



TÜRKİYE CUMHURİYETİ  
KARADENİZ TEKNİK ÜNİVERSİTESİ  
DİŞ HEKİMLİĞİ FAKÜLTESİ

PROTETİK DİŞ TEDAVİSİ ANABİLİM DALI

**FARKLI LAZER UYGULAMALARININ  
ZİRKONYA ESASLI ALT YAPILARIN FAZ  
DEĞİŞİMİNE VE ÜST YAPI PORSELENİN  
BAĞLANMA DAYANIMINA ETKİSİNİN  
İNCELENMESİ**

Selin AYCAN

UZMANLIK TEZİ

Prof. Dr. Fatih Mehmet KORKMAZ

TRABZON-2020



## **BEYAN**

Bu tez çalışmasının Karadeniz Teknik Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü Tez Hazırlama ve Yazım Kılavuzu standartlarına uygun olarak yazıldığını, tezin akademik ve etik kurallara bağlı kalınarak gerçekleştirilmiş özgün bir bilimsel araştırma eserim olduğunu, tezde yer alan ve bu tez çalışmasıyla elde edilmeyen tüm bilgi ve yorumlara kaynak gösterdiğimi ve kullanılan kaynakların kaynaklar listesinde yer aldığını, tezin çalışılması ve yazımı aşamalarında patent ve telif haklarını ihlal edici bir davranışımın olmadığını beyan ederim.

12/02/2020

Selin AYCAN

## *İthaf*

*Çok erken kaybettiğim fakat manevi gücünü hep içimde hissettiğim sevgili babama...*





## TEŞEKKÜR

Uzmanlık eğitimim boyunca engin bilgi ve tecrübeleri ile yardımlarını ve desteğini esirgemeyen, eğitim alanı başta olmak üzere her konuda sonsuz anlayış sahibi olan değerli danışman hocam Sayın Doç. Dr. Fatih Mehmet KORKMAZ'a,

Uzmanlık eğitimim süresince bilgi, deneyim ve yaklaşımları ile hep yardımcı ve destek olan değerli hocalarım Sayın Prof. Dr. Subutay Han ALTINTAŞ, Doç. Dr. Sedanur TURGUT ve Doç. Dr. Elif AYDOĞAN AYAZ'a,

Tezimin istatistiksel analizinde bilgisinden faydalandığım değerli hocam Sayın Prof. Dr. Tamer TÜZÜNER'e,

Tezimin çalışmalarının 118S134 proje numaralı 1002 TUBİTAK projesi ile desteklenmesi nedeniyle bu süreçte vermiş olduğu maddi destekle bilimsel faaliyetlerin devamlılığını ve ilerlemesini sağlayan TUBİTAK'a ve çalışanlarım,

Tezimin deney çalışmalarında destek sağlayan Fiberlast Lazer Sistemleri'nden Koray EKEN, Prof. Dr. Genççağa PÜRÇEK, Prof. Dr. Zeynep YEŞİL DUYSUŞ, Prof. Dr. Nurettin YAYLI, Cem YAYLI 'ya,

Fakültenin bana kazandırdığı en değerli dostlarım ve birlikte çalışmaktan onur duyup çok şey öğrendiğim çalışma arkadaşlarım sevgili Dt. Gülesin Canan Balçık, Arş. Gör. Dt. Aysun ATASOY SINDIRAÇ, Arş. Gör. Dt. Safa TAŞAN, Uzm. Dt. Seda ÜSTÜN, Arş. Gör. Dt. Gülhan KOCABAŞ ve Arş. Gör. Dt. Halil SINDRAÇ, Dr. Öğr. Üyesi Dilara Nil TOMRUKÇU'ya,

Beni bu zamana kadar ne olursa olsun koşulsuz destekleyen, her zaman yanımda olduklarımı hissettiğim ve bir parçaları olmaktan gurur duyduğum babam Mustafa Yılmaz, annem Canan YILMAZ, ablam Damla TÜFEKÇİ ve biricik ikizim Sebahat ÇOLAK ve eşlerine,

Üniversite yıllarımdan uzmanlığa hazırlanma sürecim de dahil olmak üzere, uzmanlık eğitimim ve tez yazma süresince her türlü zorlukta yanımda olan, beni hiç yalnız bırakmayan, desteğini ve sevgisini bir an olsun esirgemeyen en büyük şansım eşim Ali AYCAN'a ve en değerli varlığım biricik güzel kızım Lina Masal AYCAN'a gönülden teşekkürlerimi sunarım.

