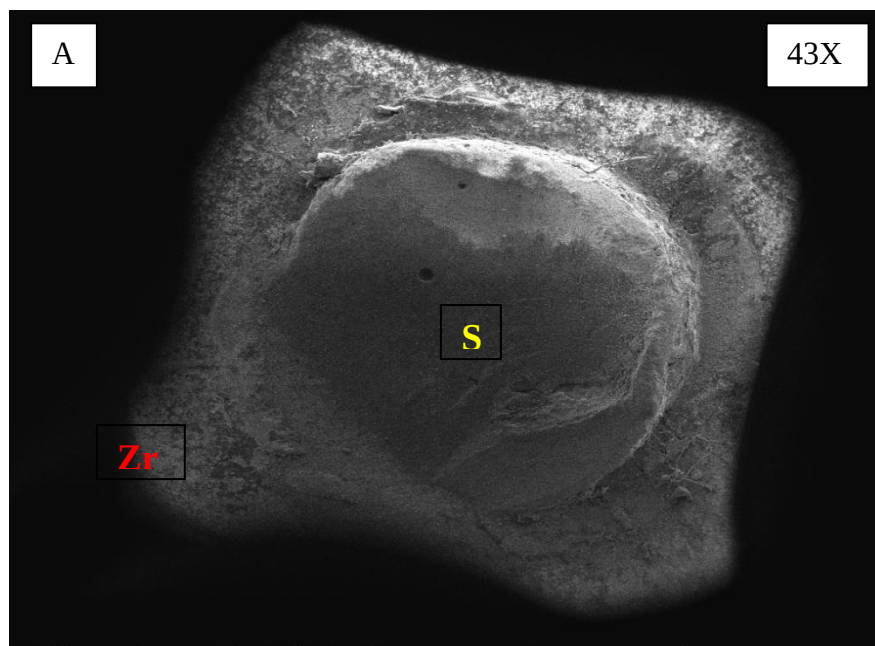


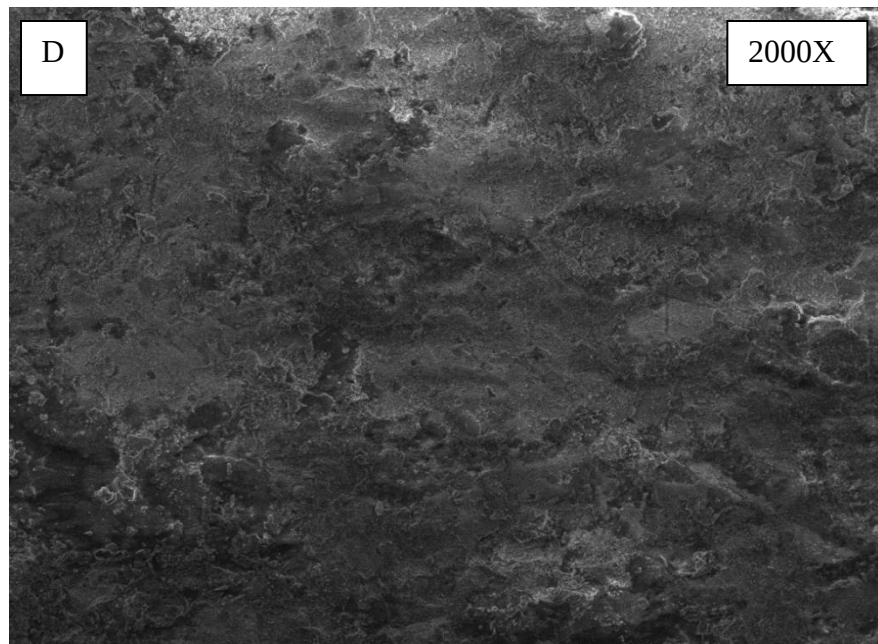
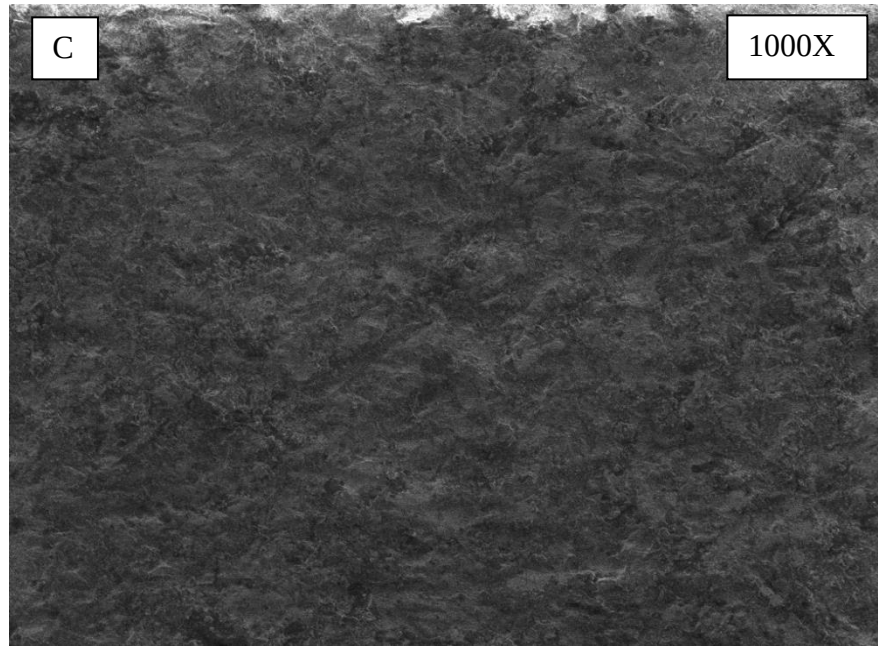


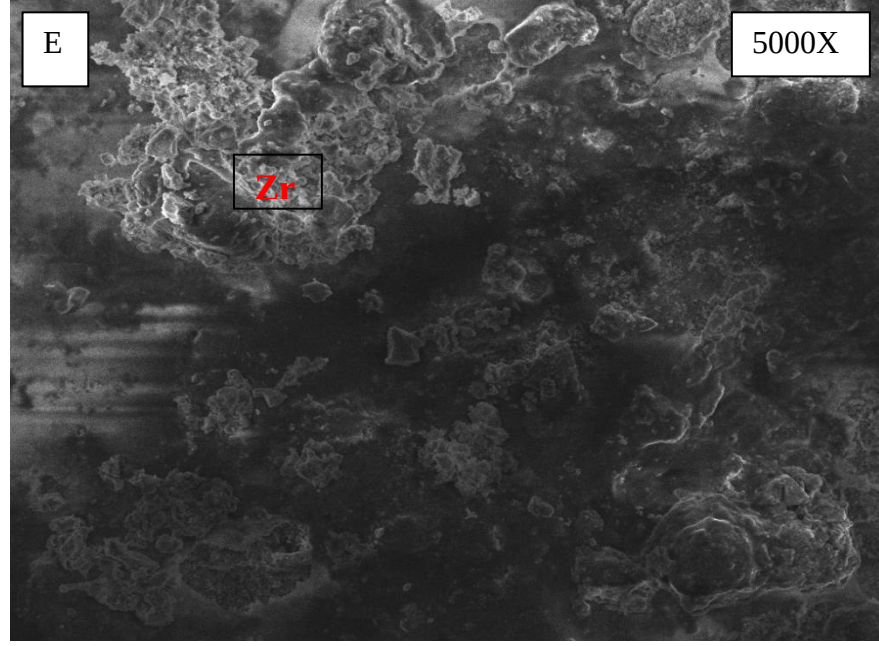
Resim 69 (A, B, C, D, E): Alüminyum Nitrit (AlN) grubunda Super Bond (SB) simanına ilişkin 43X, 500X, 1000X, 2000X, 5000X büyütmedeki ESEM görüntüleri

3.3.5. Lazer Grubu (LAZ)

Lazer grubunda en düşük ikinci ortalama bağ dayanım değeri elde edilen Bifix QM simanın ESEM görüntülerinde, lazer yüzey işlemi uygulanmış Y-TZP örneklerin kırık yüzeyi 43X, 500X, 1000X, 2000X, 5000X büyütmede görülmektedir. 43X büyütmedeki fotoğraflarda Y-TZP seramiğinin yüzeyinde yapıştırıcı simandaki koheziv kırılma izlenmektedir. 500X, 1000X ve 2000X büyütmedeki fotoğrafta ise Y-TZP seramiğine uygulanan lazer işleminin yüzeyde oluşturduğu değişiklikler görülmektedir. 5000X büyütmede Y-TZP kristal yapısı izlenmektedir. (Resim 70 A, B, C, D, E), (Zr: Zirkonya, S: Siman)







Resim 70 (A, B, C, D, E) : Lazer (LAZ) grubunda Bifix QM (BQ) simanına ilişkin 43X, 500X, 1000X, 2000X, 5000X büyütmedeki ESEM görüntüleri

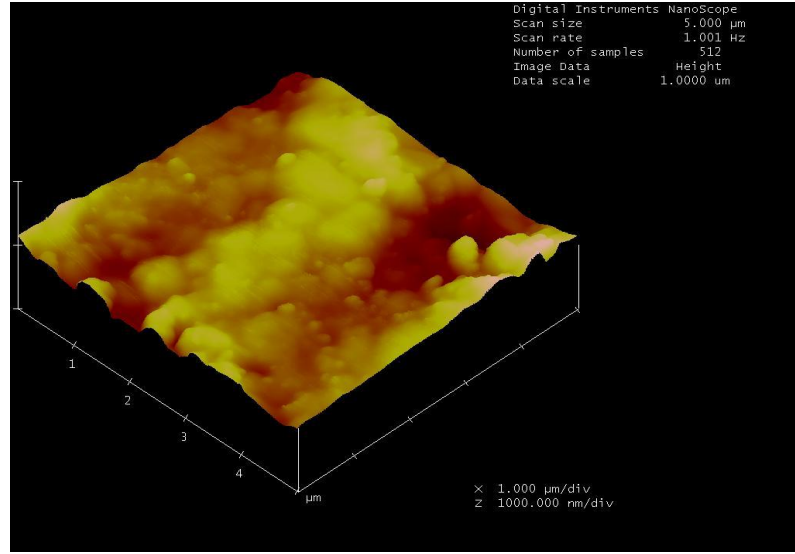
3.4. AFM Bulguları

Ortalama makaslama bağ değeri sonuçlarına göre kontrol grubu ile en yüksek makaslama bağ değeri elde edilen Rocatec grubunun Ra değerleri (ortalama yüzey pürüzlülüğü) AFM kullanılarak hesaplanmıştır. Çalışmadaki örneklerden elde edilen Ra değerleri (nm $\pm$ SS) tablo 8’de görülmektedir.

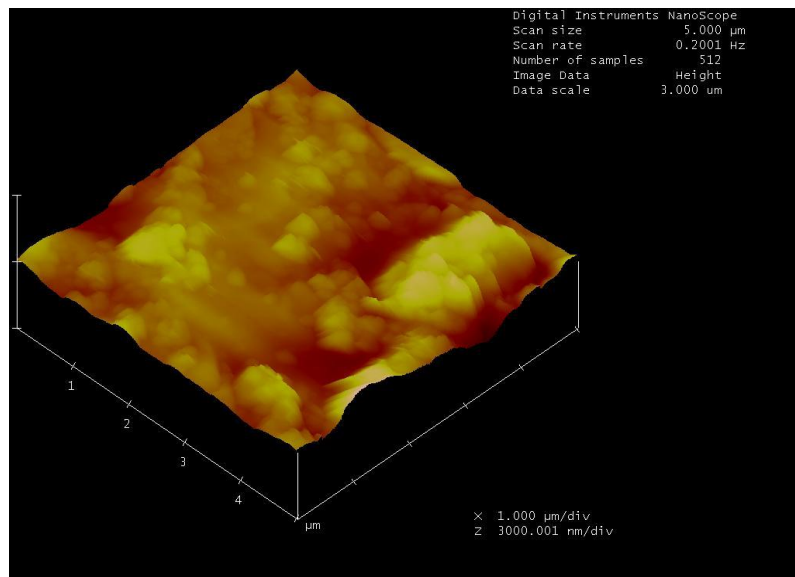
Grup	Yüzey ölçüm sayısı	Ortalama değerler	Standart sapma	Min.	Max.
KON	3	45,77	19,9	33,522	55,852
ROC	3	83,007	35,43	57,609	123,55

Tablo 8: İstatistiksel analiz sonuçlarının kontrol (KON) ve Rocatec (ROC) grubuna göre dağılımı

Ortalama Ra değerleri incelendiğinde; ROC grubu değeri ($83,007 \pm 35,43$ nm) KON ($45,77 \pm 19,9$ nm) grubuna göre daha yüksek bulunmuştur ($p < 0.05$). ROC grubu ile KON grubu arasındaki fark istatistiksel olarak anlamlı bulunmuştur ($p < 0.05$). Sonuç olarak Rocatec ile yapılan tribokimyasal yüzey işlemi zirkonya yüzeyinin pürüzlülüğünü arttırmaktadır. Yapılan AFM analizi sonucu elde edilen görüntüler Resim 71 ve 72’de görülmektedir.



Resim 71: Kontrol grubuna ait AFM görüntüsü



Resim 72: Rocatec grubuna ait AFM görüntüsü

BÖLÜM IV

TARTIŞMA

Seramikler son yıllarda üstün estetik özellikleri ve biyolojik uyumları sebebiyle diş hekimliğinde sıklıkla kullanılan bir malzemedir. Ancak posterior bölgede yeterli dayanım göstermemesi nedeniyle güçlendirilmeleri gerekmektedir (80).

Zirkonyanın yüksek mekanik özelliklerinin yanında biyolojik uyumu, korozyona uğramaması ve anterior restorasyonlarda alt yapı olarak kullanıldığında estetik beklentileri karşılayabilmesi gibi avantajları sayesinde seramik restorasyonlarda alt yapı olarak kullanılmakta ve seramiği güçlendirmektedir (80).

Zirkonyanın birçok avantajının yanı sıra en büyük dezavantajı yapılan çalışmalarda dentin ve siman ile bağlantı sıkıntısı olarak açıklanmıştır.

Bu sebeple zirkonya yüzeyine, yüzeyde değişiklik yapması amacıyla birçok farklı yüzey işlemi uygulanmakta ve rezin simanlarla olan bağ dayanımının artması beklenmektedir.

Zirkonyaya uygulanan yüzey işlemlerinden biri HF asittir. Zirkonya yüzeyinde HF asit yüzeyin pürüzlülüğünü artırarak mikro mekanik bağlantının oluşturulması amacıyla kullanılmıştır. HF asit seramiğin cam matrisini çözerek lösit kristalleri çevresinde mikro girintilerin oluşmasını sağlamaktadır. Akışkanlığı yüksek rezin simanlar bu boşlukları doldurarak güçlü bir mikro mekanik bağ, silan uygulanması ile de kimyasal bağ oluşmaktadır. Ancak bu durum zirkonya seramikler için geçerli değildir. Zirkonya çok çok az cam faz içerdiği için HF asit zirkonya yüzeyine etki etmemektedir (40, 150, 152, 153). Bu sebeple yüzey işlemi olarak HF' e çalışmamızda yer verilmemiştir. Komine ve arkadaşları (160) HF asitin zirkonya ve kompozit rezinler arasındaki bağ dayanımına etkisini araştırdıkları çalışmada HF asitin bağ dayanımını değiştirmediğini bildirmişlerdir. Della Bona ve arkadaşları (80)

yüzey işlemlerinin zirkonya yüzeyine etkilerini araştırdıkları çalışmalarında HF asitin zirkonya-rezin bağlantısı için yetersiz bir yüzey işlemi olduğunu bildirmiştir.

Kumlama işlemi zirkonyanın bağlantısını arttırmak amacıyla sıklıkla kullanılmaktadır. Bu işlem ile restorasyon yüzeyleri temizlenmekte, bağlanma için gerekli yüzey alanı ve rezinlerin ıslatabilirliği artmaktadır (252). Ayrıca oluşan yüzey pürüzlülüğü mikro mekanik bağlanmayı arttırmaktadır (44). Kumlama işlemi sadece Al_2O_3 ile veya Al_2O_3 ile silika kaplanmış alümina taneciklerinin kombine şekilde kullanıldığı tribokimyasal yöntem ile yapılmaktadır. Aboushelib (2, 3), Moon (194), Külünk (165), Akyıl (8), Yang (284), Foxton (102) zirkonya yüzeyinin Al_2O_3 ile kumlanmasının simanlar ile olan bağ dayanımını arttırdığını bildirmiştir. Monaco ve arkadaşları (192) yaptıkları çalışmada sinterizasyon öncesinde ve sonrasında Al_2O_3 ile kumlama işlemi uygulamasının bağ dayanımında anlamlı bir artış sağladığını belirtmiştir. Kosmac ve arkadaşları (161) aşındırma ve kumlama işlemlerinin Y-TZP örneklerin biaksiyel eğme dayanıklılığını azalttığını bildirmiştir. Al_2O_3 ile kumlama sonrasında zirkonya yüzeyinde faz değişimi meydana gelmektedir. Tetragonal fazdan monoklinik faza geçiş ile yüzeyde istenmeyen mikro kırıklar oluşmaktadır. Mikro kırıklar ise seramiklerin dayanıklılığını ve buna bağlı olarak ömrünü kısaltabilmektedir (15, 294). Kumlamada kullanılan tanecik büyüklüğü, tanecik şekli, taneciklerin yüzeye geliş açısı, kumlama basıncı ve yüzeyin nemli veya kuru olmasının kumlama sonuçlarını etkilediği belirtilmektedir (209). Kumlama işlemini etkileyen bu faktörlerden basınç ve tanecik boyutu değiştirilerek kumlamanın olumsuz etkilerinin azaltılması planlanmıştır. Re ve arkadaşları (229) düşük basınçlı kumlamanın bağ dayanımını arttırmak için etkili olduğunu fakat SEM görüntülerine göre yüzeydeki defekt oluşumunu engellemediğini belirtmiştir. Queblawi ve arkadaşları (225) 3 nokta eğme testi sonuçlarına göre 50 μm Al_2O_3 ile kumlama

işleminin zirkonya örneklerin eğme dayanıklılığını arttırdığını belirtmiştir. Bu sebeplerden dolayı yüzey işlemi olarak kumlama işlemine çalışmamızda yer verilmemiştir.

Tribokimyasal silika kaplama, literatürde zirkonya yüzey hazırlık işlemleri arasında en sık tercih edilen yöntemdir. Bu yöntem de yüzey önce Al_2O_3 ile kumlanır ardından silika kaplanır en son işlem olarak kimyasal adezyon için silan uygulanır. Bu yöntem ile yüzeyde mikro mekanik tutuculuk sağlanacağı silan yoluyla da kimyasal bağlantı oluşacağı iddia edilmektedir. Ancak yapay yaşlandırma sırasında spontan kopmalar ve sonrasında ise azalan bağ dayanımları bu yöntemi sınırlamaktadır (216). Tribokimyasal silika kaplama işleminde uygulanan silika taneciğinin çapı ve hacmi, uygulama basıncı, uzaklığı ve süresi işlemin sonuçlarını etkilemektedir. Seramik yüzeyine silika kaplanmış alümina tanecikleri yüksek basınçla gönderilir ve yüzeyde silikanın birikmesi ile bir silika tabakası oluşturulur (38). Partiküllerin kinetik enerjisini yükselten hava basıncını arttırmanın, yüzey pürüzlülüğünü ve yüzeye temas eden partikül sayısını arttırdığı düşünülmektedir. Bu yöntemle oluşan tabakanın uniform kalınlıkta olmama riski vardır ve bu durum restorasyonun uyumunu bozabilmektedir (59). Kern ve arkadaşları (152) cam seramikler ve zirkonya arasındaki fiziksel ve kimyasal farktan dolayı tribokimyasal silika kaplama işlemi ile zirkonya-rezin arasında daha az stabil bir bağ oluştuğunu ve SEM analizi sonucunda adeziv kırık oluşan bölgelerde stabil uniform silika tabakasının olmadığını bildirmiştir. Piwowarczyk (222) uygulanan silikanın tanecik hacminin ve uygulanma süresinin daha fazla değerlendirilmeye ihtiyacı olduğunu ancak daha agresif işlemlerin yüzeyde mikro kırık oluşumuna neden olacağını bildirmiştir. Gomes ve arkadaşları (107) tribokimyasal yüzey işlemi uygulanan zirkonya örneklerin SEM analizinde yüzeydeki pürüzlülük miktarının arttığını, mikro

tutuculuk alanların oluştuğunu ancak mikro çatlakların oluşmadığını bildirmiştir ve bu sonuçların bağ dayanım değerlerini direk olarak etkilediğini savunmaktadır. Silan ajanları metakrilat grupları sayesinde rezin içerikli malzemeler ile çapraz bağlar oluşturarak kimyasal bağlantıyı arttırmak için kullanılır, aynı zamanda yüzey enerjisini artırır ve rezinin yüzeyi ıslatabilirliğini sağlar (31, 249). Bottino (34) ve Atsu (18) tribokimyasal yöntem ile silika kaplama işleminden sonra silan uygulanmasının bağ dayanımını önemli derecede arttırdığını bildirmiştir. Özcan ve arkadaşları (209) daha büyük çapta tanecik kullanımı ile mikro tutuculuğun artmadığını ve bağ dayanım değerlerinin buna paralel olarak yükselmediğini, nedeninin ise zirkonya yüzeyindeki derin yarıklarda silan bağlayıcı ajanın ıslatabilirliğinin ve kontak açısının daha az olmasından kaynaklandığını belirtmiştir. Sadece silan uygulaması bağ dayanımını arttırmaz aksine azaltır (151). Blatz (32) ve Kern (151) silan ajanın nemli yüzeye temas etmesinin silanın dayanıklılığını azalttığını, suda bekletme ve termal siklus uygulanması sonrası düşük bağ dayanım değerlerinin elde edilmesinin bu sebeple olduğunu bildirmiştir. Çalışmamızda tribokimyasal silika kaplama işlemi (Rocatec) ve silan (ESPE-Sil) uygulaması için üretici firmanın belirttiği prosedürler uygulanmıştır. Külünk (165), Akyl (8), Heikkinen (119), Kümbüloğlu (169), Takeuchi (254), Hummel (136), Kawai (146), Wegner (278), Xible (283), Özcan (209, 210) , Blatz (30) , Kim (154), Nothdurft (198), Valandro (271), Amaral (12), Kern (152) çalışmalarında tribokimyasal yüzey işlemi sonrasında silan uygulandığında zirkonya ve rezin simanlar arasında yeterli bağ dayanımı elde edildiğini belirtmiştir. Ancak Wegner (278), Özcan (210) ve Kern (152) suni yaşlandırma sonucunda değerlerin önemli derecede düştüğünü bildirmiştir. Yapılan literatür taraması sonucunda tribokimyasal silika kaplama işlemi sonrasında zirkonya ile simanlar arasında elde edilen bağ dayanımı değerlerinin 0-

57,2 MPa arasında olduğu görülmüştür. Bizim çalışmamız sonucunda ise bu değerler 2,17-30,56 MPa arasında bulunmuştur ve tribokimyasal yüzey işlemini takiben silan uygulanmasının rezin simanlarla olan bağ dayanımını arttırdığı sonucuna ulaşılmıştır. Kümbüloğlu ve arkadaşlarının (169) zirkon yüzeyine uygulanan iki farklı yüzey işleminin farklı iki rezin simanla zirkon arasındaki bağ dayanımına etkisini araştırdıkları çalışmada, örneklerin yarısı Rocatec ile tribokimyasal işleme tabi tutulmuş diğer yarısı ise Al_2O_3 ile kumlanmış ve ardından Panavia F ve RelyX Unicem simanları zirkon yüzeyine simante edilmiştir. Kısa süreli suda bekletme ve termal siklus işlemi sonrasında ortalama bağ dayanım değerleri 15-20 MPa bulunmuştur, sonuç olarak farklı yüzey işlemlerinin ve farklı saklama koşullarının bağlanma değerlerine anlamlı etkisinin olmadığı belirtilmiştir. Bizim çalışmamızda tribokimyasal işlem sonrası yüzeye yapıştırılan Panavia örneklerde ortalama makaslama bağ dayanımı değeri 13,3 MPa'dır. Çalışmalar birbirini destekler niteliktedir. Nothdurft ve arkadaşlarının (198) zirkonyum oksit seramikleri ile fosfat monomeri içeren (MDP) ve fosfat monomeri içermeyen (NMDP) simanların farklı yüzey işlemleri sonrasında makaslama bağ dayanımı değerlerini karşılaştırdıkları çalışmada, Rocatec ile silika kaplanan ve kumlama yapılan gruplarda çalışmamızda da kullanılan Bifix QM ve Panavia F rezin simanları karşılaştırılmıştır. Hazırlanan örneklere kısa süreli suda bekletme işlemi uygulanmış ve ortalama bağ dayanım değerleri 14,20-18,60 MPa bulunmuştur. Sonuç olarak MDP içeren simanlar daha yüz güldürücü sonuçlar vermiştir. Bizim çalışmamızda ortalama bağ dayanım değerleri 13,3-15,09 MPa bulunmuştur. Çalışmamızdaki bulgular Nothdurft ve arkadaşlarının çalışmasını destekler niteliktedir. Özcan ve arkadaşlarının (209) zirkonya ile MDP içeren rezin simanların bağ dayanımına Rocatec ile tribokimyasal işlem ve hasta başında kumlamanın etkisini araştırdıkları çalışmada, çalışmamızda da

kullanılan Rocatec ile silika kaplama işlemini takiben zirkonya yüzeyine yapıştırılan Panavia siman örnekleri termal siklus işlemine tabi tutulup ardından makaslama bağ dayanımı değerlerine bakılmıştır. Ortalama makaslama bağ değeri 8,23-12,02 MPa bulunmuş, Rocatec ve hasta başındaki kumlama işlemi arasında anlamlı bir fark bulunmadığı belirtilmiştir. Çalışmamızda Panavia F rezin siman örnekleri için elde edilen ortalama makaslama bağ dayanımı değeri 13,30 MPa bulunmuştur ve çalışmamız Özcan ve arkadaşlarının çalışması ile uyumludur. Amaral ve arkadaşlarının (12) cam infiltre zirkonya ile güçlendirilmiş alümina kor seramiklere 3 farklı yüzey işlemi uyguladıktan sonra rezin simanlar ile olan mikro çekme bağ dayanımını araştırdıkları çalışmada, Rocatec ile silika kaplayıp ardından silan uyguladıkları ve kısa süreli suda bekletme işlemi uygulanan örneklerle, Panavia F rezin simanı arasında 24,6 MPa ortalama mikro çekme bağ dayanımı elde etmişlerdir. Yaşlandırma işlemi uygulanmaması bu çalışmayı kısıtlasa da, sonuç olarak Rocatec ile tribokimyasal işlem uygulayıp ardından MDP içeren rezin siman kullanımının bağ dayanımını arttırdığı bildirilmiştir. Çalışmamızda Rocatec ile tribokimyasal yüzey işlemi ardından Panavia ile hazırlanan gruptaki ortalama bağ dayanımı değeri 13,3 MPa bulunmuştur. Çalışmalardaki uyuşmazlığın sebebinin, çalışmamızda makaslama test yönteminin kullanılması, uzun süreli yaşlandırma işleminin uygulanması ve Y-TZP zirkonya seramiklerin kullanılmasından kaynaklandığı düşünülmektedir. Valandro ve arkadaşlarının (271) üç farklı yüzey işlemi ve iki farklı test yöntemi ile cam infiltre zirkonya-alümina ile rezin siman arasındaki bağ dayanımını araştırdıkları çalışmada, Rocatec ile tribokimyasal yüzey işlemine tabi tutulan zirkonlara Panavia F siman örnekleri yapıştırılmış kısa süreli suda bekletme işlemini takiben makaslama ve mikro çekme testi uygulanmıştır ve ortalama bağ değerleri 26,1-27,2 MPa bulunmuştur. Sonuç olarak her iki test

yönteminden elde edilen değerlere göre test yöntemleri arasında anlamlı bir fark yoktur ve tribokimyasal yüzey işlemi zirkonya ile rezin simanlar arasındaki bağ dayanımını arttırmaktadır. Çalışmamızda da kullanılan Panavia F rezin siman ile hazırlanan örneklerden elde edilen ortalama makaslama bağ dayanımı değeri 13,30 MPa' dır. Bağ dayanım değerlerini önemli ölçüde etkileyen uzun süreli termal siklus işleminin çalışmamızda uygulanması sonuçlar arasındaki uyumsuzluğun sebebi olarak düşünülmektedir.

Elmas döner aletler ile pürüzlendirme işlemi ile yüzey pürüzlülüğü arttırılmak suretiyle zirkonya-siman arasındaki adezyonun geliştirilmesi düşünülmektedir. Ancak, bu işlem ile homojen mikro retansiyon alanlarının oluşmadığı, bunun yerine kazıma izleri ortaya çıktığı görülmüştür. Ayrıca oluşan ısı artışı yapıda değişimlere neden olarak zirkonya restorasyonların dayanıklılığını azaltır. (82, 86, 263). Koizumi ve arkadaşları (159) bu yöntemi primer uygulaması ile kombine uyguladıkları çalışmalarında yeterli bağ dayanımı elde edildiğini bildirmiştir. Ancak Yang (284) ve Kern (149) ise çekme testi uyguladıkları örneklerin hepsinde tamamen kopma şeklinde başarısızlık gözlemlemiştir. Bu sebeplerden dolayı elmas döner aletler ile pürüzlendirme işlemi çalışmamıza dahil edilmemiştir.

Mikro-mekanik kilitlenme yaratacak şekilde yüzeyi pürüzlendirmek amacıyla kullanılan yöntemlerden biri de lazer ile dağlamadır. Akın (7), Akyıl (8) ve Ural (266) lazer ile yapılan yüzey işleminin zirkonya-rezin arasındaki bağlanmayı arttırdığını bildirmiştir. Ancak Foxton (102) lazer ile yapılan yüzey işleminin rezin simanlar ile zirkonya arasında yeterli bağlanma sağlamadığını ve güçlü bir rezin bağlantısı için uygun bir yöntem olmadığını bildirmiştir. Foxton ve arkadaşları (102) Er: YAG lazeri sert doku lazeri olması sebebiyle tercih etmiş ve yüksek güçte uygulamanın (400 mJ ve 600 mJ) yüzeyden malzeme kaybına ve derin çatlaklara

sebepe olduğunu, 200 mJ’ de ise daha az malzeme kaybına ve yüzey çatlaklarına sebep olduğunu bildirilmiştir. Bu görüşe paralel olarak, Cavalcanti ve arkadaşları (46) Er: YAG lazerin farklı enerji gücünde (200, 400, 600 mJ) uygulanmasının Y-TZP seramiğinin yüzey pürüzlülüğüne etkilerini karşılaştırdıkları çalışmada 400 ve 600 mJ enerji gücünde yüzeyden malzeme kaybı olduğunu, 200 mJ gücündeki uygulamanın ise Y-TZP için potansiyel bir yüzey işlemi olacağını bildirmiştir. Mikroskop analizlerinde ise, 400 mJ güçte Er: YAG lazerin yüzey morfolojisini değiştirdiği ve çukurlar oluşturduğu, 200 ve 300 mJ’ ün yüzey morfolojisini değiştirmedeği görülmüştür. Bu nedenle çalışmamızda örneklere 200 mJ güçte Er: YAG lazer uygulanmıştır. Literatür taraması sonucunda lazer uygulanmış zirkonya yüzeyi ile siman arasındaki bağ dayanımı değerlerinin 8,3-20,8 MPa olduğu görülmüştür. Bizim çalışmamız sonucunda elde edilen değerler ise 3,39-15,31 MPa arasındadır. Akın ve arkadaşlarının (7), zirkonya seramik yüzeyine Er: YAG lazer uygulanmasının rezin simanlarla zirkonya seramikler arasındaki makaslama bağ dayanımına olan etkilerini araştırdıkları çalışmalarında, lazer uygulanan grup ve kontrol grubunda bulunan zirkon örneklerde NX3 (Bis-GMA) simanı kullanılmıştır. Lazer grubu için ortalama makaslama bağ dayanımı değeri 3,2 MPa bulunmuş, sonuç olarak zirkonya seramiklere Er: YAG lazerin uygulanmasının ortalama bağ dayanımı değerlerini arttırdığı bildirilmiştir. Bizim çalışmamızda benzer olarak kullanılan Bifix QM (Bis-GMA) simanı için ortalama makaslama bağlanma değeri 2,96 MPa bulunmuştur. Çalışmalar birbirini destekler niteliktedir.

Plazma sprey yöntemi iyon, elektron, atom ve nötral parçacıklar ihtiva eden, kısmen iyonize edilmiş gazın yüzeye uygulanmasıdır. Bu yöntem ile adezyonun arttığı ve kovalent bağların oluştuğu açıklanmıştır. Derand ve arkadaşları (87)

plazma sprey ile yüzey hazırlığı yapmanın hazırlık yapılmamış yüzeye göre rezin bağ dayanımını başarılı bir şekilde arttırdığını belirtmiştir.

Selektif infiltrasyon asitlemesi (SIE) asitleme işlemi sonrasında uygulanan bir kaplama tekniği olarak tanımlanmıştır. Aboushelib ve arkadaşları (1, 2, 3, 5, 6) selektif infiltrasyon asitleme yöntemi ile zirkonya ve rezin simanlar arasındaki bağ dayanımının arttığını bildirmiştir.

Kimyasal buhar biriktirme yönteminde zirkon örnekler vakum odasında tetraklorosilan ve sudan oluşan bir buhar karışımı uygulanır. Silika kalınlığının kontrol edildiği silika kaplı bir yüzey elde edilir. Bu yöntem ile Piascik ve arkadaşları (219) zirkonya-rezin siman arasındaki bağın geliştirildiğini belirtse de tetraklorosilan buharı zararlıdır ve yeni çalışmalara ihtiyaç vardır (219). Bu sebepten dolayı çalışmamızda bu yüzey işlemine yer verilmemiştir.

Florlama sülfür hekzafloridin indüklenerek zirkonya yüzeyinde oksifloride dönüşümüyle gerçekleşir (220). Kimyasal buhar biriktirme yönteminde olduğu gibi bu yöntemde de zararlı artıklar oluşmaktadır. Piascik ve arkadaşları (220) florlama yöntemi ile zirkonya-rezin siman arasındaki bağ dayanımının arttığını bildirmiştir.

Literatürde primer içeren adeziv simantasyon sistemlerinin kullanıldığı birçok çalışma mevcuttur. Bazı çalışmalar ticari bazıları ise deneysel primerleri değerlendirmiştir (216). Yeni adeziv sistemlerindeki hızlı gelişmeler birçok primerin uygulanmasına ve değerlendirilmesine olanak sağlamıştır. Primer işleminin yüzeyi ıslatmak ve yüzeyi daha bağlanabilir hale getirmek için gerekli olduğu iddia edilmekte, ancak adeziv sistemler ve zirkonya arasında güvenilir bir bağ oluşturmak için primer ile mikro mekanik bağlanmayı sağlayacak başka bir yüzey işleminin kombine kullanımının endike olduğu da bildirilmektedir (216). Son dönemlerde metal primerleri yüzey hazırlık işlemi olarak sıklıkla kullanılan bağlanma ajanlarıdır

(152). Sülfür içeren metal primerleri ile değerli metallere olan adezyonu arttırmak amaçlanmıştır. Ancak baz metallere bağlanmada sülfür her zaman etkili olmamıştır. Bu sebeple Y-TZP ile rezin simanlar arasındaki bağ dayanımını arttırmaları beklenmeyebilir (216). VBATDT içerikli primerlerin zirkonya ve rezin simanlar arasındaki bağlantının üzerine etkili olmadığı (289) ancak, MDP ve VBATDT içerikli primerlerin hem değerli hem de baz metaller üzerinde etkili olduğu görülmüştür. Zirkonya yüzeyinde herhangi bir işlem yapılmadan sadece primerler karşılaştırıldığında, MDP'nin rezinlerle olan bağlantıyı fosfat ester monomerinin direk olarak metal oksite bağlanması ile sağladığı bilinmektedir (289). Kuru ortamlarda başarılı sonuçlar alınmasına rağmen ağız içinde nem varlığında metal primerleri ve zirkon yüzeyindeki hidroksil grupların hidrolitik ataklara maruz kalabileceği bildirilmiştir. Bu sebeple metal primerlerin kullanıldığı çalışmalarda uzun süreli termal siklus uygulanması daha doğru tahminlerin yapılmasını sağlamaktadır (289). MDP içeren rezin simanlar ile zirkonya-siman arasında yüksek başlangıç ve uzun dönem bağ dayanımı elde edildiğini bildiren çalışmalar mevcuttur (28, 278). MDP içeren bir rezin siman kullanıldığı takdirde MDP içeren bir primerin kullanılmasına gerek olmadığını söyleyen araştırmacılar vardır (32, 178). Z-Prime Plus farklı olarak organofosfat ve karboksilik asit karışımıdır. Soy metaller ile rezin simanlar arasında kimyasal bağ oluşturmak için kullanılmaktadır. Silanlarda olduğu gibi organofosfat monomerlerde de organofonksiyonel bölüm vardır ve bu sıklıkla bir kompozit rezin sisteminin monomeri ile kopolimerize olabilen bir metakrilat grubudur (152). Bu nedenle bu çalışmada organofosfat ve karboksilik asit monomerleri içeren bir primer (Z-Prime PLUS) kullanılmıştır. Yapılan literatür taraması sonucunda primer uygulanmasının zirkonya ile simanlar arasında elde edilen bağ dayanımı değerlerine etkisinin araştırıldığı çalışmalarda bağ dayanımı

değerlerinin 0-44,8 MPa arasında değiştiği görülmüştür. Bizim çalışmamız sonucunda ise bu değerler 3,65-20,00 MPa arasında bulunmuştur. Magne ve arkadaşlarının (178) organofosfat ve karboksilik asit monomerlerinin karışımını içeren deneysel primerin (Z-Prime Plus) zirkonya-rezin makaslama bağ dayanımına etkisini inceledikleri çalışmalarında dört farklı siman ile fosfat monomeri (MDP) içeren bir primer ve deneysel primerin (Z-Prime Plus) bağ dayanım sonuçlarını primer uygulanmamış kontrol grubunun sonuçları ile karşılaştırmıştır. Panavia F simanı için, deneysel primerin (Z Prime Plus) uygulandığı grupta ortalama bağ dayanımı değeri 14,96 MPa'dır. Sonuç olarak deney grupları arasında ortalama bağ dayanım değerleri farkının anlamlı olduğu ve deneysel primerin en yüksek ortalama bağ dayanım değerlerini gösterdiği belirtilmiştir. Bizim çalışmamızda ortalama makaslama bağ dayanımı değeri 15,42 MPa bulunmuştur ve çalışmalar birbiri ile uyumludur.