Selin AYCAN

# İÇİNDEKİLER

	Sayfa
<b>ONAY</b>	
<b>BEYAN</b>	
<b>İTHAF</b>	
<b>TEŞEKKÜR</b>	
<b>İÇİNDEKİLER</b>	<b>vi</b>
<b>TABLolar DİZİNİ</b>	<b>x</b>
<b>ŞEKİLLER DİZİNİ</b>	<b>xi</b>
<b>RESİMLER DİZİNİ</b>	<b>xii</b>
<b>KISALTMALAR, SİMGELER ve FORMÜLLER DİZİNİ</b>	<b>xviii</b>
<b>ÖZET</b>	<b>xx</b>
<b>ABSTRACT</b>	<b>xxi</b>
<b>1. GİRİŞ ve AMAÇ</b>	<b>1</b>
<b>2. GENEL BİLGİLER</b>	<b>3</b>
2.1. Dental Seramikler	3
2.1.1. Tanım	3
2.1.2. Tarihçe	3
2.1.3. Dental Seramiklerin Kimyasal Yapısı ve Özellikleri	4
2.1.4. Dental Seramiklerin Sınıflandırılması	6
2.1.4.1. Dökülebilir Porselen Sistemleri	7
2.1.4.2. Refraktör Day Üzerinde Fırınlanan Porselen Sistemleri	8
2.1.4.3. Isı Altında Sıkıştırılabilir Porselen Sistemleri	10
2.1.4.4. Bilgisayar Destekli Tasarım ve Üretim Tekniği: Cad-Cam Sistemi	11
2.2. Zirkonya	16
2.2.1. Zirkonyanın Mikroyapısı	17
2.2.2. Dental Uygulamalar İçin Uygun Olan Farklı Zirkonya Seramik Tipleri	18
2.2.2.1. Yttrium ile Stabilize Edilmiş Tetragonal Polikristalin Zirkonya (Y-TZP)	18
2.2.2.2. Zirkonya ile Sertleştirilmiş Alümina (zirconia toughened alümina, ZTA)	19
2.2.2.3. Magnezyum ile Kısmen Stabilize Zirkonya (Mg-PSZ)	20
2.2.3. Zirkonyanın Transformasyon Sertleşmesi	20
2.2.4. Zirkonyanın Yaşlanması ve Düşük Isı Bozulması (LTD)	21

2.3. Zirkonya Bloklar ve Sınıflandırılması	21
2.3.1. Green Zirkonya	21
2.3.2. Pre-sinterize Zirkonya (Non-HIP Zirkonya)	21
2.3.3. Sinterlenmiş zirkonya (HIP zirkonya)	22
2.4. Restorasyonların Üretim Teknikleri	22
2.4.1. Kopya-Freze Tekniği	23
2.5. Zirkonya Alt Yapı Üzerine Veneer Seramiğin Uygulama Teknikleri	24
2.5.1. Tabakalama Tekniği	24
2.5.2. Presleme Tekniği	25
2.5.3. IPS e-max CAD-on Tekniği	26
2.6. Zirkonya-Veneer Seramik Arasındaki Bağlanma Mekanizması	26
2.7. Zirkonya Alt Yapılar ile Veneer Seramikler Arasındaki Bağlantı Direncini Artırmaya Yönelik Yüzey İşlemleri	27
2.7.1. Mekanik Bağlantı Oluşturan İşlemler	27
2.7.2. Kimyasal Bağlantı Oluşturan İşlemler	27
2.7.3. Hem Mekanik Hem de Kimyasal Bağlantı İçin Uygulanan İşlemler	27
2.7.4. Mekanik Bağlantı İçin Yapılan İşlemler	28
2.7.4.1. Kumlama	28
2.7.4.2. Elmas Döner Aletlerle Pürüzlendirme ve Bunların Kombinasyonları	28
2.7.4.3. Plazma Spreyi Yöntemi	29
2.7.4.4. Lazer ile Pürüzlendirme	29
2.7.4.5. Asitle Pürüzlendirme	37
2.7.5. Kimyasal Bağlantı İçin Yapılan Yüzey İşlemleri	38
2.7.5.1. Silan Uygulaması	38
2.7.5.2. Primer Uygulaması	39
2.7.6. Mekanik ve kimyasal yüzey işlemleri silika kaplama işlemi	39
2.7.6.1. Silika Kaplama İşlemi	39
2.8. Yapay yaşlandırma	40
2.8.1. Termal Yaşlandırma	40
2.9. Materyallerin Yüzeylerini İncelemek Amacıyla Kullanılan Yüzey Analiz Yöntemleri	40
2.9.1. Profilometre ile Yüzey Pürüzlülüğü Ölçümü	40
2.9.2. Taramalı Elektron Mikroskobu (TEM)	41