Bir başka yüzey işlemi ise yüzeyin nano yapıda AlN ile kaplanmasıdır. Nano yapıdaki AlN tabakası Y-TZP yüzeyinde oluşturulur. İnvaziv olmayan bir yüzey işlemi olması en önemli avantajıdır (278). Rezin simanlarla olan bağlantıyı arttırmak amacıyla nano-yapıda alümina kaplama ile Y-TZP yüzeyinin aktif hale geldiği ve bu sayede mikro mekanik kilitlenmenin olduğu iddia edilmektedir (141). Bu sebeple çalışmamızda invaziv olmayan bir yöntem olarak AlN ile kaplama işlemi tercih edilmiştir. Ancak AlN ile zirkonya yüzeyinin kaplanması yeni bir yöntemdir ve bu yöntemle ilgili çok fazla çalışma bulunmamaktadır. Jevnikar (141), Zhang (293) ve Külünk (166) AlN ile kaplama işleminin zirkonya ile resin simanlar arasındaki bağlantıyı arttırdığını bildirmiştir. Literatür taraması sonucuna göre, AlN ile kaplama işlemi sonrası zirkonya-siman bağ dayanım değerleri 8,8-32,62 MPa arasındadır. Bizim çalışmamız sonucunda elde edilen bağ dayanımı değerleri ise

2,37-11,50 MPa arasındadır. Jevnikar ve arkadaşlarının (141) Y-TZP zirkonya seramiğinin AlN ile kaplanmasının, zirkonya ve rezin bağlantısına etkisini araştırdıkları çalışmada, AlN ile kaplanan zirkon yüzeylerine RelyX Unicem (TEGDMA) ile kompozit silindirler yapıştırılmıştır. Termal siklus sonrası AlN ile zirkon yüzeylerinin kaplanmasının rezin simanlarla olan bağ dayanımını arttırdığını belirtmişler ve hibrit tabakanın oluşumunun, termal siklus sırasındaki hidrotermal bağ bozunma kuvvetlerinden daha kuvvetli (37, 284) olmasından dolayı yaşlandırma işleminin bağ dayanımını etkilendiğini ancak azaltmadığı bildirilmiştir. Külünk (166) ve arkadaşlarının alümina ve AlN kaplamanın zirkonya ve rezin simanlarla olan bağ dayanımına etkilerini değerlendirdikleri çalışmalarında AlN ile kaplayıp ardından Panavia F rezin simanla yapıştırdıkları örneklerden elde ettiği ortalama bağ dayanımı değeri 9,41 MPa bulunmuştur. Sonuç olarak AlN ile zirkonya yüzeyini kaplamanın rezin simanlarla olan bağ dayanımını arttırmadığı bildirilmiştir. Çalışmamızda Panavia F ile hazırlanan örneklerden elde edilen bağ dayanımı değeri 10,07 MPa bulunmuştur. Çalışmaların sonuçları birbiri ile uyumludur. Zhang ve arkadaşlarının (293) AlN ile kaplanan zirkonya seramik ile rezin bağ dayanımına kontaminasyonun etkisini araştırdıkları çalışmalarında kontamine olmayan ve Panavia 21 ile hazırlanan örneklerin oluşturduğu kontrol grubunda ortalama çekme bağ dayanım değerini 32,6-44,5 MPa arasında bulunmuş, sonuç olarak AlN ile kaplamanın zirkonya ile rezin bağlantısını arttırdığı bildirilmiştir. Çalışmamızda AlN ile kaplama sonrasında Panavia F ile hazırlanan örneklerden elde edilen ortalama makaslama bağ dayanımı değeri 10,07 MPa bulunmuştur. Farklı test yöntemlerinin uygulanması çalışmalar arasındaki uyumsuzluğun sebebi olarak düşünülmektedir.

Cam inciler ile kaplama işlemi porselen veya glazür malzemeleri ile yapılan internal kaplama tekniğidir. Zirkonya yüzeyine uygulanan seramik veya glazür

tabakasının ısı ile erimesi ile zirkonya yüzeyine infiltre olduğu ve HF asitin etki edeceği bir yüzey olduğu belirtilmektedir (4, 199). Porselen incilerinin zirkonya yüzeyine tutunumu Van der Waals kuvvetlerinin ve elektrostatik kuvvetlerin etkileşimi ile birlikte olmaktadır (87). Derand ve arkadaşları (87) plazma sprey ya da ince bir tabaka düşük ısı porseleni ile yüzey hazırlığı yapmanın hazırlık yapılmamış yüzeye göre rezin bağ dayanımını başarılı bir şekilde arttırdığını belirtmiştir. Kıtayama ve arkadaşları (155) internal kaplama tekniğinin kumlama işlemine göre rezin siman ile zirkonya arasındaki çekme bağ dayanımı üzerine etkisinin olmadığını bildirmiştir.

Çalışmamızda hiçbir yüzey işlemi uygulamadığımız kontrol grubunda kullandığımız simanlar arasındaki bağlanma değerleri karşılaştırılmış ve ortalama bağ dayanımı değerleri 1,27-10,28 MPa arasında bulunmuştur. Siman seçiminin zirkonya ile etkili bir bağlantı sağlanabilmesi için yüzey işleminden daha önemli olduğunu söyleyen çalışmacıların (72, 73, 247) aksine yüzey hazırlık işleminin daha öncelikli olduğunu söyleyen çalışmacılar da mevcuttur (107). Zirkonyanın yüksek eğilme dayanıklılığı ile herhangi bir yüzey işlemi gerektirmeden metal-seramik restorasyonlar gibi konvansiyonel olarak simante edilebileceğini düşünen yazarlar, bazı özel koşullarda zirkonya yüzeyinde HF asit gibi asitler etkili olmadığı için yüzey hazırlık işleminin gerekli olacağını da belirtmiştir (9). Castro ve arkadaşları (68) ise rezin-seramik bağlantısının uzun süreli olması için seçilen simanın yüzey işleminden daha önemli olduğunu belirtmiştir. Phark ve arkadaşları (217) zirkonya yüzeyi modifiye edildiği takdirde siman sistemlerinin bağlanması arasında bir fark olmadığını ve herhangi bir rezin simanın etkili olacağını bildirmiştir. Bu sebeple çalışmamıza hem konvansiyonel hem de rezin simanlar dahil edilmiştir. Klinik çalışmalarda zirkonya restorasyonları simante etmek için konvansiyonel simanlardan

çinko fosfat siman (33, 171, 191, 204 259, 275) ve cam iyonomer siman (26, 62, 238) kullanılmıştır. Kappert (144) konvansiyonel simanların (çinko fosfat, cam iyonomer) veya rezin simanların klinik uygulamalarda yüksek dayanım seramiklerinin simantasyonu için uygun olabileceğini belirtmiştir. Uo ve arkadaşları (264) cam iyonomer simanın zirkonya ile anlamlı derecede yüksek bağ dayanımı olduğunu, MDP içeren rezin simanlarla çinko fosfat arasında ise bir fark olmadığını belirtmiş, ancak daha sonraki çalışmalarında adeziv rezin simanın en yüksek bağ dayanımı gösterdiğini bildirmiştir (265). Luthy (176) termal siklus sonrası cam iyonomer simanın bağ dayanım değerlerinin oldukça düşük olduğunu göstermiştir. Çalışmacılar konvansiyonel simanlarla zirkonya yüzeyi arasında yeterli adezyon oluşmamasının nedeni olarak zirkonya yüzeyinin pasif olması ve bu simanların bağlantıyı sağlayacak adeziv monomerleri içermemesi olarak düşünmüştür (265). Çalışmamızda kullandığımız konvansiyonel siman olan Poly-F polikarboksilat içerir ve makaslama bağ dayanım değerleri rezin içerikli siman sistemlerine göre anlamlı derecede düşüktür ve yeterli bulunmamıştır.

Adeziv rezin simanlar restorasyonların desimante olmasını engellemek ve diş ve restorasyon arasında güçlü, dayanıklı bir bağ sağlamak amacıyla kullanılır. Bu yüzden, en iyi rezin siman ve yüzey hazırlık işlemini seçmek marjinal sızıntı ve ikincil çürüklerden korunmak için kritik bir karardır (260). Zirkonya seramiklerle olan bağlantıyı arttırmak için rezin simanlar sürekli geliştirilmektedir. Resin simanlar Bis-GMA, TEGDMA, UDMA, MDP, 4-META gibi içeriklere sahiptir. MDP içeren rezin simanlar, hidrolitik olarak stabil oldukları ve zamanla bağ dayanımları azalmadığı için daha çok tercih edilmektedir (256). Bis-GMA, 4-META ve MDP içeren simanlar zirkonya ile belirli derecede bağ dayanıklılığı göstermiş (40, 71, 72, 79, 282) ve ek olarak yüzey hazırlık işlemi gerekliliğini azaltmıştır (72). Tek aşamalı

self-adeziv simanlar da zirkonya içerikli restorasyonların simantasyonu için bir seçenektir (96). Bu siman sistemlerinin rezin matriksi çok fonksiyonlu metakrilat asitidir ve zirkonya ile reaksiyon verip adezyon mekanizmasına katkıda bulunur (69). Dual-cure rezin simanlar, ışıkla başlatıcı ajanın oransal miktarı ve kimyasal aktivasyon bileşenlerine bağlı olarak farklılıklar gösterir (118, 232). Kompozit rezin simanlar oksijen varlığında polimerize olamazlar. Bu durum özellikle restorasyon kenarlarında yapışkan, sertleşmemiş bir tabaka olarak göze çarpar. Bu amaçla çalışmada örnekler simante edildikten sonra oksijen inhibe edici bir ajan marjinal kenarları kapatmada kullanılmıştır. Önceki çalışmalarda zirkonya seramiklerle farklı rezin simanların bağlanma değerlerinin 1,7-70,4 MPa arasında olduğu görülmüştür (96, 176). Çalışmamızda Bis-GMA, TEGDMA, UDMA, MDP, 4-META gibi farklı içeriklere sahip simanlar kullanılmıştır.

Konvansiyonel silan ajanları ve Bis-GMA rezin simanların silika içerikli seramiklerde uzun süreli başarılı kimyasal bağlantı sağladıkları bilinmektedir (64), ancak bu durum yüksek dayanım seramikleri için geçerli değildir (136, 152, 176). De Oyağü ve arkadaşlarının (73) çalışmalarında konvansiyonel Bis-GMA içeren simandan en düşük bağ dayanım değeri elde edilmiş, simanın içinde adeziv fonksiyonel monomerin olmamasından dolayı kimyasal bağın oluşmadığı bildirilmiştir. Kern (152), Derand (86), Luthy (176) konvansiyonel Bis-GMA içerikli simanların adeziv monomerler içermediği için termal siklus işlemine karşı dirençli olmadığını belirtmiştir. Bizim çalışmamızda da kullandığımız Bis-GMA içerikli Bifix QM simanın bağlanma değerleri diğer rezin içerikli simanlara göre anlamlı derecede düşük bulunmuştur. 4-META içerikli simanlar zirkonya yüzeyine kimyasal bağlanır. 4-META'nın anhidrid grubu metal oksitlere kimyasal afiniteden sorumludur (203). Ancak termal siklus işlemi sonrasında bağ dayanımı anlamlı

derecede azalır ve nedeni PMMA'nın bu esnada su emmesinin kimyasal bağlantıyı zayıflatması olarak açıklanabilir (176). Çalışmamızda 4-META içeren Super Bond simanı kullanılmıştır ve diğer adeziv rezinlerden farklı olarak Super Bond doldurucu içermez (260). De'rand and De'rand (86) 4-META içerikli adeziv rezin simanın MDP içeren rezin simanlara göre daha yüksek bağ dayanımı olduğunu belirtmiştir. Tsukakoshi ve arkadaşlarının (260) çalışmalarında Rocatec ve silan işlemi sonrasında 4-META içeren Super Bond simanının bağlanma değerlerinde anlamlı bir fark olmadığı, 600 grendeki zımpara sonrası ise en yüksek bağlanma değeri elde edildiği bildirilmiştir. Moon ve arkadaşlarının (194) farklı yüzey işlemine tabi tutulan Y-TZP ile farklı simanların makaslama bağ dayanımını değerlendirdikleri çalışmalarında, hiçbir yüzey işlemi uygulanmayan Y-TZP yüzeyine yapıştırdıkları 4- META içeren Super Bond örnekler termal siklus işlemine maruz bırakılmış ardından makaslama bağ dayanım testine tabi tutulmuşlardır. Yüzey işlemi uygulanmayan kontrol grubundaki ortalama makaslama bağ dayanımı değeri 8,60 MPa bulunmuştur. Bizim çalışmamızda da hiçbir yüzey işlemi uygulanmadan yüzeye yapıştırılan Super Bond örnekler için ortalama makaslama bağ dayanım değeri 7,67 MPa bulunmuştur. Çalışmalar birbirini destekler niteliktedir. MDP içeren rezin simanlar zirkonya restorasyonların simantasyonu için önerilmiştir ve daha önceki araştırmalarda tatmin edici sonuçlar alınmıştır (214, 270, 272, 282). Kendinden adezivli MDP içeren simanlar tek aşamalı uygulamaya sahiptir ve zirkonya restorasyonların simantasyonu için önerilmektedir (96, 169). De Oyagüe ve arkadaşları (73) MDP içeren siman sistemlerinin konvansiyonel simanlara göre en uygun seçim olduğunu, herhangi bir yüzey hazırlık işlemi gerektirmeden kullanılabileceğini bildirmiştir. Amaral (12, 13), Nothdurft (198), Özcan (209), Magne (178), Zhang (293) ve Külünk (166) MDP içeren Panava F rezin simanın kullanımının bağ dayanım değerlerini arttırdığını

bildirmiştir. Çalışmacılar, zirkonya yüzeyindeki hidroksil grupları ve MDP'nin fosfat ester monomeri arasında kimyasal reaksiyon oluştuğunu (152, 282, 288), MDP'nin uzun karbon zinciri sayesinde hidrolize karşı dirençli olduğunu bildirmiştir (73, 214, 270, 272). Luthy (177) ve Kakeashi (143) MDP'nin termal siklus sonrası zirkonya ile bağ dayanımı değerlerinin arttığını bildirmiş aksine Kern (152) ve Hummel (136) termal siklus işleminin azalttığını bildirmiştir. Gomez ve arkadaşları (107) MDP içeren rezin simanı kullandıkları çalışmalarında termal siklus işleminin mikro makaslama bağ dayanım değerlerini etkilemediğini bildirmiştir. MDP içeren rezin simanların kullanımı ile göreceli olarak yüksek ve stabil bağ dayanımı elde edilmektedir, ancak hala in-vivo şartlarda uzun süreli kullanım sonucu değerlendirmeler yeterli değildir (6, 278). Phark ve arkadaşlarının (217) farklı yüzey işlemlerinin ve termal siklusun, zirkon ile rezin kompozit silindirlerin arasındaki bağ dayanımına etkilerini inceledikleri çalışmada, hiçbir yüzey işleminin uygulanmadığı kontrol grubunda MDP içeren Panavia ile hazırlanan örnekler kısa süreli suda bekletme ve termal siklus işlemi uygulanmış ve 12,20-20,01 MPa ortalama makaslama bağ değeri bulunmuştur. Sonuç olarak kısa süreli suda bekletme ve termal siklus işleminin makaslama bağ dayanımı değerlerini düşürdüğü belirtilmiştir. Çalışmamızda da kullanılan Panavia F ile hazırlanan örnekler, termal siklus işlemine tabi tutulduktan sonra yapılan makaslama testi bağ dayanımı sonuçları 10,28 MPa bulunmuştur. Çalışmamızda elde edilen sonuçlar Phark ve arkadaşlarını destekler niteliktedir. Yun ve arkadaşlarının (289) kumlamanın ve metal primerlerin zirkonya ile üç farklı rezin simanın bağlanmasına etkilerini araştırdıkları çalışmada, kumlanan ve metal primerlerinin uygulandığı gruplar, kontrol grupları ile karşılaştırılmıştır. Örneklerin hepsine termal siklus işlemi uygulanmıştır. Çalışmamızda da kullanılan MDP içeren Panavia için kontrol grubunun ortalama makaslama bağ dayanımı

değerleri 2,8 MPa ve Super Bond için 2,7 MPa bulunmuştur. Bizim çalışmamızda hiçbir yüzey işlemi uygulanmayan kontrol grubunda Panavia için ortalama bağ dayanımı değerleri 11,86 MPa ve Super Bond için 6,67 MPa bulunmuştur. Çalışmamızda siman örneklerinin hazırlanırken eş zamanlı olarak polimerize edilmiş olması sonuçlar arasındaki farklılığın sebebi olarak düşünülmektedir. Mirmohammadi ve arkadaşlarının (189) farklı rezin simanların bağ dayanımını karşılaştırdıkları çalışmada, Panavia ile zirkon yüzeyine kompozit diskler simante edilmiştir. Panavia için ortalama mikro makaslama ve çekme bağ dayanım değeri 29,1-32,5 MPa bulunmuştur. Bizim çalışmamızda da kullanılan Panavia siman örnekleri için ortalama makaslama bağ dayanımı değeri 10,28 MPa bulunmuştur. Çalışmalar arasındaki uyumsuzluğun sebebi olarak bizim çalışmamızda farklı mekanik test yönteminin kullanılmış ve termal siklus işleminin uygulanmış olması düşünülmektedir. De Souza ve arkadaşlarının (74) rezin simanlarla zirkonyum oksit seramiklerin bağ dayanımı üzerine primerlerin ve yaşlandırma tekniklerinin etkisini araştırdıkları çalışmada, çeşitli primerler kontrol grubu ile karşılaştırılmış ve çalışmamızda da kullanılan Panavia için kontrol grubunda ortalama çekme bağ dayanım değeri kısa süreli suda bekletme ve termal siklus sonrası 2.9-18.2 MPa bulunmuştur. Sonuç olarak MDP içeren rezin simanlar tek başlarına kullanıldığında zirkonya ile olan bağ dayanımını arttırmadığı ve yaşlandırılan örneklerde bağ dayanımının düştüğü belirtilmiştir. Bizim çalışmamızda kontrol grubunda Panavia için ortalama bağ dayanımı değeri 10,28 MPa bulunmuştur. Çalışmamızda siman örneklerinin eş zamanlı olarak polimerize edilmiş olması çalışmalar arasındaki uyumsuzluğun sebebi olarak düşünülmektedir. En yeni adeziv siman tipi kendinden adezivli rezin simanlardır. Konvansiyonel ve adeziv siman sistemlerinin avantajları bu siman sisteminde birleştirilmiştir. GCem rezin simanı 4-META ve UDMA içerir,

4-META metal oksitleri ve diş dokusu ile kimyasal reaksiyon gösterir. Rezin simanlarla birleşimi sayesinde metal oksitlere olan adeziv bağlantıyı kolaylaştırır. UDMA içeriği sayesinde bu rezin simanlar hidrofilik metakrilat grupları içine suyu emer (242, 273). Bu sebeple diş dokusu ile zirkonya restorasyonlar arasındaki adezyonun termal sikludan sonra arttığı bildirilmiştir (129). Keul (153) ve arkadaşları kısa süreli termal siklus uygulanmasının bu siman sisteminin bağ dayanımı üzerine bir etkisinin olmadığını bildirmiştir. Blatz (29), Keul (153) zirkonyum oksitle olan bağ dayanımının bu siman sistemiyle arttığını bildirmiştir. Blatz ve arkadaşlarının (29) farklı adeziv simaların kumlama yapılan ve kumlama yapılmayan (kontrol grubu) zirkonyum oksit seramiklerle olan makaslama bağ dayanımını karşılaştırdıkları çalışmada, çalışmamızda da kullanılan 4- META ve UDMA içeren GCem rezin siman ile hazırlanan ve kumlama yapılmayan kontrol grubundaki örneklere termal siklus işlemi uygulandıktan sonra, rnekerin ortalama makaslama bağ dayanımı değeri 7,9 MPa bulunmuştur. Sonuç olarak, 4-META ve UDMA içeren rezin simanların zirkon yüzeyine bağlanmada önemli rol oynadığını belirtmiştir. Çalışmamızda da kullanılan GCem rezin simanlarla hazırlanan rnekerden kontrol grubunda elde edilen ortalama makaslama bağ dayanım değeri 6,99 MPa bulunmuştur. alışmalar birbirini destekler niteliktedir. Keul ve arkadaşları (153) seramik primerlerinin rezin simanlar ile zirkonya arasındaki makaslama bağ dayanımına etkisini araştırdıkları çalışmalarında kontrol grubunda GCem rezin siman ile hazırlanan örneklere kısa süreli suda bekletme ve termal siklus işlemi uygulandıktan sonra ortalama makaslama bağ dayanım değeri 4,2-10,1 MPa bulunmuştur. Çalışmamızda da kullanılan GCem rezin simanlarla hazırlanan rnekerden kontrol grubunda elde edilen ortalama makaslama bağ dayanımı değeri 6,99 MPa bulunmuştur. alışmalar birbirini destekler niteliktedir.

Ağız içindeki kimyasal, termal ve mekanik faktörler rezin siman ile seramik arasındaki bağlantıyı ve mikro sızıntıyı etkilediği için (63, 66, 111, 247) çalışmamızda literatürün ışığında termal siklus yöntemi yaşlandırma işlemi olarak uygulanmıştır. Yun ve arkadaşları, çalışmalarında hidrolitik adeziv rezinler kullanılıyorsa uzun süreli termal döngü işlemine gerek duyulacağını belirtmiştir (289). Literatürde termal siklus uygulamasına bir standart getirilmemiştir. Uygulanan termal siklusun sıcaklığı, tipi, daldırma zamanı ve banyolar arası transfer zamanında farklılıklar görülmektedir (103). Zirkonya-siman sistemlerin bağ dayanımının değerlendirildiği çalışmalarda çoğunlukla 5- 55 °C (2, 8, 141, 159, 165, 182, 194, 289) sıcaklığında termal siklus işlemi uygulanmıştır. Takeuchi ve arkadaşları (254) ise 5-60 °C ‘de termal döngü işlemini tercih etmiştir. Termal siklusun sayısı ile ilgili de bir standardizasyon yoktur. Ancak yüksek sayıdaki termal siklus uygulamaları kliniği yansıtan cevaplar verebilmektedir. Ayrıca yapılan siklus sayısı da önemlidir. Siklus sayısı ise literatürde 100-50000 arasında değişmektedir (117). Brown ve arkadaşları 10 siklusun bir güne denk geldiğini bildirmiştir. Kim ve arkadaşları ise in-vitro örneklerin siklusunun her bir günün üç kısa periyodu için (her bir periyodun 10 siklus içerdiği) ne kadar güne denk geldiği hakkında bilgi vermemişlerdir, ancak bunun bir günün üç yemek öğününe denk geldiğini söylemiştir (103). Gale ve Darvel 130 adet termal siklus çalışmasında 5-55°C’ nin en yüksek ve en düşük sıcaklık aralığı olduğunu (103), 10000 siklusun yaklaşık olarak 1 yıllık in-vivo fonksiyona yakın olduğunu bildirmiştir (103). Birçok çalışmada Y-TZP yüzeyi aşındırıldığında termal siklus sonrası rezin bağ dayanımının azaldığı bildirilmiştir (28, 176, 282). Çalışmamızda örnekler ISO TR 11450 standardına göre distile suda 24 saat süreyle bekletme ve ardından 5-55 °C’ de 5500 termal siklus uygulanmıştır.

Çalışmamızda bağlantı dayanıklılığı testleri statik ortamda gerçekleştirilmiştir. Ağız ortamındaki restorasyonlar aracılığıyla bağlantı ara yüzeyleri dinamik kuvvetler altındadır. Bu yüzden in-vitro bağlantı dayanıklılığı çalışmalarında yorma testlerinin de yapılmasına ihtiyaç vardır. Böylece adeziv sistemlerin, dolayısıyla rezin simanların in-vivo şartlardaki bağlantı dayanıklılıkları hakkında kliniğe daha yakın bilgiler edinilmesi sağlanacaktır (68). Çalışmalarda malzeme ve adeziv bağlanma sistemi seçmek için var olan önerilerin büyük bölümü in-vitro testlerden dayanak alır. Test metotları çok çeşitlidir ve makaslama testleri en sık kullanılan testlerden biridir (86, 245). İn-vivo restoratif materyallerde bağlantı başarısızlıklarında en çok makaslama şeklinde kırılmaların olduğu düşünülür (114). Bu testin uygulanması kolaydır ve daha az sürede tamamlanır. Aynı zamanda klinik uygulamalarda ortaya çıkan kuvvetleri diğer yöntemlere göre daha iyi taklit eder (114). Mevcut literatürde zirkonya yüzeyinin bağlanma değerlerini araştırmak için çekme testinin kullanıldığı (154) özellikle Kern ve arkadaşlarının (152, 278, 285) tercih ettiği ancak yayınların çok büyük bir bölümünde makaslama testinin tercih edildiği görülmektedir (139, 208, 210, 222, 233, 265, 288). Makaslama test yöntemi ile elde edilen değerler ve daha önceki çalışmaların değerleri karşılaştırılabilir (198). Çalışmamızda örneklere literatür doğrultusunda makaslama testi uygulanmıştır. Makaslama testi, bağlanma dayanımını test etmede oldukça sık kullanılmasına rağmen, ara yüzde oluşturduğu homojen olmayan stres dağılımından dolayı bazı çalışmalarda tercih edilmemektedir (47). Makaslama testlerinin yapılması sırasında universal test cihazının hız değerinin de sonuçlar üzerine etkisi olduğu bildirilmiştir. Yükleme hızı artıkça çatlağın büyümesi için gerekli zaman olmamasından dolayı, dayanıklılık artar ve hatalı verilerin elde edilmesine sebep olabilir. Bu açıdan seçilecek yükleme hızının oldukça düşük olması gerekmektedir (116). Scherrer ve arkadaşları 1mm/dk' dan daha yüksek olan

yükleme hızlarının hatalı sonuçlara yol açtığını bildirmiştir (237). ISO standardına (ISO TR 11405) göre makaslama testi hızı 0.75 ± 0.30 mm/dk' dır (137). Çalışmamızda bu konudaki literatürler (107, 137, 192) doğrultusunda örneklerle makaslama testi 0,5 mm/dk' lık hız ile uygulanmıştır. Makaslama testi sonuçlarına kullanılan zirkonun çeşidi (152), uygulanan yüzey işlemi (141, 152, 249, 270, 278) kullanılan siman sistemi (35, 80, 135, 141), uygulanan termal döngü işlemi ve süresi (28, 176, 282) de etki etmektedir. Literatürde zirkonya ve siman sistemleri arasındaki bağ dayanım değerleri 0-57 MPa arasında değişmektedir (216). Çalışmamızda en düşük değer 1,27 MPa, en yüksek değer ise 25,31 MPa bulunmuştur. Çalışmamızın sonuçları literatürdeki bağlanma değerleri ile uyumludur.

Kırık alanlarının incelenmesinde mikroskopik tekniklerle en iyi detayların alınması gerekmektedir. Taramalı elektron mikroskobu (SEM) fraktografik inceleme için güçlü bir araçtır (70) ve bu inceleme için genellikle hidrate ve yalıtkan olan biyolojik ve klinik örneklerin stabilize edilmesi, kurutulması ve metal ya da karbon ile kaplanması gerekmektedir (188). 1990'larda, hidrate ya da kurutulmuş örneklerin iletken bir malzeme ile kaplanmasına gerek kalmadan direkt incelenmesine olanak tanıyan çevresel taramalı elektron mikroskobu (ESEM) tanıtılmıştır. Çalışmamızda yüzeydeki kırık alanların belirlenmesinde ışık mikroskobu ile birlikte ESEM kullanılmıştır. Kullanılan rezin simana veya termal siklus şartlarına bağlı olmaksızın zirkonya-siman arasındaki bağlanma yüzeyinin incelendiği çalışmalarda büyük oranda adeziv şeklindeki kırılmaların olduğu görülmüştür. Ara yüzde oluşan bağın, simanın polimer veya monomerlerin fonksiyonel kutbu ile zirkonyanın hidroksil grupları arasındaki hidrojen bağları gibi zayıf intermoleküler çekim ile sınırlandırılmış olmasından dolayı adeziv tipte kırılmaların olduğu düşünülmektedir (74, 189). Çalışmamızdaki kırık tiplerinin de büyük bölümü adeziv tiptedir.

Mirmohammadi ve arkadaşlarının (189) 3 farklı rezin simanın bağ dayanımını karşılaştırdıkları çalışmada, Panavia, Rely X Unicem ve Multilink Automix ile zirkon yüzeyine kompozit diskler simante edilmiştir. Mikro makaslama testi sonunda SEM’ de incelenen örneklerin %60’ında koheziv, %40’ında adeziv kırık gözlemlenmiştir. Çalışmamızda MDP içerikli olan Panavia F simanının SEM ve ışık mikroskopunda incelenmesi sonucunda %75 adeziv, %12,5 koheziv ve %12,5 kombine kırık tipi gözlenmiştir. De Souza ve arkadaşlarının (74) rezin simanlarla zirkonyum oksit seramiklerin bağ dayanımı üzerine primerlerin ve yaşlandırma tekniklerinin etkisini araştırdıkları çalışmada, çeşitli primerler kontrol grubu ile karşılaştırılmış ve çalışmamızda da kullanılan Panavia için kontrol grubunda ışık mikroskopunda incelenen örneklerde %70 karışık kırılma, %20-30 adeziv kırılmaların olduğu görülmüştür. Çalışmamızda MDP içerikli olan Panavia F simanının SEM ve ışık mikroskopunda incelenmesi sonucunda %75 adeziv, %12,5 koheziv ve %12,5 kombine kırık tipi gözlenmiştir. Zhang ve arkadaşlarının (293) AlN ile kaplanan zirkonya seramik ile rezin bağ dayanımına kontaminasyonun etkisini araştırdıkları çalışmalarında kontamine olmayan ve Panavia 21 ile hazırlanan örneklerin hepsinde koheziv kırık tipi gözlemlenmiştir. Çalışmamızda Panavia F simanının SEM ve ışık mikroskopunda incelenmesi sonucunda %75 adeziv, %12,5 koheziv ve %12,5 kombine kırık tipi gözlenmiştir.

SEM ve AFM analizi iki boyutlu görüntü ile ortalama yüzey pürüzlülüğünü birleştirerek yüzey topografisini nitel olarak belirler ve sayısal değere dönüştürür (72), denenen yüzey işleminden bağımsız olarak malzeme ile ilgili bilgi verebilir ve malzemenin klinik güvenilirliği ile ilgili öngörude bulunulmasına yardımcı olur (71, 78). AFM ve SEM yüzey detaylarını elde etmek için sıklıkla kullanılır. Bu teknikler yüksek çözünürlük ve detaylı yüzey bilgisi vermeleri gibi avantajlara sahiptir (280).

Bu amaçla bu çalışmada AFM ve SEM analizi farklı yüzey işlemlerinin zirkonya yüzeyinde oluşturdıkları morfolojik değişiklikleri göstermek için kullanılmıştır. Zirkonya yüzeyinin pürüzlülüğünün artması ile yüzey alanı ve mikro mekanik tutuculuk artar (44). Uo ve arkadaşları (265) rezin simanın bağ dayanımını, yüzey pürüzlülüğünün etkilemediğini aksine siman ve silan işleminin anlamlı derecede etkilediğini bildirmiştir. Tanaka (255), Cavalcanti (46), Casucci (44), Oygü (72) ve Subaşı (248) zirkonya yüzeyine uygulanan farklı yüzey işlemlerinin yüzey pürüzlülüğünü arttırdığını bildirmiştir. Uo ve arkadaşları (265) silika kaplanan yüzeyin kumlanan yüzeyden daha pürüzlü olduğunu bildirmiştir. Tanaka ve ark. (255) Y-TZP yüzeyinin silika kaplanması ve kumlanmasının yüzey pürüzlülüğüne etkisini karşılaştırdıkları çalışmada AFM analizi sonucu istatistiksel olarak anlamlı bir fark bulamamıştır. Cavalcanti (46) ve arkadaşlarının farklı yüzey işlemlerinin yüzey pürüzlülüğüne etkisini araştırdıkları çalışmada Er: YAG lazerin yüzey pürüzlülüğünü arttırdığını bildirmiştir. Casucci ve arkadaşlarının (44) farklı yüzey işlemlerinin zirkonya yüzeyine etkilerini karşılaştırdıkları çalışmada zirkonya yüzeyi AFM ile incelenmiştir. Örnek yüzeyleri 125 µm Al₂O₃ ile kumlanmış, 9,5% HF asit ile asitlenmiş, selektif infiltrasyon asitlemesi ile muamele edilmiş (SIE), experimental sıcak asit solüsyonu ile muamele edilmiş (10, 30, 60 dk) ve kontrol grubu olarak hiçbir yüzey işlemine tabi tutulmamıştır. AFM ile inceleme sonucu elde edilen Ra değerleri karşılaştırılmış ve kontrol grubunda 6,94 nm bulunmuştur. Sonuç olarak ise denenen yüzey işlemlerinin Ra değerini arttırdığı bildirilmiştir. Bizim çalışmamızda kontrol grubu için ortalama Ra değeri 43,40 nm bulunmuştur. Çalışmalar arasındaki farklılığın nedeni olarak farklı marka zirkonya örneklerin kullanılmış olması ve dolayısıyla içerik farklılığının olabileceği düşünülmektedir. De Oygü ve arkadaşlarının (72) zirkonya yüzeyinde farklı yüzey işlemlerinin etkilerini

inceledikleri çalışmalarında kontrol grubuna hiçbir yüzey işlemi uygulanmamış, diğer gruba 50 µm boyutunda silika taneciği içeren tribokimyasal silika kaplama işlemi uygulanmış, son grup ise 125 µm tanecik boyutunda Al₂O₃ ile kumlanmıştır. Sonuç olarak kontrol grubu Ra değeri 9,39 nm tribokimyasal silika kaplama grubu Ra değeri 22,10 nm ve kumlama grubu Ra değeri 45,77 nm bulunmuş ve yüzey pürüzlülüğünde istatistiksel olarak anlamlı artış kumlama grubunda görülmüştür. Bizim çalışmamızda kontrol grubunda Ra değeri 43,40 nm, silika kaplanan gruptaki Ra değeri ise 83,00 nm bulunmuştur. Silika kaplanan gruptaki Ra değeri artışı istatistiksel olarak anlamlı bulunmuştur ve silika ile kaplama zirkonya yüzeyinin pürüzlülüğünü arttırmıştır. Çalışmamızda kullanılan silika taneciğinin boyutunun daha büyük olması (110 µm) çalışmaların sonuçlarının arasındaki farklılığın nedeni olarak düşünülmektedir. Subaşı ve arkadaşlarının (248) farklı yüzey işlemleri sonrasında zirkonya yüzeyinde topografik değişiklikleri ve yüzey pürüzlülüğünü değerlendirdikleri çalışmada hiçbir yüzey işlemi uygulanmayan kontrol grubu ile Er: YAG lazer uygulanan, 30 µm boyutunda silika partikülü ile tribokimyasal silika kaplama işlemi uygulanan ve 110 µm tanecik boyutunda Al₂O₃ ile kumlanan gruplar karşılaştırılmıştır. Sonuç olarak Ra değeri kontrol grubunda 221 nm, lazer grubunda 335 nm, silika kaplama grubunda 397 nm, kumlama grubunda ise 753 nm bulunmuş ve tüm yüzey işlemlerinin zirkonya yüzeyini pürüzlendirmek için kullanılabileceğini ancak en etkili yöntemin kumlama olduğu bildirilmiştir. Bizim çalışmamızda kontrol grubunda Ra değeri 43,40 nm, silika kaplama grubunda Ra değeri 83,00 nm bulunmuştur. Çalışmalar arasındaki farklılığın nedeninin farklı marka zirkonyanın tercih edilmiş olmasından kaynaklandığı düşünülmektedir.

BÖLÜM V

SONUÇ ve ÖNERİLER

Bu çalışmada elde edilen verilerin değerlendirilmesi ışığında aşağıdaki sonuçlara ulaşılabilir:

1. Zirkonya yüzeyine uygulanan yüzey hazırlık işlemleri, yapıştırıcı rezin simanların bağ dayanımını belirgin oranda arttırmıştır.

2. Polikarboksilat esaslı konvansiyonel siman olan Poly-F yüzey işlemlerinden bağımsız olarak en başarısız siman grubu olmuştur. Burada bağlantının tamamen mekanik olması ve zirkon yüzeyine yapışma özelliğinin düşük olması etkilidir.

3. Panavia, MDP içeriğinin fosfat ester gruplarıyla direkt olarak metal oksitlere bağlanması sayesinde hiçbir yüzey işlemi uygulanmadan da zirkonya ile kimyasal olarak bağlanarak bağlantıyı arttırmaktadır.

4. Zirkonya yüzeyine primer uygulanması invaziv olmayan bir yöntemdir ve MDP içeren rezin simanlarla kombine kullanıldığı takdirde yüksek bağ dayanım değeri elde edildiği gözlenmiştir. Çalışmamızda da kullanılan AlN ile zirkonya yüzeyinin kaplanması yönteminin uygulama şartları zordur. En yüksek bağ dayanım değeri ise GCem ile birlikte kullanılması durumunda elde edilmiştir.

5. Lazer yüzey işlemi zirkon yüzeyinde istenilmeyen mikro çatlaklara neden olmaktadır.

6. Lazer ile en yüksek bağ dayanım değeri ise GCem ile birlikte kullanılması durumunda elde edilmiştir.

7. Çalışmada kullanılan simanların içerisinde GCem en başarılı siman olmuştur. UDMA ve 4-META içeriği sayesinde zirkonya yüzeyine kimyasal olarak bağlanmaktadır.

8. Rocatec ile tribokimyasal yüzey işlemleri kullanılan diğer yöntemler içinde en başarılı yüzey işlemi olmuştur. Tribokimyasal yüzey işleminin ilk aşaması olan kumlama işleminin de etkisi ile zirkonyanın yüzeyinde oluşan mikro tutuculuk alanları ile mekanik bağlantı geliştirilmiş, silan bağlayıcı ajanın bir ucuna yüzeye tutunan silika partikülleri diğer ucuna ise rezin simanın metakrilat grupları bağlanarak kimyasal bağlantı meydana gelmiştir.

9. Yüzey pürüzlülüğünün değerlendirilmesi için kullanılan AFM analizi sonucunda Rocatec ile tribokimyasal silika kaplama işleminin zirkonya yüzeyinin pürüzlülüğünü arttırdığı gözlenmiştir.

10. İn-vitro koşullar ile in-vivo durumu bağdaştırmak zor olmakla beraber elde edilen bilgiler klinik uygulamalara rehberlik edecek niteliktedir.

BÖLÜM VI

ÖZET

Zirkonya Alt Yapıya Uygulanan Farklı Yüzey İşlemlerinin Zirkonya-Siman Arasındaki Fiziksel Bağlanma Özelliklerine Etkisinin Araştırılması

Zirkonya üstün mekanik ve estetik özellikleri sayesinde protez alt yapı materyali olarak günümüzde sıklıkla tercih edilmektedir. Ancak zirkonyanın stabil yapısı nedeniyle rezin simantasyonunda istenilen bağlantı değerleri elde edilememektedir. Bu nedenle zirkonyanın yüzey özelliklerini değiştirmek ve simanlara bağlanmasını arttırmak için çok sayıda yöntem ve malzeme denenmektedir. Bizim in-vitro çalışmamızda simantasyon öncesi farklı yüzey işlemleri uygulanan zirkonya örneklerle simanlar arasındaki bağ dayanımı makaslama testi ile ölçülmüş ve ölçülen bağ dayanım sonuçları karşılaştırılmıştır.

Bu çalışmada zirkonya bloklardan (Ava Dent, İtalya) makaslama testi için 10 tane (2,1×2,1×1 cm) zirkon blok elde edildi. Elde edilen örnekler önce beş yüzey hazırlık işlemi grubuna [Kontrol, zirkonya primer (Z-Prime Bisco, Schaumburg, İsrail), Rocatec ile tribokimyasal silika kaplama (3M Espe, Almanya), AlN ile kaplama (H.C. Stark, Almanya), lazer uygulama (Fotono, Slovenya)] göre gruplandırıldı. Sonra beş siman grubuna [Panavia F 2.0 (Kuraray Medical, Japonya), Super Bond (Sun Medical, Japonya), G-Cem Automix (GC, Japonya), Bifix QM (Voco, Liechtenstein) ,Poly F (Dentsply, Danimarka)] göre alt gruplara (n=8, toplam=200) ayrıldı. 2 mm yüksekliğinde 3 mm çapında bioplastdan (Biostar Great Lakes Orthodontics, A.B.D) hazırlanan kalıplara yerleştirilen simanlardan rezin içerikli olanlar her bir taraftan 20 sn toplamda 60 sn saniye ışık uygulanarak (Bluephase, Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein) polimerize edildi, kimyasal yoldan polimerize olan Poly-F ve Super Bond simanları polimerize olmaya bırakıldı.