2.9.3. Enerji Dağılım Spektrometresi (EDS)	41
2.9.4. X -Işını Kırınımı (XRD) Analizi	42
2.9.4.1. XRD Çalışma Prensipleri	42
2.10. İki Farklı Materyal Arasındaki Bağlantı Direncinin Değerlendirilmesinde Kullanılan Mekanik Test Yöntemleri	43
2.10.1. Makaslama (Shear) Bağlanma Dayanımı Testi	43
2.10.2. Mikro Makaslama (Micro-shear) Bağlantı Testi	43
2.10.3. Gerilim (Tensile) Bağlanma Dayanımı Testi	43
2.10.4. Mikro Gerilim (Micro-tensile) Testi	44
<b>3. GEREÇ ve YÖNTEM</b>	<b>45</b>
3.1. Zirkonya Alt Yapı Örneklerinin Hazırlanması	45
3.2. Deney Gruplarına Uygulanan Yüzey İşlemleri	48
3.3. Yüzey İşlemleri Yapılan Örneklerde Yüzey Analizleri	55
3.3.1. Profilometre ile Yüzey Analizi	55
3.3.2. XRD Analizi	56
3.3.4. Taramalı Elektron Mikroskobu (TEM) Analizi	57
3.4. Hazırlanan Örnekler Üst Yapıların Oluşturulması	58
3.4.1. Hazırlanan Örnekler Metal Primer Uygulanması	58
3.4.2. Tabakalama Tekniği ile Üst Yapıların Oluşturulması	59
3.5. Termal Yaşlandırma Uygulanması	62
3.6. Bağlanma Dayanımı Ölçülmesi	62
3.7. Kopma Şekillerinin İncelenmesi	64
3.8. Taramalı Elektron Mikroskop (TEM) ve Enerji Dağılım Spektrometresi (EDS) Analizi	65
3.9. İstatiksel Analiz	65
<b>4. BULGULAR</b>	<b>66</b>
4.1. Yüzey Pürüzlülüğü Testi Sonuçları	66
4.2. X-Ray Difraktometre Analizi	68
4.3. Makaslama Bağlanma Dayanım Testi Bulguları	68
4.4. Failure Mode Bulguları	71
4.5. Yüzey işlemleri yapılan örneklerin Tarama Elektron Mikroskop (TEM) ile İncelenmesi	72

4.6. Makaslama Bağlantı Deneyi Testi Sonrası Örneklerinin Kopma Yüzeylerinin Tarama Elektron Mikroskop (TEM) ve Enerji Dağılım Spektrometresi (EDS) Analizi	75
<b>5. TARTIŞMA ve SONUÇ</b>	<b>99</b>
<b>6. KAYNAKLAR</b>	<b>110</b>
<b>ÖZGEÇMİŞ</b>	<b>135</b>