Hazırlanan örnekler 5-55°C’ de 5500 kez termal döngü işlemine tabi tutuldu. Ardından örneklerle universal test makinesinde 0,5 mm/dk hız ile (Autograph, Shimadzu, Japonya) makaslama testi uygulandı. Bağ dayanım değerleri (MPa $\pm$ SS) kaydedildi ve istatistiksel analizleri (Shapiro-Wilk, ANOVA, $p<0.05$) yapıldı. Kırık alanları çevresel taramalı elektron mikroskobu (ESEM) (Quanta 250 FEG SEM , FEI., Oregon, A.B.D) kullanılarak incelendi. Kırık tiplerinin dağılımı ışık mikroskobu (Leica, Almanya) kullanılarak (ki kare, $p<0.05$) istatistiksel olarak değerlendirildi. Son olarak en düşük ve en yüksek bağlanma değerleri elde edilen kontrol ve Rocatec ile tribokimyasal silika kaplama grubunda ortalama yüzey pürüzlülük değerleri AFM (Veeco Metrology Group, A.B.D) ile istatistiksel (Kolmogorov-Smirnov, Kruskal-Wallis $p<0.05$) olarak değerlendirildi.

Ortalama SBSD (shear bond strength değerleri) siman gruplarından bağımsız olarak incelendiğinde; ROC grubu ($16,42\pm5,59$) tüm yüzey işlemi grupları içinde en yüksek bağlanma değerine sahip yüzey işlemi grubu olarak bulunmuştur ($p<0.05$). KON grubu ($6,07\pm9,02$ siman gruplarından bağımsız olarak incelendiğinde en düşük bağlanma dayanımının görüldüğü yüzey işlemi grubu olmuştur ($p<0.05$).

Ortalama SBSD değerleri yüzey işlemi gruplarından bağımsız olarak incelendiğinde; POL ($1,93\pm1,13$) grubu en düşük bağ dayanımı gösteren siman grubu olmuştur ($p<0.05$). GC grubu ($13,53\pm7,51$) yüzey işlemi gruplarından bağımsız olarak incelendiğinde en yüksek bağ dayanımı gösteren siman grubu olmuştur ($p<0.05$).

Siman gruplarından bağımsız olarak yüzeylerdeki adeziv/koheziv/kombine kırıklar için tüm gruplar arasındaki fark istatistiksel olarak anlamlı değildir ($p>0.05$).

Tüm gruplar içinde en yüksek ortalama makaslama bağ dayanımı değeri Rocatec ile tribokimyasal yüzey işlemi ve GCem adeziv simanın kombine kullanımı

ile elde edilmiştir. AFM analizinde Rocatec ile tribokimyasal yüzey işlemi sonucunda zirkonyum oksit yüzey pürüzlülüğünün anlamlı derecede arttığı görülmüştür.

İn-vitro koşullarda yapılan bu çalışma sonucunda zirkonya restorasyonların adeziv simantasyon protokolü için Rocatec ile tribokimyasal işlem sonrasında GCem simanın kullanılması bir alternatif olarak görülebilir.

ABSTRACT

Investigation of Effects of Surface Treatment Applied Zirconia Copings Between Zirconia-Cement Physical Binding Properties

Zirconia is often preferred for framework material for fixed dental prostheses because of its superior mechanic and esthetics performance. However zirconia has durable structure, it can't possible to obtain intended bond strength. Therefore, several methods and materials have been investigated for modify zirconias' surface properties and enhance the bond with cements.

In our in-vitro study, bond strength between zirconia specimens that were treated with different methods and cements were measured with shear bond test and compared the results.

In present study, (2,1×2,1×1 cm) 10 zirconia specimens were prepared for shear bond strength from zirconia blocks (Ava Dent, Italy). First the specimens were divided into five surface treatment groups [control, zr primer, (Z-Prime, Bisco, Schaumburg, Israel), tribochemical silica covering with Rocatec (3M Espe, Germany), covering with AlN (H.C. Stark, Germany), and treating with laser (Fotono, Slovenia)]. Then, divided into five cement subgroups, [Panavia F 2.0 (Kuraray Medical, Japan), Super Bond (Sun Medical, Japan), G-Cem Automix (GC, Japan), Bifix QM (Voco, Liechtenstein) ,Poly F (Dentsply, Denmark)]. n=8 for each subgroups, total specimens were 200.

2 mm height 3 mm diameter transparent plastic cylindrical tubes (Biostar Great Lakes Orthodontics U.S.A) was positioned perpendicularly onto the zirconia surface to build up cements. Then samples were polymerized with LED (Bluephase, Ivoclar

Vivadent, Schaan, Liechtenstein) 60 sn from each side. Because of Poly-F and Super Bond are chemical polymerized wait for their curing time. Specimens were thermo cycled 5-55° C 5500 times. Shear bond test were performed in a universal testing machine with cross-head speed 0,5 mm/min (Autograph, Shimadzu, Japan,). The bond strength values (MPa $\pm$ SD) were recorded and statistically analyzed (Shapiro-Wilk , ANOVA, $p < 0.05$). The fracture sites were examined with an environmental scanning electron microscopy (ESEM) (Quanta 250 FEG SEM , FEI., Oregon, USA). The fracture types were determined by using a light microscopy (Leica, Germany) statistically analyzed (chi square, $p < 0.05$). The lowest and the highest values obtained control and tribochemical silica treatment groups mean surface roughness (Ra) values examined with AFM (Veeco Metrology Group, U.S.A) and statistically analyzed (Kolmogorov-Smirnov, Kruskal–Wallis, $p < 0.05$).

The mean SBS (shear bond strength) value for group ROC (16,42 $\pm$ 5,59) is the highest bond strength value in all surface treatment groups independent of cement groups ($p < 0.05$). Group CON (6,07 $\pm$ 9,02) has the lowest value in surface treatment groups independent of cement groups ($p < 0.05$).

The mean SBS value for group POL (1,93 $\pm$ 1,13) is the lowest and for group GC (13,53 $\pm$ 7,51) is the highest bond strength value in all cement groups independent of surface groups ($p < 0.05$).

When fracture types (adhesive/cohesive/combined) were evaluated no significant differences were observed among all groups ($p > 0.05$).

In all groups the highest mean SBS value was observed in combination of tribochemical silica coating with Rocatec and GCem resin cement. According to AFM analyze results, tribochemical silica coating with Rocatec increases surface roughness (Ra) significantly ($p < 0.05$).

In light of this in-vitro study for adhesive cementation protocol of zirconia restorations the tribochemical silica coating with Rocatec and using GCem cement is might be an alternative method.

BÖLÜM VII

KAYNAKLAR

1. Aboushelib M.N, Kleverlaan C.J, Feilzer A.J. (2007). Selective infiltration-etching technique for a strong and durable bond of resin cements to zirconia-based materials. *J. Prosthet. Dent.*, 98: 379-388.
2. Aboushelib M.N. (2011). Evaluation of zirconia/resin bond strength and interface quality using a new technique. *J. Adhes. Dent.*, 13: 255-260.
3. Aboushelib M.N., Feilzer A.J., Kleverlaan C.J. (2010). Bonding to zirconia using a new surface treatment. *J. Prosthodont.*, 19: 340-346.
4. Aboushelib M.N., Kleverlaan C.J., Feilzer A.J. (2008). Effect of zirconia type on its bond strength with different veneer ceramics. *J. Prosthodont.*, 17: 401-408.
5. Aboushelib M.N., Matinlinna J.P. (2011). Combined novel bonding method of resin to zirconia ceramic in dentistry: a pilot study. *J. Adhes. Sci. Technol.*, 25: 1049-1060.
6. Aboushelib M.N., Matinlinna J.P., Salameh Z., Ounsi H. (2008). Innovations in bonding to zirconia-based materials, Part I. *Dent. Mater.*, 24: 1268-1272.
7. Akin H., Turgut F., Akin G.E., Güney U., Muta B. (2012). Effect of Er:YAG laser application on the shear bond strength and microleakage between resin cements and Y-TZP ceramics. *Lasers Med. Sci.*, 27 (2): 333-338.
8. Akyıl M.S., Uzun I.H., Bayındır F. (2010). Bond strength of resin cement to yttrium-stabilized tetragonal zirconia ceramic treated with air abrasion, silica coating and laser irradiation. *Photomed. Laser Surg.*, 28: 801-808.

9. AL-Amleha B., Lyons B.K., Swain B.K. (2010). Review Article Clinical trials in zirconia: a systematic review. *Journal of Oral Rehabilitation*, 37 (8): 641-652.
10. Alghazzawi T., Lemons J., Liu P.R., Essig M., Bartolucci A., Janowski G. (2012). Influence of Low-Temperature Environmental Exposure on the Mechanical Properties and Structural Stability of Dental Zirconia. *Journal of Prosthodontics*, 21 (5): 363-369.
11. Allen E.P., Bayne S.C., Becker I.M., Donovan T.E., Hume W.R., Kois J.C. (1999). Annual review of selected dental literature: report of committee on scientific investigation of the American Academy of restorative dentistry. *J. Prosthet. Dent.*, 82: 27-66.
12. Amaral R., Özcan M. (2006). Microtensile bond strenght of a resin cement to glass infiltrated zirconia reincorced ceramic. *Dental Materials*, 22: 283-290.
13. Amaral R., Özcan M., Bottino A.M.,Valandro L.P. (2006). Microtensile bond strength of a resin cement to glass infiltrated zirconia-reinforced ceramic: The effect of surface conditioning. *Dental Materials*, 22: 283-290.
14. Anusavice K.J. (1993). Recent developments in restorative dental ceramics. *JADA*, 124: 72-84.
15. Anusavive K.J. (2003). Dental ceramics, in *Philips science of dental materials*. Saunders, Missori, 655-719.
16. Archakov A. I., Ivanov Y. D., Lisitsa A. V., Zgoda V.G. (2007). AFM fishing nanotechnology is the way to reverse the Avogadro number in proteomics. *Proteomics*, 7 (1): 4-9. AFM-7-
17. ASTM, C1161-94. (1996) Standard test method for flexural strength of advanced ceramics at ambient temperature, 226-232.

18. Atsu S.S., Kılıçarslan M.A. Küçükeşmen H.C., Aka P.S. (2006). Effect of zirconium-oxide ceramic surface treatments on the bond strength to adhesive resin. *J. Prosthet. Dent.*, 95 (6): 430-436.
19. Barattin R., Voyer N. (2008). Chemical modifications of AFM tips for the study of molecular recognition events. *Chem. Commun.*, 7: 1513-1532.
20. Barcalay C.W., Boyle E.L., Williams R., Marquis P.M. (2002). The effect of thermocycling on five adhesive luting cements. *Journal of Oral Rehabilitation*, 29: 546-552.
21. Barghi N. (1998). Enhancing the esthetics of porcelain veneers with luting resin. *Compendium*, 10 (5): 1-10.
22. Baro A.E., Reibenfenger R.G. (2012). Atomic Force Microscopy in liquid, biological applications. Wiley, Toronto, s: 3-32.
23. Bektaş Ö.Ö. Siso Ş.H. Eren D. (2006). Işık Kaynakları, Polimerizasyon ve Klinik Uygulamalar. *E.Ü. Dişhek. Fak. Derg.*; 27: 117-124.
24. Berit I., Ardlin. (2002). Transformation-toughened zirconia for dental inlays, crowns and bridges: chemical stability and effect of low-temperature aging on flexural strength and surface structure. *Dent. Mater.*, 18 (8): 590-595.
25. Berry T., Barghi N., Chung K. (1999). Effect of water storage on the silanization in porcelain repair strength. *Journal of Oral Rehabilitation*, 26: 459-463.
26. Beuer F., Edelhoff D., Gernet W., Sorensen J. (2009). Three-year clinical prospective evaluation of zirconia-based posterior fixed dental prostheses (FDPs). *Clin. Oral. Investig.*, 13: 445-451.
27. Bieniek K., Marx R., Mulert A. (1991). System Zur Intra oral eneparatur Von Keramischen Verblendungen Eine In Vitro Studie Der Haftfestigkeit. *Z.W.R.*, 11: 848-852.

28. Blatz M., Chiche G., Holst S., Sadan A. (2007). Influence of surface treatment and simulated aging on bond strengths of luting agents to zirconia. *Quint. Int.*, 38: 745-753.
29. Blatz M.B., Phark J.H., Özer F., Mante F.K., Saleh N., Bergler M., Sadan A. (2010). In vitro comparative bond strength of contemporary self-adhesive resin cements to zirconium oxide ceramic with and without air-particle abrasion. *Clin. Oral Investig.*, 14: 187-192.
30. Blatz M.B., Sadan A., Blatz U. (2003). The effect of silica coating on the resin bond to the intaglio surface of Procera All Ceram restorations. *Quintessence Int.*, 34: 542-547.
31. Blatz M.B., Sadan A., Kern M. (2003). Resin-ceramic bonding: a review of literature. *J. Prosthet. Dent.*, 89: 268-274.
32. Blatz M.B., Sadan A., Martin J., Lang B. (2004). In vitro evaluation of shear bond strengths of resin to densely-sintered high-purity zirconium-oxide ceramic after long-term storage and thermal cycling. *J. Prosthet. Dent.*, 91: 356-362.
33. Bornemann G. (2003). Prospective clinical trial with conventionally luted zirconia based fixed partial dentures. *J. Dent. Res.*, 82: 117.
34. Bottino M.A., Valandro L.F., Scotti R., Buso L. (2005). Effect of surface treatments on the resin bond to zirconium-based ceramic. *Int. J. Prosthodont.*, 18: 60-65.
35. Braga R.R., Meira J.B.C., Boaro L.C.C., Xavier T.A. (2010). Adhesion to tooth structure: A critical review of “macro” test methods. *Dental Materials*, 26: 38-49.
36. Brentel A.S., Özcan M., Valandro L.F., Alarça L.G., Amaral R., Bottino M.A. (2007). Microtensile bond strength of a resin cement to feldspathic ceramic after

- different etching and silanization regimens in dry and aged conditions. *Dental Materials*, 23: 1323-1331.
37. Breschi L., Mazzoni A., Ruggeri A., Cadenaro M., Di Lenarda R., De Stefano Dorigo E. (2008). Dental adhesion review: aging and stability of the bonded interface. *Dent. Mater.*, 24: 90-101.
 38. Burke F.J., Flemming G.I., Nathanson D., Marquis P.M. (2002). Are adhesive technologies needed to support ceramics? An assessment of the current evidence. *J. Aesthet. Dent.*, 4: 7-22.
 39. Cales B., Stefani Y. (1995). Yttria-stabilized zirconia for improved orthopedic protehesesis. *Encyclopedic handbook of biomaterials and bioengineering*, Marcel Dekker, New York, s: 415-452.
 40. Calvert G. (2010). Bonding to ceramics: scientific evidences for clinical dentistry. *British Dental Journal*, 209: 99.
 41. Carter J.M., AlMudafar J., Sorensen S.E. (1979). Adherence of a nickel chromium alloy and porcelain. *J. Prosthet. Dent.*, 41: 167-172.
 42. Carvalho F.A., Martins I.C., Santos N.C. (2013) Atomic force microscopy and force spectroscopy on the assessment of protein folding and functionality. *Archives of Biochemistry and Biophysics* 531: 116–127.
 43. Casucci A. Osorio E., Osorio R., Monticelli F., Toledano M., Mazzitelli C. Ferrari M. (2009). Influence of different surface treatments on surface zirconia frameworks. *Journal of Dentistry*, 37 (11): 891-897.
 44. Casucci A., Mazzitellia C., Monticelli F., Toledanoc M., Osorioc R., Osorioc, E. Papacchinia F., Ferrari M. (2010). Morphological analysis of three zirconium oxide ceramics: Effect of surface treatments. *Dental Materials*, 26: 751-760.

45. Cattell M.J., Clarke R.L., Lynch E.J. (1997). The biaxial flexural strength and reliability of four dental ceramics. *J. Dent.*, 25 (5): 409-414.
46. Cavalcanti A.N., Pilecki P., Foxton R.M., Watson T.F., Oliveira M.T., Gianinni M., Marchi G.M. (2009). Evaluation of the surface roughness and morphologic features of Y-TZP ceramics after different surface treatments. *Photomed. Laser Surg.*, 27: 473–479.
47. Chadwick R.G., Mason A.G., Sharp W. (1998). Attempted evaluation of three porcelain repair systems; what are we really testing? *J. Oral Rehabil.*, 25: 610-615.
48. Chan C.M., Ko T.M., Hiraoka H. (1996). Polymer surface modifications by plasmas and photons. *Surf. Sci. Rep.*, 24: 1-54.
49. Cheal, R.L., Yong, J.P. (2003). Characteristics of UV photodetector fabricated by $\text{Al}_{0.3}\text{Ga}_{0.7}\text{N}/\text{GaN}$ heterostructure. *J. Cryst. Growth*, 252: 51-57.
50. Chevalier J. (2006). What future for zirconia as a biomaterial? *Biomaterials*, 27: 535-543.
51. Chevalier J., Gales B., Drouin J.M. (1999). Low temperature aging of Y- TZP ceramics. *Am. Ceram. Soc.*, 82: 2150-2154.
52. Chevalier J., Gremillard L., Deville S. (2007). Low-temperature degradation of zirconia and implications for biomedical implants. *Annu. Rev. Mater. Res.*, 37: 1-32.
53. Chevalier J., Loh J., Gremillard L., Meille S., Adolfson E. (2011). Low-temperature degradation in zirconia with a porous surface. *Acta Biomaterialia*, 7: 2986-2993.
54. Chevalier J., Olagnon C., Fantozzi G. (1999). Subcritical crack propagation in 3Y-TZP ceramics: static and cyclic fatigue. *J. Am. Ceram. Soc.*, 82: 3128-3129.

55. Christel P., Meunier A., Heller M., Torre J.P., Peill C. N. (1989). Mechanical properties and short-term *in vivo* evaluation of yttrium oxide partially stabilized zirconia. *Journal of Biomedical Materials Research*, 23: 45-61.
56. Christensen G.J. (1998) Seating non-metal crowns or fixed partial dentures with resin cement. *J. Am. Dent. Assoc.*, 129: 239-241.
57. Cowan A.J., Wilson N.H.F., Wilson M.A., Watts D.C. (1996). The application of ESEM in dental materials research. *Journal of Dentistry*, 24: 375-377.
58. Craig R.G., Powers J.M. (2002). *Restorative dental materials*, 11th edi., St. Luis, Mosby, s: 237-239.
59. Creugers N.H., Kayser A.F., Vant Hof M.A. (1994). A meta-analysis of durability data on conventional fixed bridges. *Community Dent. Oral Epidemiol* Dec., 22 (6): 448-452.
60. Crispin B.J., Hewlett E.R., Jo Y.H., Hobo S., Hornbrook D. (1994). Ceramic Veneers, *Contemporary Esthetic Dentistry: Practice Fundamentals*. Quintessence Yayıncılık, s: 241-291.
61. Curtis A.R, Wright A.J, Fleming G.J.P. (2005). The influence of surface modification techniques on the performance of a Y-TZP dental ceramic. *J. Dent.*, 34 (3): 195-206.
62. Çehreli M., Kökat A., Akça K. (2009). CAD/CAM Zirconia vs. slip-cast glass infiltrated Alumina / Zirconia all-ceramic crowns: 2-year results of a randomized controlled clinical trial. *J. Appl. Oral. Sci.*, 17: 49-55.
63. Darbyshire P.A., Messer L.B. and Douglas W.H. (1988). Microleakage in class II composite restorations bonded to dentin using thermal and load cycling. *Journal of Dental Research*, 67 (3): 585-587.

64. Davidson C.L. (2006). Operatif diş hekimliğinde gelişmeler, geleceğe meydan okumak. Quintessence yayıncılık, s: 161-172.
65. Dayangaç B. (2000). Kompozit rezin restorasyonlar. Güneş Kitabevi, Ankara, s: 20-57.
66. De Castro A.K.B., Pereira P.N.R., Pimenta L.A., Thompson J.Y. (2004). Effect of thermal and mechanical load cycling on nanoleakage of Class II restorations. *Journal of Adhesive Dentistry*, 6 (3): 221-226.
67. De Castro H.L., Corazza P.H. Paes-Júniora T. Della Bona A. (2012). Influence of Y-TZP ceramic treatment and different resin cements on bond strength. *Dent. Mater.*, 28 (11): 1191-1197.
68. De Munck J., Braem M., Wevers M., Yoshida Y., Inoue, S., Suzuki K., Lambrechts P., Van Meerbeek B. (2005). Micro-rotary fatigue of tooth-biomaterial interfaces. *Biomater.*, 26: 1145-1153.
69. De Munck J., Vargas M., Van Landuyt K., Hikita K., Lambrechts P., Van Meerbeek B. (2004). Bonding of an auto-adhesive luting materials to enamel and dentin. *Dental Materials*, 20: 963-971.
70. De Oliveira Hein L.R., de Campos K.A., de Oliveira Caltabiano P.C.R. (2012). Low voltage and variable-pressure scanning electron microscopy of fractured composites. *Micron*, 43: 1039-1049.
71. De Oyağü R.C., Monticelli F., Toledano M., Osorio E., Ferrari M., Osorio R. (2009). Effect of water aging on microtensile bond strength of dual-cured resin cements to pre-treated sintered zirconium-oxide ceramics. *Dental Materials*, 25: 392-339.

72. De Oyagüe R.C., Monticelli F., Toledano M., Osorio E., Ferrari M., Osorio R. (2009). Influence of surface treatments and resin cement selection on bonding to densely-sintered zirconium-oxide ceramic. *Dental Materials*, 25: 172-179.
73. De Oyagüe R.C., Osorio R., da Silveira B.L., Toledano M. (2011). Comparison of bond stability between dual-cure resin cements and pretreated glass-infiltrated alumina ceramics. *Photomed. Laser Surg.*, 29 (7): 465-475.
74. De Souza G.M., Silva N.R., Paulillo L.A., De Goes M.F., Rekow E.D., Thompson V.P. (2010). Bond strength to high-crystalline content zirconia after different surface treatments. *J. Biomed. Mater. Res. B Appl. Biomater.*, 93: 318-323.
75. Değer S., Canikoğlu B. (1997). Metal-Seramik Restorasyonların Ağız-içi Tamir Yöntemleri. *G.Ü. Dişhek. Der.*, 26: 184-190.
76. Della Bona A. (2005). Characterizing ceramics and the interfacial adhesion to resin. II. The relationship of surface treatment bond strength interfacial. *Journal of Applied Oral Science*, 13: 101-109.
77. Della Bona A., Anusavice K.J. (2002). Microstructure composition and etching topography of dental ceramics. *Int. J. Prosthodont.*, 15: 159-167.
78. Della Bona A., Anusavice K.J., Hood J.A.A. (2002). Effect of ceramic surface treatment on tensile bond strength to a resin cement. *Int. J. Prosthodont.*, 15: 248-253.
79. Della Bona A., Borba M., Benetti P., Cecchetti D. (2007). Effect of surface treatments on the bond strength of a zirconia-reinforced ceramic to composite resin. *Brazilian Oral Research*, 21: 10-15.

80. Della Bona A., Donassollo T.A., Demarco F.F., Barrett A.A., Mecholsky Jr J.J. (2007). Characterization and surface treatment effects on topography of a glass-infiltrated alumina/ zirconia-reinforced ceramic. *Dental Materials*, 23: 769-775.
81. Della Bona A., Noort R. (1995). Shear vs. Tensile Bond Strength of Resin Composite Bonded to Ceramic. *J.D.R*, 74: 1591-1596.
82. Della Bona A., Van Noort R. (1998). Ceramic surface preparations for resin bonding. *Am. J. Dent.*, 11: 276-280.
83. Demir N., Subaşı M.C., Öztürk N. (2012). Surface Roughness and Morphologic Changes of Zirconia Following Different Surface Treatments. *Photomed. Laser Surg.*, 30: 339-345.
84. Denes F. (1997). Synthesis and surface modification by macro-molecular plasma chemistry. *TRIP*, 5: 23-28.
85. Denry I.L, Holloway J.A. (2006). Microstructural and crystallographic surface changes after grinding zirconia-based dental ceramics. *J. Biomed. Mater. Res B: Appl Biomater*, 76: 440-448.
86. Derand P., Derand T. (2000). Bond strength of luting cements to zirconium oxide ceramics. *Int. J. Prosthodont.*, 13: 131-135.
87. Dérand T., Molin M., Kvam K. (2005). Bond strength of composite luting cement to zirconia ceramic surfaces. *Dent. Mater.*, 21: 1158-1162.
88. Dias Souza G., Thompson V., Braga R. (2011). Effect of metal primers on microtensile bond strength between zirconia and resin cements. *J. Prosthetic Dentistry*, 105 (5): 296-303.
89. Diaz-Arnold A.M., Aquilino S.A (1989). An Evaluation of The Bond Strengths of Four Organosilane Materials in Response The Thermal Stress. *J. Prosthet. Dent.*, 62: 257-260.

90. Diaz-Arnold A.M., Vargas M.A., Haselton D.R. (1999). Current status of luting agents for fixed prosthodontics. *J. Prosthet. Dent.*, 81: 135-141.
91. Didier D., Spreafico R. (1997). Adhesive metal-free restorations. Quintessence Yayıncılık, s:192-197.
92. Dietschi D., Moor L. (1999). Evaluation of the marginal and internal adaptation of different ceramic and composite inlay systems after an in vitro fatigue test. *J. Adhes. Dent.*, 1: 41-56.
93. El-Badrawy W.A., El-Mowafy O.M. (1995). Chemical versus dual curing of resin inlay cements. *J. Prosthet. Dent.*, 73: 515-524.
94. El-Mowafy O.M., Rubo M.H., El-Bradley W.A. (1999). Hardening of new resin cements cured through a ceramic inlay. *Oper. Dent.*, 24: 38-44.
95. Erdilek D., Dörter C., Koray F., Kunzelmann K.H., Efes B.G., Gomec Y. (2009). Effect of Thermo-mechanical Load Cycling on Microleakage in Class II Ormocer Restorations. *Eur. J. Dent.*, 3: 200-205.
96. Ernst C.P., Cohnen U., Stender E., Willershausen B. (2005). In vitro retentive strength of zirconium oxide ceramic crowns using different luting agents. *Journal of Prosthetic Dentistry*, 93: 551-558.
97. Ersu B., Yüzügüllü B., Yazıcı A.R., Canay S. (2009). Surface roughness and bond strengths of glass-infiltrated alumina-ceramics prepared using various surface treatments. *Journal of Dentistry*, 37: 848-856.
98. Fabris S., Panxton A.T., Finnis M.W. (2002). A stabilization mechanism of zirconia based on oxygen vacancies only. *Acta. Mater.*, 50 (20): 5171-5178.
99. Ferrari M., Vichi A., Feilzer A. (2006). Operatif diş hekimliğinde gelişmeler, güncel pratik uygulamalar. Quintessence yayıncılık, 1: 95-107.

100. Filho A.M., Viera L.C.C., Araujo E., Junio S.M. (2004). Effect of Different Ceramic Surface Treatments on Resin Microtensile Bond Strength. *Journal of Prosthodontics*, 13: 28-35.
101. Fischer J., Grohmann P., Stawarczyk B. (2008). Effect of Zirconia Surface Treatments on the Shear Strength of Zirconia/Veneering Ceramic Composites. *Dent. Mater.*, 27: 448-451.
102. Foxton R.M., Cavalcanti A.N., Nakajima M., Pilecki P., Sherriff M., Melo L., Watson T.F. (2011). Durability of Resin Cement Bond to Aluminium Oxide and Zirconia Ceramics after Air Abrasion and Laser Treatment. *Journal of Prosthodontics*, 20: 84-92.
103. Gale M.S., Darvell B.W. (1999). Thermal cycling procedures for laboratory testing of dental restorations. *Journal of Dentistry*, 27 (2): 89-99.
104. Garvie R.C., Hannink R.H.J., Pascoe R.T. (1975). Ceramic steel? *Nature*, 258: 703- 704.
105. Germano F., Bramanti E., Arcuri C., Cecchetti F., Cicciù M. (2013). AFM of bacteria from periodontal subgingival biofilm: Preliminary study results. *E.D.J.*, 7 (2): 152-158.
106. Gladwin, M., Bagby, M. (2000). *Clinical Aspects of Dental Materials*, 1st ed., Lippincott, Williams & Wilkins, Philadelphia. s: 44.
107. Gomes A.L., Ramos J.C., Riego S.S., Montero J., Albaladejo A. (2014). Thermocycling effect on microshear bond strength to zirconia ceramic using Er: YAG and tribochemical silica coating as surface conditioning. *Lasers Med Sci*, (Article in press)

108. Gökçe B. (2012). Effects of Er: YAG Laser Irradiation on Dental Hard Tissues and All-Ceramic Materials: SEM Evaluation Scanning electron microscopy, Edited by Viacheslav Kazmiruk, s: 179-203.
109. Gökçe B., Özpınar B. , Dündar M., Çömlekoglu E., Sen B. H., and Güngör M. A. (2007). Bond Strengths of All-Ceramics: Acid vs Laser Etching. *Op. Dent.*, 32: 173-178.
110. Guazzato M., Albakry M., Ringer S.P., Swain M.V. (2004). Strength, fracture toughness and microstructure of a selection of all-ceramic materials. Part II, Zirconia-based dental ceramics. *Dent. Mater.*, 20 (5): 449-456.
111. Hadavi F., Hey J.H., Ambrose E.R., Louie P.W., Shinkewski D.J. (1993). The effect of dentin primer on the shear bond strength between composite resin and enamel. *Oper. Dent.*, 18: 61-65.
112. Hakimeh S., Vaidyanathan J., Houpt M.L., Vaidyanathan T.K., Von Hahen S. (2000). Microleakage of compomer class V restorations: Effect of load cycling, thermal cycling, and cavity shape differences. *Journal of Prosthetic Dentistry*, 83 (2): 194-203.
113. Hammad I.A., Talic Y.F. (1996). Designs of bond strength tests for metal-ceramic complexes. *J. Prosthet. Dent.*, 75: 602-608.
114. Hammad I.A., Goodkind R.J., Gerberich W.W. (1987). A shear test for the bond strength of ceramometals. *J. Prosthet. Dent.*, 58: 431-437.
115. Hannink R.H.J., Kelly P.M., Muddle B.C. (2000). Transformation Toughening in Zirconia-Containing Ceramics. *Journal of the American Ceramic Society*, 83 (3): 461-487.
116. Hara A.T., Pimenta L.A.F., Rodriges A.L. (2001). Influence of cross-head speed on resin-dentin shear bond strength. *Dental Materials*, 17 (2): 165-169.

117. Harper R.H., Schnell R.J., Swartz M.L., Phillips R.W. (1980). In vivo measurements of thermal diffusion through restorations of various materials. J. Prosthet. Dent., 43: 180-185.
118. Hasegawa E.A., Boyer D.B., Chan D. (1991). Hardening of dual-cured cements under composite resin inlays. J. Prosthet. Dent. 66: 187-192.
119. Heikkinen T.T., Lassila L.V., Matinlinna J.P., Vallittu P.K. (2007). Effect of operating air pressure on tribochemical silica-coating. Acta Odonto. Scand., 65: 241-248.
120. Hisbergues M.,Vendeville S.,Vendeville P. (2009). Zirconia: Established Facts and Perspectives for a Biomaterial in Dental Implantology. Journal of Biomedical 88B (2): 519-529.
121. <http://alarge.com.tr/urunler/laboratuvar-test-cihazlari/al-ten-150kn-cekme-test-cihazlari/>
122. <http://en.gemapolimer.com/sayfa/3-point-bending-test.html>
123. <http://metalurjistiz.com.tr/2012/01/cekme-basma-testi.html>
124. <http://shofu.de/en/produkte/fuellung-befestigung/adhaesive/haftvermittler/az-primer/>
125. <http://www.3m.com/intl/kr/medi/medi5/pdf/Rocatec.pdf>
126. http://www.bisco.com/catalog/ple_bisco_catitemf.asp?iBrand_Id=151&iCat_Id=27
127. <http://www.dentsplymea.com/products/restorative/cements/poly-f-plus>
128. http://www.ecs.csun.edu/hpv/csun2010dp_materialstest.html
129. <http://www.gceurope.com/products/detail.php?id=128>
130. <http://www.ivoclarvivadent.com.tr/tr/urunler/yapistir/malzemesi/restorasyonlar-icin-bonding-adeziv-kompozitleri/metal-zirconia-primer>

131. <http://www.kuraraydental.com/product/cements/panavia-f2-0>
132. <http://www.kuraraydental.com/product/metal-porcelain/alloy-primer>
133. <http://www.msxlabs.org/forum/biyoloji/242932-dogustan-gelen-bagisiklik-sistemi-dogal-bagisiklik.html>
134. <http://www.sunmedical.co.jp/english/product/resincement/superbond-c&b/index.html>
135. http://www.voco.com/en/products/_products/bifix_qm/
136. Hummel M., Kern M. (2004). Durability of the resin bond strength to the alumina ceramic Procera. Dent. Mater., 20: 498-508.
137. International Organization for Standardization. (1994). ISO TR 11405. Dental materials. Guidance on testing of adhesion to tooth structure.
138. International Organization for Standardization. ISO 6872: (1995). Dental ceramics.
139. Janda R., Roulet J.F., Wulf M., Tiller H.J. (2003). A new adhesive technology for all ceramics. Dent. Mater., 19: 567-573.
140. Jeffree C.E., Read N.D. (1991). Electron Microscopy of Plant Cells, Ambient and low temperature scanning electron microscopy. Academic Press, Londra, s: 313-413.
141. Jevnikar P., Krnel K., Kocjan A., Funduk N., Kosmac T. (2010). The effect of nano-structured alumina coating on resin-bond strength to zirconia ceramics. Dental Materials, 26: 688-696.
142. JPK Instruments. (2009). JPK Nano Wizard Manual, Germany, Berlin. s: 7–131.

143. Kakeashi Y., Luthy H., Naef R., Wohlwend A., Scharer P. (1998). A new all ceramic post and core system: clinical, technical, and in vitro results. *Int. J. Periodont. Rest. Dent.*, 18: 587-593.
144. Kappert H.F., Krah M. Keramiken eine Übersicht. (2001). *Quintessenz Zahntech*, 2: 668-704.
145. Karakoca S. (2008). Zirkonyum esaslı 3 farklı tüm porselen sisteminde, yüzey işlemlerinin, ortalama yüzey pürüzlülüğüne ve bükülme dayanıklılığına etkisinin araştırılması ve x-ray difraktometre yüzey analizleri ile incelenerek değerlendirilmesi, Doktora Tezi, Ankara.
146. Kawai N., Shinya A., Yokoyama D., Gomi H., Shinya A. (2011). Effect of cyclic impact load on shear bond strength of zirconium dioxide ceramics. *J. Adhes. Dent.*, 13: 267-277.
147. Kelly J., Denry I. (2008). Stabilized zirconia as a structural ceramic: an overview, *Dent Mater.*, 24: 289–298.
148. Kelly J.R. (2004). Dental ceramics: current thinking and trends. *Dent. Clin. N Am.*, 48: 513- 530.
149. Kern M., Barloi A., Yang B. (2009). Surface conditioning influences zirconia ceramic bonding. *J. Dent. Res.*, 88: 817-822.
150. Kern M., Thompson V.P. (1993). Sandblasting and silica coating glass-infiltrated alumina ceramic: Volume loss, morphology and changes in the surface composition. *J. Prosthet. Dent.*, 71: 453-461.
151. Kern M., Van P.T. (1995). Bonding to glass infiltrated alumina ceramics: adhesive methods and their durability. *J. Prosthet. Dent.*, 73: 240-249.
152. Kern M., Wegner S.M. (1998). Bonding to zirconia ceramic: adhesion methods and their durability. *Dent. Mater.*, 14: 64-71.

153. Keul C., Liebermann A., Roos M., Uhrenbacher J., Stawarczyk B. (2013).
The effect of ceramic primer on shear bond strength of resin composite cement to zirconia: A function of water storage and thermal cycling. *JADA*, 144 (11): 1261-1267.
154. Kim B.K., Bae H.E., Shim J.S., Lee K.W. (2005). The influence of ceramic surface treatments on the tensile bond strength of composite resin to all-ceramic coping materials. *J. Prosthet. Dent.*, 94: 357-362.
155. Kitayama S., Nikaido T., Maruoka R., Zhu L., Ikeda M., Watanabe A., Foxton R.M., Miura H., Tagami J. (2009). Effect of an internal coating technique on tensile bond strengths of resin cements to zirconia ceramics. *Dent. Mater.*, 28 (4): 446-453.
156. Klaus D. (2001). Atomic force microscopy of biomaterials surfaces and interfaces. *Surface Science*, 491: 303-332.
157. Knoll, Max (1935). Aufladepotential und Sekundäremission elektronenbestrahlter Körper. *Zeitschrift für technische Physik*, 16: 467-475.
158. Kobayashi K., Kuwajima H., Masaki T. (1980). Phase change and mechanical properties of ZrO_2 - Y_2O_3 solid electrolyte after ageing. *Solid State Ion*, 3: 489-93.
159. Koizumi H., Nakayama D., Oba Y, Yamada K., Matsumura H. (2010). Effect of acidic primers on adhesive bonding of tri-n-butylborane initiated adhesive resin to alumina. *J. Oral Sci.*, 52: 571-576.
160. Komine F., Fushiki R., Koizuka M., Taguchi K., Kamio S., Matsumura H. (2012). Effect of surface treatment on bond strength between an indirect composite material and a zirconia framework. *Journal of Oral Science*, 54 (1): 39-46.

161. Kosmac T., Oblac C., Jevnikar P., Funduk N., Marion L. Strength and reliability of surface treated Y-TZP dental ceramics. *J. Biomed. Mater. Res. Appl. Biomater.*, 53: 304-313.
162. Krämer N., Lohbauer U., Frankenberger R. (2000). Adhesive luting of indirect restorations. *Am. J. Dent.*, 13: 60-76.
163. Kubinek R., Zapletalova Z., Vujtek M., Novotn R., Kolarova H., Chmelickova H., Perina J. (2007). Sealing of open dentinal tubules by laser irradiation: AFM and SEM observations of dentine surfaces. *Journal of Molecular Recognition*, 20 (6): 417-560.
164. Kubo S., Yokota H., Sata Y., Hayashi Y. (2001). Microleakage of self-etching primers after thermal and flexural load cycling. *Am. J. Dent.*, 14: 163-169.
165. Külünk S., Külünk T., Ural C., Kurt M., Baba S. (2011). Effect of air abrasion particles on the bond strength of adhesive resin cement to zirconia core. *Acta Odontol. Scand.*, 69: 88-94.
166. Külünk T., Külünk Ş., Baba S., Öztürk Ö., Danişman Ş., Savaş S. (2013). The effect of alumina and aluminium nitride coating by reactive magnetron sputtering on the resin bond strength to zirconia core. *J. Adv. Prosthodont.*, 5: 382-387.
167. Kümbüloğlu Ö., Lassila L.V.J., User A., Toksavul S., Vallittu P.K. (2005). Shear bond strength of composite resin cements to lithium disilicate ceramics, *J. Oral Rehab.*, 32: 128-133.
168. Kümbüloğlu Ö., Lassila L.V., User A., Vallittu P.K. (2004). A study of the physical and chemical properties of four resin composite luting cements. *Int. J. Prosthodont.*, 17 (3): 357-363.