## TABLULAR DİZİNİ

<b>Tablo</b>	<b>Sayfa</b>
<b>Tablo 1.</b> Zirkonya alt yapıların kimyasal içeriği ve fiziksel özellikleri	45
<b>Tablo 2.</b> Gruplara ait pürüzlülük değerleri ( $\mu\text{m}$ )	66
<b>Tablo 3.</b> Zirkonya örneklerin $X_m$ (monoklinik faz /tetragonal faz) değerleri	68
<b>Tablo 4.</b> İki Yönlü ANOVA Tablosu	69
<b>Tablo 5.</b> Gruplar arasında ve herbir grubun kendi içerisinde metal primer uygulanmasına göre makaslama bağlanma dayanımı değerleri (MPa)	69
<b>Tablo 6.</b> Gruplardaki örneklerin kırılma tiplerinin oranları(%)	71



## ŞEKİLLER DİZİNİ

Şekil		Sayfa
Şekil 1.	Ortada bir O atomu bulunan SiO tetra hedra bağları	4
Şekil 2.	Zirkonyanın faz değişim sıcaklıkları	17
Şekil 3.	Kristal yapıların şematik görüntüsü a: kübik yapı, b: tetragonal yapı, c: monoklinik yapı	18
Şekil 4.	Dönüşüm sertleşmesi mekanizmasının şematik anlatımı	20
Şekil 5.	Gruplara ait pürüzlülük değerleri ( $\mu\text{m}$ )	67



## RESİMLER DİZİNİ

Resim	Sayfa
<b>Resim 1.</b> Zirkonya örneklerin üretildiği yarı sinterize zirkonya blok	46
<b>Resim 2.</b> Zirkonya örneklerin yazılım programında tasarımı	46
<b>Resim 3.</b> Zirkonya örneklerin hazırlanmasında kullanılan CAD-CAM cihazı (imes- icore Coritec 550i, Almanya)	47
<b>Resim 4.</b> Zirkonya örneklerin freze teknolojisi ile üretimi	47
<b>Resim 5.</b> Sinterlenmemiş zirkonya örnekler	47
<b>Resim 6.</b> Çalışmamızda kullanılan sinterleme fırınının görüntüsü	48
<b>Resim 7.</b> Sinterleme fırınına yerleştirilmiş zirkonya örnekler	48
<b>Resim 8.</b> Çalışmamızda kullanılan kumlama cihazı	49
<b>Resim 9.</b> Çalışmamızda kullanılan 125 µm Al <sub>2</sub> O <sub>3</sub> kum	49
<b>Resim 10.</b> Zirkonya örneklerin Al <sub>2</sub> O <sub>3</sub> partikülleri ile kumlanması	50
<b>Resim 11.</b> Çalışmamızda kullanılan Er, Cr: YsGG lazer cihazının görüntüsü	50
<b>Resim 12.</b> Üçüncü grupta Er, Cr: YsGG lazerin zirkonya örneklerin yüzeylerine uygulanan parametreleri	51
<b>Resim 13.</b> Zirkonya örneklere Er, Cr: YsGG lazerin uygulanması	51
<b>Resim 14.</b> Dördüncü grupta Er, Cr: YsGG lazerin zirkonya örneklerin yüzeylerine uygulanan parametreleri	51
<b>Resim 15.</b> Çalışmamızda kullanılan Nd: YAG lazer cihazının görüntüsü	52
<b>Resim 16.</b> Beşinci grupta Nd: YAG lazerin zirkonya örneklerin yüzeylerine uygulanan parametreleri	52
<b>Resim 17.</b> Zirkonya örneklere ND: YAG lazerin uygulanması	53
<b>Resim 18.</b> Altıncı grupta Nd: YAG lazerin zirkonya örneklerin yüzeylerine uygulanan parametreleri	53
<b>Resim 19.</b> Çalışmamızda kullanılan Ultrahızlı Fiber lazer cihazının görüntüsü	54
<b>Resim 20.</b> Ultrahızlı fiber lazerin zirkonya örneklere uygulanması	54
<b>Resim 21.</b> Ultrahızlı Fiber lazerin zirkonya örneklere uygulanması	54
<b>Resim 22.</b> Yüzey işlemi uygulanan örnekler	55
<b>Resim 23.</b> Çalışmamızda kullanılan profilometre cihazı	56
<b>Resim 24.</b> Çalışmamızda kullanılan X Ray Difraktometre cihazı	57
<b>Resim 25.</b> Çalışmamızda kullanılan altın kaplama cihazı	57
<b>Resim 26.</b> Çalışmamızda kullanılan TEM analiz cihazı	58