169. Kümbüloğlu Ö., Lassila L.V., User A., Vallittu P.K. (2006). Bonding of resin composite luting cements to zirconium oxide by two air-particle abrasion methods. *Oper. Dent.*, 31 (2): 248-255.
170. Lal R., John S.A. (1994). Biological applications of atomic force microscopy. *American Journal of Physiology, Cell Physiology*, 266: 1-21.
171. Larsson C., Vult von Steyern P., Sunzel B., Nilner K. (2006). All-ceramic two to five unit implant supported reconstructions. A randomized, prospective clinical trial. *Swed. Dent. J.*, 30: 45-53.
172. Lawn B.R. (2002). Ceramic-based layer structures for biomechanical applications. *Current opinion. Solid State and Material Science*, 6 (3): 229-235.
173. Lawrence M., Padipatvuthikul P. (2010). Variables related to materials and preparing for bond strength testing irrespective of the test protocol. *Dental Materials*, 26: 17-23.
174. Lawson S. (1995). Environmental degradation of zirconia ceramics. *J. Eur. Ceram. Soc.*, 15: 485-502.
175. Leloup G., D'Hoore W., Bouter D., Degrange M., Vreven J. (2001). Meta-analytical review of factors involved in dentin adherence. *J. Dent. Res.*, 80: 1605-1614.
176. Luthy H., Loeffel O. Hammerle CH. (2006). Effect of thermocycling on bond strength of luting cements to zirconia ceramic. *Dent. Mater.*, 22: 195-200.
177. Luthy H., Loeffel O., Scharer P. (1995). Zirconia post and cores: factors influencing retention. *J. Dent. Res.*, 74 (3): 939.
178. Magne P., Paranhos M.P.G., Burnett Jr L.H. (2010). New zirconia primer improves bond strength of resin-based cements. *Dent. Mater.*, 26: 345-352.

179. Maiman T.H. (1960). Stimulated Optical Radiation in Ruby. *Nature*, 187: 493-494.
180. Malkoç M., Sevimay M. (2009). Protetik diş hekimliğinde zirkonyum ve kullanım alanları. *S.Ü Dişhek. Fak. Derg.*, 18: 208-216.
181. Manicone P. F., Iommetti P.R., Raffaelli L. (2007). An overview of zirconia ceramics: Basic properties and clinical applications. *Journal of Dentistry*, 35: 819-826.
182. Matinlinna J.P., Heikkinen T., Özcan M., Lassila L.V., Vallittu P.K. (2006). Evaluation of resin to zirconia ceramic using some organosilanes. *Dent. Mater.*, 22: 824-831.
183. Matinlinna J.P., Lassila L.V.J., Vallittu K. (2007). Pilot evaluation of resin composite cement adhesion to zirconia using a novel silane system. *Act. Odontol. Scand.*, 65: 44-51.
184. Matinlinna J.P., Valittu P.K. (2007). Bonding of resin composites to etchable ceramic surfaces an insight review of the chemical on the surface conditioning. *J. Oral Rehabil.*, 34: 622-630.
185. Matinlinna J.P., Valittu P.K. (2007). Silane based concepts on bonding resin composite to metals. *J. Contemp. Dent. Prac.*, 8: 1-8.
186. Mc Mullan D. (1995). Scanning electron microscopy 1928-1965. *Scanning*, 17: 175-185.
187. Meerbeek B.V., Peumans M., Poitevin A., Mine A., Van Ende A., Neves A. (2009). Relationship between bond strength tests and clinical outcomes. *Dental Materials*, 26 (2): 120-121.

188. Mestres P., Pütz N., De las Heras S.G.G., Poblete E.G., Morguet A., Laue M. (2011). The surface topography of the choroid plexus. Environmental low and high vacuum scanning electron microscopy. *Annals of Anatomy*, 193: 197-204.
189. Mirmohammadi H., Aboushelib M.N., Salameh Z., Feilzer A.J., Kleverlaan C.J. (2010). Innovations in bonding to zirconia based ceramics: Part III. Phosphate monomer resin cements. *Dent. Mater.*, 26: 786-792.
190. Moffa J.P., Guckes A.D., Okawa M.T., Lilly G.E. (1973). An evaluation of nonprecious alloys for use with porcelain veneers Part 2, industrial safety and biocompatibility. *J. Prosthet. Dent.*, 30: 432-441.
191. Molin M.K., Karlsson S.L. (2008). Five-year clinical prospective evaluation of zirconia-based Denzir 3-unit FPDs. *Int. J. Prosthodont.*, 21: 223-227.
192. Monaco C., Cardelli P., Scotti R., Valandro L.F. (2011). Pilot evaluation of four experimental conditioning treatments to improve the bond strength between resin cement and Y-TZP ceramic. *J. Prosthodont.*, 20: 97–100.
193. Montes G.M., Draughn R.A. (1987). Slow Crack Propagation in Composite Restorative Materials. *J. Biomed. Mater. Res.*, 21: 629-642.
194. Moon J.E., Kim S.H., Lee J.B., Ha S.R., Choi Y.S. (2011). The effect of preparation order on the crystal structure of yttria-stabilized tetragonal zirconia polycrystal and the shear bond strength of dental resin cements. *Dent. Mater.*, 27: 651-663.
195. Nakamura S., Yoshida K., Kamada K., Atsuta M. (2004). Bonding between resin luting cement and glass infiltrated alumina-reinforced ceramics with silane coupling agent. *J. Oral Rehabil.*, 31: 785-789.

196. Nanami T., Shiba H., Ikeuchi S., Nagai T., Asanami S., Shibata T. (1993). Clinical applications and basic studies of laser in dentistry and oral surgery. *Keio J. Med.*, 42 (4): 199-201.
197. Newburg R., Pameijer C.H. (1978). Composite Resins Bonded to Porcelain with Silane Solution. *JADA*, 96: 288-291.
198. Nothdurft F.P., Motter P.J., Pospiech P.R. (2009). Effect of surface treatment on the initial bond strength of different luting cements to zirconium oxide ceramic. *Clin. Oral Investig.*, 13: 229-235.
199. Ntala P., Chen X., Niggli J., Cattell M. (2010). Development and testing of multi-phase glazes for adhesive bonding to zirconia substrates. *J. Dent.*, 38: 773-781.
200. O'Brien WJ. (2002). Dental Materials and Their Selection. Quintessence Yayıncılık, 132 (35): 143-146.
201. Ogunyinka A. (2000). The bond of two adhesive resins to alumina blasted and heat-treated gold alloy surfaces. *J. Oral Rehabil.*, 27: 394-402.
202. Oh W., Shen C. (2003). Effect of surface topography on the bond strength of a composite to three different types of ceramic. *J. Prosthet. Dent.*, 90: 241-246.
203. Ohno H., Endo K., Hashimoto M. (2004). New mechanical retention method for resin and gold alloy bonding. *Dent. Mater.*, 20: 330-337.
204. Ortorp A., Kihl M., Carlsson G. (2009). A 3-year retrospective and clinical follow-up study of zirconia single crowns performed in a private practice. *J. Dent.*, 37: 731-736.
205. Önal B. (2001). Restoratif Diş hekimliğinde Maddeler Bilgisi. Bornova, İzmir, E.Ü. Dişhekimliği Fakültesi Yayınları 15: 47-101.

206. Özalp Y., Özdemir N. Biyomateryaller ve Biyouyumluluk. Ankara Üniversitesi Eczacılık Fakültesi Dergisi, s: 57-72.
207. Özcan M. (2003). Evaluation of Alternative Intra-Oral Repair Techniques for Fractured Ceramic Fused to Metal Restorations. J. Oral Rehabil., 30: 194-203.
208. Özcan M., Kerkdijk S., Valandro L.F. (2007). Comparison of resin cement adhesion to Y-TZP ceramic following manufacturers' instructions of the cements only. Clinical Oral Investigations., 13 (3): 279-282.
209. Özcan M., Nijhuis H., Valandro L.F. (2008). Effect of various surface conditioning methods on the adhesion of dual-cure resin cement with MDP functional monomer to zirconia after thermal aging. Dent. Mater., 27: 99-104.
210. Özcan M., Valittu PK. (2003). Effect of surface conditioning methods on the bond strength of luting cement to ceramics. Dent. Mater., 19: 725-731.
211. Özcan. M., Valandro L.F., Amaral R., Leite F. (2009). Bond strength durability of a resin composite on a reinforced ceramic using various repair systems. Dental Materials, 25 (12): 1477-1483.
212. Özpınar B., Dündar M., Gökçe B., Çömlekoğlu E. (2008). Farklı yöntemlerle hazırlanan polikristalin seramik yüzeylerle farklı kalınlıklardaki üst yapı porselenlerin mikro-çekme bağ dayanımlarının araştırılması, Araştırma Projesi, Ege Üniversitesi, s: 22-27.
213. Pagnano V.O., De Campos Esquivel M., Leal M.B., Felipucci D.N.B., Bezzon O.L. (2009). Effect of casting atmosphere on the shear bond strength of a ceramic to Ni-Cr and Ni-Cr-Be alloys. Braz. Dent. J., 20 (2): 138-142.
214. Palacios R.P., Johnson G.H., Phillips K.M., Raigrodski A.J. (2006). Retention of zirconium oxide ceramic crowns with three types of cement. J. Prosthet. Dent. 96: 104-114.

215. Palmer D.S., Barco M.T. and Billy E.J. (1992). Temperature extremes produced orally by hot and cold liquids. *J. Prosthet. Dent.*, 67: 325-327.
216. Papia E., Larsson C., Toit M., Steyern P.V. (2014). A systematic review: Bonding between oxide ceramics and adhesive cement systems: *Journal of Biomedical Materials Research b: Applied Biomaterials*, 102 (2): 395-413.
217. Phark J.H., Duarte S Jr., Blatz M., Sadan A. (2009). An in vitro evaluation of the long-term resin bond to a new densely sintered highpurity zirconium-oxide ceramic surface. *J. Prosthet. Dent.*, 101: 29-38.
218. Phillips R.W. (1991). *Skinner's Science of Dental Materials*, W.B. Saunders Company, 9th Edition, Philadelphia, s: 275-474.
219. Piascik J.R., Swift E.J., Thompson J.Y., Grego S., Stoner B.R. (2009). Surface modification for enhanced silanation of zirconia ceramics. *Dent. Mater.*, 25: 1116-1121.
220. Piascik J.R., Wolter S.D., Stoner B.R. (2011). Development of a novel surface modification for improved bonding to zirconia. *Dent. Mater.*, 27: 99-105.
221. Piconi C., Maccaur G. (1999). Zirconia as a ceramic biomaterial. *Biomaterials*, 20: 1-25.
222. Piwowarczyk A., Lauer H.C., Sorensen J.A. (2005). The shear bond strength between luting cements and zirconia ceramics after two pre-treatments. *Oper. Dent.*, 30: 382-388.
223. Piwowarczyk A., Ottl P., Lauer HC., Kuretzky T. (2005). Clinical report and overview of scientific studies and clinical procedures conducted on the 3M ESPE Lava All-Ceramic System. *J. Prosthodont.*, 14: 39-45.
224. Plueddeman E.P. (1982). *Silane Coupling Agents*. New York Plenum Press, s: 111-139.

225. Qeblawi D.M., Carlos C.A., Brewer J.D., Monoco E.A. (2010). The effect of zirconia surface treatment on flexural strength and shear bond strength to a resin cement. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 103: 210-220.
226. Raigrodski A.J. (2004). Contemporary all- ceramic fixed partial dentures: a review. *Dent. Clin. North Am.*, 48: 531-544.
227. Raigrodski A.J. (2004). Contemporary materials and technologies for all-ceramic fixed partial dentures: A review of the literature. *J. Prosthet. Dent.*, 92 (6): 557-562.
228. Rasetto F.H., Driscoll C.F., Prestipino V., Masri R., Von Fraunhofer J.A. (2004). Light transmission through all-ceramic dental materials: a pilot study. *J. Prosthetic Dent.*, 91 (5): 441-446.
229. Re D., Augusti D., Augusti G., Giovannetti A. (2012). Early bond strength to low-pressure sandblasted zirconia: evaluation of a self-adhesive cement. *Eur. J. Esthet. Dent.*, 7 (2): 164-175.
230. Rossomando K.J., Wendt Jr S.L. (1995). Thermocycling and dwell times in microleakage evaluation for bonded restorations. *Dent. Mater.*, 11: 47-51.
231. Roulet J.F., Soderholm K.J., Longmate J. (1995). Effects of treatment and storage conditions on ceramic/composite bond strength. *J. Dent. Res.*, 74: 381-387.
232. Rueggeberg F.A., Caughman, W.F. (1993). The influence of light exposure on polymerisation of dual-cure resin cements. *Oper. Dent.*, 18: 48-55.
233. Sahafi A., Peutzfeldt A., Asmussen E., Gotfredsen K. (2003). Bond strength of resin cement to dentin and to surface-treated posts of titanium alloy, glass fiber and zirconia. *J. Adhes. Dent.*, 5: 153-162.

234. Sano H., Shono T., Sonoda H., Takatsu T., Ciucchi B., Carvalho R. (1994). Relationship between surface area for adhesion and tensile bond strength evaluation of a micro-tensile bond test. *Dent. Mater.*, 10: 236-240.
235. Santos S., Barcons V., Christenson H.K., Font J., Thomson. N.H. (2011). The intrinsic resolution limit in the Atomic Force Microscope: Implications for heights of nano-scale Features. *PLOS One*, 6 (8): 1-7.
236. Saraçoğlu A., Cura C., Çötert H.S. (2004). Effect of various surface treatment methods on the bond strength of the heat-pressed ceramic samples. *Journal of Oral Rehabilitation*, 31: 790-797.
237. Scherrer S., Cesar P.F., Swain M.V. (2010). Direct comparison of the bond strength results of the different test methods: A critical literature review. *Dental Materials*, 26 (2): 78-93.
238. Schmitter M., Mussotter K., Rammelsberg P., Stober T., Ohlmann B., Gabbert O. (2009). Clinical performance of extended zirconia frameworks for fixed dental prostheses: two-year results. *J. Oral. Rehabil.*, 36: 610-615.
239. Shahverdi S., Canay Ş., Şahin E., Bilge A. (1998). Effects of Different Surface Treatment Methods on The Bond Strength of Composite Resin to Porcelain. *J. Oral. Rehabil.*, 25: 699-705.
240. Shell J.S., Nielsen J.P. (1962). Study of the bond between gold alloys and porcelain. *J. Dent. Res.*, 41: 1424-1437.
241. Smith D.C. (1998). Development of glass-ionomer cement systems. *Biomaterials.*, 19: 467-478.
242. Smith K.C.A., Oatley C.W. (1955). The scanning electron microscope and its fields of application. *British Journal of Applied Physics*; 6 (11): 391.

243. Sorensen J.A, Engelman M.J, Torres T.J., Avera S.P.O. (1991). Shear Bond Strength of Composite Resin to Porcelain. *Int. J. Prosthodont.*, 4: 17-23.
244. Sorensen J.A. (2004). The Lava system for CAD/CAM production of high-strength precision fixed prosthodontics. *Quintessence Dent. Technol.*, 26: 57- 67.
245. Sö Derholm K.J.M. (1991). Correlation of in vivo and in vitro performance of adhesive materials, a report of the ASCMD 156 task group on test methods for adhesion of restorative materials. *Dental Materials.*,7: 74-83.
246. Spierings T.A., Peters M.C., Bosman F., Plasschaert A.J. (1987). Verification of the oretical modeling of heat transmission in teeth by in vivo experiments. *J. Dent. Res.*, 66: 1336-1339.
247. Subaşı M.G., İnan Ö. (2014). Influence of surface treatments and resin cement selection on bonding to zirconia. *Lasers Med. Sci.*, 29: 19-27.
248. Subaşı M.C., İnan Ö. (2012). Evaluation of the topographical surface changes and roughness of zirconia after different surface treatments. *Lasers Med. Sci.* 27: 735-742.
249. Sun R., Suansuwan N., Kilpatrick N., Swain M. (2000). Characterisation of tribochemically assisted bonding of composite resin to porcelain and metal. *J. Dent.*, 28: 441-445.
250. Sundh A.,Sjögren G. (2008). A study of the bending resistance of implant-supported reinforced alumina and machined zirconia abutments and copies. *Dental Materials*, 24 (5): 611–617.
251. Swab J. J. (1991). Low temperature degradation of Y-TZP materials. *Journal of Materials Science*, 26: 6706-6714.
252. Swift E.J. Jr. (1989). New Adhesives Resins. A Status Report for the American Journal of Dentistry. *Am. J. Dent.*, 2: 258-260.

253. Şengün A., Öztürk B., Ülker M., Disçioğlu F., Özer F. (2005). Farklı sayıda termal siklus uygulamasının bir kompozit rezinin marjinal sızıntısı üzerine etkisi. G.Ü Dişhek. Fak. Derg., 22 (3): 163-168.
254. Takeuchi K., Fujishima A., Manabe A., Kuriyama S., Hotta Y., Tamaki Y., Miyazaki T. (2010). Combination treatment of tribochemical treatment and phosphoric acid ester monomer of zirconia ceramics enhances the bonding durability of resin-based luting cements. Dent. Mater. J., 29: 316-323.
255. Tanaka R., Fujishima A., Shibata Y., Manabe A., Miyazaki T. (2008). Cooperation of phosphate monomer and silica modification on zirconia. J. Dent. Res., 87: 666-670.
256. Thompson J. Y., Stoner R. B., Piascik J. R., Smith R. (2011). Adhesion/cementation to zirconia and other non-silicate ceramics: Where are we now? Dental Materials, 27: 71-82.
257. Thurmond J., Barkmeier W., Wildweding M. (1994). Effect of porcelain surface treatments on bond strength of composite resin bonded to porcelain. J. Prosthet. Dent., 72: 355-359.
258. Tinschert J., Mautsch W., Augthun M., Spiekermann H. (2001). Fracture resistance of lithium disilicate, alumina and zirconia based three unit fixed partial dentures: a laboratory study. Int. J. Prosthodont., 14: 231-238.
259. Tinschert J., Schulze K.A., Natt G., Latzke P., Heussen N., Spiekermann H. (2008). Clinical behavior of zirconia-based fixed partial dentures made of DC-Zirkon: 3-year results. Int. J. Prosthodont., 21: 217-222.
260. Tsukakoshi M., Shinya A., Gomi H., Lassila L.V.J, Vallittu P.K. Shinya A. (2008). Effects of Dental Adhesive Cement and Surface Treatment on Bond

- Strength and Leakage of Zirconium Oxide Ceramics. Dental Materials Journal, 27 (2): 159-171.
261. Uludağ B. (2002). Kompozit rezin esaslı yapıştırma simanları ve adeziv simantasyon tekniği. TDB dergisi, 66: 33-39.
262. Uludamar A. (2007). Zirkonyum oksit seramik restorasyonlarda farklı yüzey hazırlıklarının kompozit yapıştırma simanının bağlanmasına etkilerinin incelenmesi, Doktora Tezi. s: 19-22.
263. Uludamar A., Akalın B., Özkan Y. (2011). Zirkonyum esaslı tam seramik restorasyonlarda simantasyon öncesi yüzey hazırlıkları. Cumhuriyet Dent. J., 14 (2): 140-153.
264. Uo M., Sjoren G., Sundh A., Watari F., Bergman M., Lerner U. (2003). Cytotoxicity and bonding property of dental ceramics. Dent. Mater., 19: 487-492.
265. Uo M., Sjögren G., Sundh A., Goto M., Watari F., Bergman M. (2006). Effect of surface condition of dental zirconia ceramic (Denzir) on bonding. Dent. Mater. J., 25: 626-631.
266. Ural Ç., Külünk T., Külünk Ş., Kurt M. (2010). The effect of laser treatment on bonding between zirconia ceramic surface and resin cement. Acta Odontol. Scand., 68 (6): 354-359.
267. Üşümez A., Aykent F. (2003). Bond strengths of porcelain laminate veneers to tooth surfaces prepared with acid and Er, Cr: YSGG laser etching. J. Prosthet. Dent., 90: 24-27.
268. Üşümez A., Hamdemirci N., Köröğlu B.Y., Şimşek İ., Parlar Ö., Sari T. (2013). Bond strength of resin cement to zirconia ceramic with different surface treatments. Lasers Med. Sci., 28: 259-266.

269. Vagkopoulou T., Koutayas S.O., Koidis P., Strub J.R. (2009). Zirconia in Dentistry Part 1: Discovering the nature of an upcoming bioceramic. *Eur. J. Esthet. Dent.*, 4 (2): 130-151.
270. Valandro L.F., Özcan M., Amaral R., Leite F.P., Bottino M.A. (2007). Microtensile bond strength of a resin cement to silica-coated and silanized In-Ceram Zirconia before and after aging. *Int. J. Prosthodont.*, 20: 70-72.
271. Valandro L.F., Özcan M., Amaral R., Vanderlei A., Bottino M.A. (2008). Effect of testing methods on the bond strength of resin to zirconia-alumina ceramic: microtensile versus shear test. *Dental Materials Journal*, 27 (6): 849-855.
272. Valandro L.F., Özcan M., Bottino M.C., Bottino M.A., Scotti R., Bona A.D. (2006). Bond strength of a resin cement to high-alumina and zirconia-reinforced ceramics: the effect of surface conditioning. *J. Adhes. Dent.*, 8: 175-181.
273. Van Landuyt K.L., Snauwaert J., De Munck J., Peumans M., Yoshida Y., Poitevin A. (2007). Systematic review of the chemical composition of contemporary dental adhesives. *Biomaterials*, 28: 3757–3785.
274. Verslius A, Douglas W.H., Sakaguchi R.L. (1996). Thermal expansion coefficient of dental composites measured with strain gauges. *Dent. Mater.*, 12: 290-294.
275. Vult von Steyern P., Carlson P., Nilner K. (2005). All-ceramic fixed partial dentures designed according to the DC-Zirkon technique. A year clinical study. *J. Oral Rehabil.*, 32: 180-187.
276. Walton J.N., Gardner F.M., Agar J.R. (1986). A survey of crown and fixed partial denture failures: Length of service and reasons for replacement. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 56 (4): 416-421.

277. Watanabe T., Ino S., Okada S., Katsuma Y., Hamano., Hojo S., Teranaka T., Toyodo M. (2008). Influence of simplified silica coating method on the bonding strenght of resin cement to dental alloy. *Dent. Mater. J.*, 27: 16-20.
278. Wegner S., Kern M. (2000). Long-term resin bond strength to zirconia ceramic. *J. Adhes. Dent.*, 2: 139-144.
279. Wells O.C. (1979). Effects of collector take-off angle and energy filtering on the BSE image in the SEM. *Scanning*, 2 (4): 199-216.
280. Whitehead S.A., Shearer A.C., Watts D.C., Wilson N.H . (1995). Comparison of methods for measuring surface roughness of ceramic. *J. Oral Rehabil.*, 22: 421-427.
281. Wilcox L.R., Diaz-Arnold A. (1989). Coronal microleakage of permanent lingual access restorations in endodontically treated anterior teeth. *Journal of Endodontics*, 15: 584–587.
282. Wolfart M., Lehmann F., Wolfart S., Kern M. (2007). Durability of the resin bond strength to zirconia ceramic after using different surface conditioning methods. *Dental Materials*, 23 (1): 45-50.
283. Xible A., Tavarez R., de Araujo C., Bonachela W. (2006). Effect of silica coating and silanization on flexural and composite-resin bond strengths of zirconia posts: an in vitro study. *J. Prosthet. Dent.*, 95: 224-229.
284. Yang B., Barloi A., Kern M. (2010). Influence of air-abrasion on zirconia ceramic bonding using an adhesive composite resin. *Dent. Mater.*, 26: 44-50.
285. Yang B., Wolfart S., Scharnberg M., Ludwig K., Adelung R., Kern M. (2007). Influence of contamination on zirconia ceramic bonding. *J. Dent. Res.*, 86: 749-753.

286. Yang B., Lange Jansen H.C., Scharnberg M., Wolfart S., Ludwig K., Adelung R.
(2008). Influence of saliva contamination on zirconia ceramic bonding. *Dent. Mater.*, 24: 508-513.
287. Yılmaz H., Aydın C., Gül B.E. (2007). Flexural strength and fracture toughness of dental core ceramics. *J. Prosthet. Dent.*, 98 (2): 120-128.
288. Yoshida K., Tsuo Y., Atsuta M. (2006). Bonding of dual-cured resin cement to zirconia ceramic using phosphate acid ester monomer and zirconate coupler. *J. Biomed. Mater. Res.*, 77: 28-33.
289. Yun J., Ha S.R. (2010). Effect of sandblasting and various metal primers on the shear bond strength of resin cement to YTZP ceramic. *Dental Materials*, 26: 650–658.
290. Zaimoğlu A., Can G., Ersoy E., Aksu L. (1993). *Diş Hekimliğinde Maddeler Bilgisi*, A.Ü. Basımevi, Ankara, s: 93-200.
291. Zaimoğlu A., Can G. (2004). *Sabit Protezler* A.Ü. Basımevi, Ankara, s: 248.
292. Zeng K., Odén A., Rowcliffe D. (1996). Flexure tests on dental ceramics. *Int. J. Prosthodont.*, 9: 434-439.
293. Zhang S., Kocjan A., Lehmann F., Kosmac T., Kern M. (2010). Influence of contamination on resin bond strength to nano-structured alumina coated zirconia ceramic. *Eur. J. Oral Sci.*, 118: 396-403.
294. Zhang Y., Lawn B.R., Malament K., Thompson V.P., Rekow E.D. (2006). Damaging accumulation and fatigue life of particle-abraded ceramics. *Int. J. Prosthodont.*, 19: 442-448.

295. Zohairy A., Gee A.M.M., Feilzer A.J. (2003). Microtensile bond strength testing of luting cements to prefabricated CAD/CAM ceramic and composite blocks. *Dental Materials*, 19: 575-583.
296. Zuryati A.G., Qian O.Q. (2013). Dasmawati M. Effects of home bleaching on surface hardness and surface roughness of an experimental nano composite. *J. Conserv. Dent.*, 16 (4): 356-361.
297. Zworykin V.A, Hillier J., Snyder R.L. (1942). A scanning electron microscope. *ASTM Bull* (117), 15–23.

EKLER

Dependent Variable: veri

	(I) grup	(J) grup	Mean Difference (I-J)	Std. Error	Sig.	95% Confidence Interval	
						Lower Bound	Upper Bound
Bonferroni	1	2	4,9220707'	1,4311567E0	,007	,854649	8,989492
		3	9,8521908'	1,4410610E0	,000	5,756621	13,947761
		4	9,9929512'	1,4514578E0	,000	5,867833	14,118069
		5	9,2467634'	1,4040661E0	,000	5,256335	13,237192
	2	1	-4,9220707'	1,4311567E0	,007	-8,989492	-,854649
		3	4,9301201'	1,4410610E0	,008	,834550	9,025690
		4	5,0708805'	1,4514578E0	,006	,945762	9,195999
		5	4,3246927'	1,4040661E0	,024	,334264	8,315121
	3	1	-9,8521908'	1,4410610E0	,000	-13,947761	-5,756621
		2	-4,9301201'	1,4410610E0	,008	-9,025690	-,834550
		4	,1407603	1,4612245E0	1,000	-4,012115	4,293636
		5	-,6054274	1,4141602E0	1,000	-4,624544	3,413689
	4	1	-9,9929512'	1,4514578E0	,000	-14,118069	-5,867833
		2	-5,0708805'	1,4514578E0	,006	-9,195999	-,945762
		3	-,1407603	1,4612245E0	1,000	-4,293636	4,012115
		5	-,7461878	1,4247533E0	1,000	-4,795410	3,303035
	5	1	-9,2467634'	1,4040661E0	,000	-13,237192	-5,256335
		2	-4,3246927'	1,4040661E0	,024	-8,315121	-,334264
		3	,6054274	1,4141602E0	1,000	-3,413689	4,624544
		4	,7461878	1,4247533E0	1,000	-3,303035	4,795410

Ek 1: Yüzey işlemleri gruplarının simanlardan bağımsız istatistiksel değerlendirilmesi

Dependent Variable: veri

	(I) siman	(J) siman	Mean Difference (I-J)	Std. Error	Sig.	95% Confidence Interval	
						Lower Bound	Upper Bound
Bonferroni	1	2	,1423612	1,3949150E0	1,000	-3,822060	4,106782
		3	9,6349837'	1,5439102E0	,000	5,247111	14,022856
		4	-1,9677518	1,3949150E0	1,000	-5,932173	1,996669
		5	4,2122495'	1,3860583E0	,027	,273000	8,151499
	2	1	-,1423612	1,3949150E0	1,000	-4,106782	3,822060
		3	9,4926225'	1,5518662E0	,000	5,082138	13,903107
		4	-2,1101130	1,4037158E0	1,000	-6,099546	1,879320
		5	4,0698883'	1,3949150E0	,040	,105468	8,034309
	3	1	-9,6349837'	1,5439102E0	,000	-14,022856	-5,247111
		2	-9,4926225'	1,5518662E0	,000	-13,903107	-5,082138
		4	-11,6027355'	1,5518662E0	,000	-16,013220	-7,192251
		5	-5,4227342'	1,5439102E0	,006	-9,810607	-1,034862
	4	1	1,9677518	1,3949150E0	1,000	-1,996669	5,932173
		2	2,1101130	1,4037158E0	1,000	-1,879320	6,099546
		3	11,6027355'	1,5518662E0	,000	7,192251	16,013220
		5	6,1800013'	1,3949150E0	,000	2,215581	10,144422
	5	1	-4,2122495'	1,3860583E0	,027	-8,151499	-,273000
		2	-4,0698883'	1,3949150E0	,040	-8,034309	-,105468
		3	5,4227342'	1,5439102E0	,006	1,034862	9,810607
		4	-6,1800013'	1,3949150E0	,000	-10,144422	-2,215581

Ek 2: Siman gruplarının yüzey işlemlerinden bağımsız istatistiksel değerlendirilmesi

grup	Dependent Variable		(I) siman	(J) siman	Mean Difference (I-J)	Std. Error	Sig.	95% Confidence Interval	
								Lower Bound	Upper Bound
1	veri	Bonferroni	1	2	-7,8812550	2,7172368E0	,067	-16,073585	,311075
				3	11,5771220'	3,0981266E0	,007	2,236429	20,917815
				4	-12,0102008'	2,7172368E0	,001	-20,202531	-3,817871
				5	-1,7820900	2,7172368E0	1,000	-9,974420	6,410240
			2	1	7,8812550	2,7172368E0	,067	-,311075	16,073585
				3	19,4583770'	3,0981266E0	,000	10,117684	28,799070
				4	-4,1289458	2,7172368E0	1,000	-12,321276	4,063384
				5	6,0991650	2,7172368E0	,318	-2,093165	14,291495
			3	1	-11,5771220'	3,0981266E0	,007	-20,917815	-2,236429
				2	-19,4583770'	3,0981266E0	,000	-28,799070	-10,117684
				4	-23,5873228'	3,0981266E0	,000	-32,928016	-14,246629
				5	-13,3592120'	3,0981266E0	,001	-22,699905	-4,018519
			4	1	12,0102008'	2,7172368E0	,001	3,817871	20,202531
				2	4,1289458	2,7172368E0	1,000	-4,063384	12,321276
				3	23,5873228'	3,0981266E0	,000	14,246629	32,928016
				5	10,2281108'	2,7172368E0	,007	2,035781	18,420441
			5	1	1,7820900	2,7172368E0	1,000	-6,410240	9,974420
				2	-6,0991650	2,7172368E0	,318	-14,291495	2,093165
				3	13,3592120'	3,0981266E0	,001	4,018519	22,699905
				4	-10,2281108'	2,7172368E0	,007	-18,420441	-2,035781

Ek 3: Rocatec grubunda simanların istatistiksel değeriendirilmesi

grup	Dependent Variable	Bonferroni	(I) siman	(J) siman	Mean Difference (I-J)	Std. Error	Sig.	95% Confidence Interval	
								Lower Bound	Upper Bound
2	veri	Bonferroni	1	2	1,6951812	2,3096423E0	1,000	-5,268272	8,658635
				3	13,1830532'	2,6333974E0	,000	5,243495	21,122612
				4	2,1054950	2,3096423E0	1,000	-4,857959	9,068949
				5	6,0843000	2,3096423E0	,129	-,879154	13,047754
			2	1	-1,6951812	2,3096423E0	1,000	-8,658635	5,268272
				3	11,4878720'	2,6333974E0	,001	3,548313	19,427431
				4	,4103138	2,3096423E0	1,000	-6,553140	7,373767
				5	4,3891188	2,3096423E0	,664	-2,574335	11,352572
			3	1	-13,1830532'	2,6333974E0	,000	-21,122612	-5,243495
				2	-11,4878720'	2,6333974E0	,001	-19,427431	-3,548313
				4	-11,0775583'	2,6333974E0	,002	-19,017117	-3,138000
				5	-7,0987533	2,6333974E0	,111	-15,038312	,840805
			4	1	-2,1054950	2,3096423E0	1,000	-9,068949	4,857959
				2	-,4103138	2,3096423E0	1,000	-7,373767	6,553140
				3	11,0775583'	2,6333974E0	,002	3,138000	19,017117
				5	3,9788050	2,3096423E0	,946	-2,984649	10,942259
			5	1	-6,0843000	2,3096423E0	,129	-13,047754	,879154
				2	-4,3891188	2,3096423E0	,664	-11,352572	2,574335
				3	7,0987533	2,6333974E0	,111	-,840805	15,038312
				4	-3,9788050	2,3096423E0	,946	-10,942259	2,984649

Ek 4: Zr-Primer grubunda simanların istatistiksel değeriendirilmesi

grup	Dependent Variable		(I) siman	(J) siman	Mean Difference (I-J)	Std. Error	Sig.	95% Confidence Interval	
								Lower Bound	Upper Bound
3	veri	Bonferroni	1	2	5,8615613	2,1672004E0	,110	-,687974	12,411096
				3	11,2651775'	2,6542675E0	,002	3,243668	19,286687
				4	5,5426938	2,1672004E0	,157	-1,006841	12,092229
				5	9,7772150'	2,1672004E0	,001	3,227680	16,326750
			2	1	-5,8615613	2,1672004E0	,110	-12,411096	,687974
				3	5,4036162	2,6542675E0	,504	-2,617893	13,425125
				4	-,3188675	2,1672004E0	1,000	-6,868402	6,230667
				5	3,9156537	2,1672004E0	,805	-2,633881	10,465189
			3	1	-11,2651775'	2,6542675E0	,002	-19,286687	-3,243668
				2	-5,4036162	2,6542675E0	,504	-13,425125	2,617893
				4	-5,7224838	2,6542675E0	,390	-13,743993	2,299025
				5	-1,4879625	2,6542675E0	1,000	-9,509472	6,533547
			4	1	-5,5426938	2,1672004E0	,157	-12,092229	1,006841
				2	,3188675	2,1672004E0	1,000	-6,230667	6,868402
				3	5,7224838	2,6542675E0	,390	-2,299025	13,743993
				5	4,2345212	2,1672004E0	,598	-2,315014	10,784056
			5	1	-9,7772150'	2,1672004E0	,001	-16,326750	-3,227680
				2	-3,9156537	2,1672004E0	,805	-10,465189	2,633881
				3	1,4879625	2,6542675E0	1,000	-6,533547	9,509472
				4	-4,2345212	2,1672004E0	,598	-10,784056	2,315014

Ek 5: Kontrol grubunda simanların istatistiksel değerlendirilmesi

				Mean Difference (I- J)	Std. Error	Sig.	95% Confidence Interval		
grup	Dependent Variable	(I) sima n	(J) sima n				Lower Bound	Upper Bound	
4	veri	Bonferroni	1	2	-,2990237	,9343290	1,000	-3,129852	2,531805
				3	3,4102929	1,1443147E0	,057	-,056750	6,877336
				4	-4,4329095'	,9671224	,001	-7,363095	-1,502724
				5	-,9829587	,9343290	1,000	-3,813787	1,847870
		2	1	2	-,2990237	,9343290	1,000	-2,531805	3,129852
				3	3,7093167'	1,1443147E0	,029	-,242274	7,176359
				4	-4,1338857'	,9671224	,002	-7,064072	-1,203700
				5	-,6839350	,9343290	1,000	-3,514763	2,146893
		3	1	2	-3,4102929	1,1443147E0	,057	-6,877336	-,056750
				2	-3,7093167'	1,1443147E0	,029	-7,176359	-,242274
				4	-7,8432024'	1,1712434E0	,000	-11,391834	-4,294571
				5	-4,3932517'	1,1443147E0	,006	-7,860294	-,926209
		4	1	2	4,4329095'	,9671224	,001	1,502724	7,363095
				2	4,1338857'	,9671224	,002	1,203700	7,064072
				3	7,8432024'	1,1712434E0	,000	4,294571	11,391834
				5	3,4499507'	,9671224	,012	-,519765	6,380137
		5	1	2	-,9829587	,9343290	1,000	-1,847870	3,813787
				2	-,6839350	,9343290	1,000	-2,146893	3,514763
				3	4,3932517'	1,1443147E0	,006	-,926209	7,860294
				4	-3,4499507'	,9671224	,012	-6,380137	-,519765

Ek 6: AlN grubunda simanların istatistiksel değeriendirilmesi

grup	Dependent Variable		(I) siman	(J) siman	Mean Difference (I-J)	Std. Error	Sig.	95% Confidence Interval	
								Lower Bound	Upper Bound
5	veri	Bonferroni	1	2	1,5966245	1,9586829E0	1,000	-4,271681	7,464930
				3	8,8950546'	1,8389534E0	,000	3,385465	14,404645
				4	-,6115465	1,8922674E0	1,000	-6,280868	5,057775
				5	7,9647812'	1,8922674E0	,002	2,295460	13,634103
			2	1	-1,5966245	1,9586829E0	1,000	-7,464930	4,271681
				3	7,2984300'	1,9072263E0	,005	1,584291	13,012569
				4	-2,2081710	1,9586829E0	1,000	-8,076476	3,660134
				5	6,3681567'	1,9586829E0	,025	,499852	12,236462
			3	1	-8,8950546'	1,8389534E0	,000	-14,404645	-3,385465
				2	-7,2984300'	1,9072263E0	,005	-13,012569	-1,584291
				4	-9,5066010'	1,8389534E0	,000	-15,016191	-3,997011
				5	-,9302733	1,8389534E0	1,000	-6,439863	4,579317
			4	1	,6115465	1,8922674E0	1,000	-5,057775	6,280868
				2	2,2081710	1,9586829E0	1,000	-3,660134	8,076476
				3	9,5066010'	1,8389534E0	,000	3,997011	15,016191
				5	8,5763277'	1,8922674E0	,001	2,907006	14,245649
			5	1	-7,9647812'	1,8922674E0	,002	-13,634103	-2,295460
				2	-6,3681567'	1,9586829E0	,025	-12,236462	-,499852
				3	,9302733	1,8389534E0	1,000	-4,579317	6,439863
				4	-8,5763277'	1,8922674E0	,001	-14,245649	-2,907006

Ek 7: Lazer grubunda simanların istatistiksel değerlendirilmesi

ÖZGEÇMİŞ

17.04.1985 yılında Uşak'ta doğdum. İlköğretim öğrenimimin ilkokul kısmını Eşme Şehit Ali Bey ilkokulu'nda, ortaokul kısmını Uşak Orhan Dengiz Anadolu Lisesi'nde, lise öğrenimimi 2002 yılına kadar Uşak Fen Lisesi'nde 2003 yılında Uşak Anadolu Lisesi'nde gördüm. 2003 yılında girdiğim Ege Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi'nden 2008 yılında mezun oldum. 2009 yılında Ege Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı'nda doktora programına başladım. Yabancı dilim İngilizce'dir.