<b>Resim 27.</b>	Çalışmamızda kullanılan metal primer	58
<b>Resim 28.</b>	Zirkonya örneklere metal primer uygulanması	58
<b>Resim 29.</b>	VITA VM-9 veneer seramiği toz ve likiti	59
<b>Resim 30.</b>	Veneer seramiğin uygulanması için hazırlanan metal kalıp (kapalı şekilde)	59
<b>Resim 31.</b>	Veneer seramiğin uygulanması için hazırlanan metal kalıp (açık şekilde)	60
<b>Resim 32.</b>	Metal kalıp içerisinde bulunan zirkonya alt yapılara veneer seramiğin uygulaması	60
<b>Resim 33.</b>	Üzerine veneer seramiği tepilen örneklerin kalıp içerisinden çıkartılması	61
<b>Resim 34.</b>	Çalışmamızda kullanılan seramik fırını	61
<b>Resim 35.</b>	Hazırlanan örneklerin seramik fırınında pişirilmesi	61
<b>Resim 36.</b>	Veneer seramiği uygulanmış zirkonya örnekler	62
<b>Resim 37.</b>	Zirkonya örneklere termal yaşlandırma uygulanması	62
<b>Resim 38.</b>	Hazırlanan metal kalıp ve bıçak	63
<b>Resim 39.</b>	Akrilik bloğa yerleştirilmiş zirkonya örnek	63
<b>Resim 40.</b>	Zirkonya örneklere makaslama testinin uygulanması	63
<b>Resim 41.</b>	Çalışmamızda kullanılan steromikroskop cihazı	64
<b>Resim 42.</b>	Çalışmamızda kullanılan EDS analiz cihazı	65
<b>Resim 43.</b>	Kontrol grubunun TEM görüntüleri, a. X500 büyütme, b. X3000 büyütme	72
<b>Resim 44.</b>	Kumlama grubunun TEM görüntüleri, a. X500 büyütme, b. X3000 büyütme	72
<b>Resim 45.</b>	Er, Cr. YsGG lazer 3W grubunun TEM görüntüleri, a. X500 büyütme, b.X3000 büyütme	73
<b>Resim 46.</b>	Er, Cr. YsGG lazer 4W grubunun grubunun TEM görüntüleri, a. X500 büyütme, b. X3000 büyütme	73
<b>Resim 47.</b>	Nd: YAG lazer 2W grubunun TEM görüntüleri, a. X500 büyütme, b. X3000 büyütme	73
<b>Resim 48.</b>	Nd: YAG lazer 3W grubunun TEM görüntüleri, a. X500 büyütme, b. X3000 büyütme	74
<b>Resim 49.</b>	Ultrahızlı fiber lazer 10W grubunun TEM görüntüleri, a. X500 büyütme, b. X3000 büyütme	74

<b>Resim 50.</b> Ultrahızlı fiber lazer 20W grubunun TEM görüntüleri, a. X500 büyütme, b. X3000 büyütme	74
<b>Resim 51.</b> Metal primer uygulanan kontrol grubunun kopma yüzeyinin TEM görüntüleri a. X500, b. X3000 büyütme (adeziv)	75
<b>Resim 52.</b> Metal primer uygulanan kontrol grubunun adeziv kopma yüzeyinin EDS analizi sonuçları	76
<b>Resim 53.</b> Metal primer uygulanmayan kontrol grubunun kopma yüzeyinin TEM görüntüleri a. X500, b. X3000 büyütme (adeziv)	76
<b>Resim 54.</b> Metal primer uygulanmayan kontrol grubunun adeziv kopma yüzeyinin EDS analizi sonuçları	76
<b>Resim 55.</b> Metal primer uygulanmayan kontrol grubunun kopma yüzeyinin TEM görüntüleri a. X500, b. X3000 büyütme (miks)	77
<b>Resim 56.</b> Metal primer uygulanmayan kontrol grubunun miks kopma yüzeyinin farklı bölgelerinin EDS analizi sonuçları	77
<b>Resim 57.</b> Metal primer uygulanan kumlama grubunun kopma yüzeyinin TEM görüntüleri a. X500, b. X3000 büyütme (adeziv)	78
<b>Resim 58.</b> Metal primer uygulanan kumlama grubunun adeziv kopma yüzeyinin EDS analizi sonuçları	78
<b>Resim 59.</b> Metal primer uygulanan kumlama grubunun kopma yüzeyinin TEM görüntüleri a. X500, b. X3000 büyütme (miks)	78
<b>Resim 60.</b> Metal primer uygulanan kumlama grubunun miks kopma yüzeyinin farklı bölgelerinin EDS analizi sonuçları	79
<b>Resim 61.</b> Metal primer uygulanmayan kumlama grubunun kopma yüzeyinin TEM görüntüleri a. X500, b. X3000 büyütme (koheziv)	79
<b>Resim 62.</b> Metal primer uygulanmayan kumlama grubunun koheziv kopma yüzeyinin EDS analizi sonuçları	80
<b>Resim 63.</b> Metal primer uygulanmayan kumlama grubunun kopma yüzeyinin TEM görüntüleri a. X500, b. X3000 büyütme (miks)	80
<b>Resim 64.</b> Metal primer uygulanmayan kumlama grubunun miks kopma yüzeyinin farklı bölgelerinin EDS analizi sonuçları	80
<b>Resim 65.</b> Metal primer uygulanan Er, Cr: YsGG lazer 3W grubunun kopma yüzeyinin TEM görüntüleri a. X500, b. X3000 büyütme (miks)	81

<b>Resim 66.</b> Metal primer uygulanan Er, Cr: YsGG lazer 3W grubunun miks kopma yüzeyinin farklı bölgelerinin EDS analizi sonuçları	81
<b>Resim 67.</b> Metal primer uygulanmayan Er, Cr: YsGG lazer 3W grubunun kopma yüzeyinin TEM görüntüleri a. X500, b. X3000 büyütme (adeziv)	82
<b>Resim 68.</b> Metal primer uygulanmayan Er, Cr: YsGG lazer 3W grubunun adeziv kopma yüzeyinin EDS analizi sonuçları	82
<b>Resim 69.</b> Metal primer uygulanmayan Er, Cr: YsGG lazer 3W grubunun kopma yüzeyinin TEM görüntüleri a. X500, b. X3000 büyütme (miks)	82
<b>Resim 70.</b> Metal primer uygulanmayan Er, Cr: YsGG lazer 3W grubunun miks kopma yüzeyinin farklı bölgelerinin EDS analizi sonuçları	83
<b>Resim 71.</b> Metal primer uygulanan Er, Cr: YsGG lazer 4W grubunun kopma yüzeyinin TEM görüntüleri a. X500, b. X3000 büyütme (adeziv)	83
<b>Resim 72.</b> Metal primer uygulanan Er, Cr: YsGG lazer 4W grubunun adeziv kopma yüzeyinin EDS analizi sonuçları	83
<b>Resim 73.</b> Metal primer uygulanan Er, Cr: YsGG lazer 4W grubunun kopma yüzeyinin TEM görüntüleri a. X500, b. X3000 büyütme (miks)	84
<b>Resim 74.</b> Metal primer uygulanan Er, Cr: YsGG lazer 4W grubunun miks kopma yüzeyinin farklı bölgelerinin EDS analizi sonuçları	84
<b>Resim 75.</b> Metal primer uygulanmayan Er, Cr: YsGG lazer 4W grubunun kopma yüzeyinin TEM görüntüleri a. X500, b. X3000 büyütme (adeziv)	85
<b>Resim 76.</b> Metal primer uygulanmayan Er, Cr: YsGG lazer 4W grubunun adeziv kopma yüzeyinin EDS analizi sonuçları	85
<b>Resim 77.</b> Metal primer uygulanmayan Er, Cr: YsGG lazer 4W grubunun kopma yüzeyinin TEM görüntüleri a. X500, b. X3000 büyütme (miks)	85
<b>Resim 78.</b> Metal primer uygulanmayan Er, Cr: YsGG lazer 4W grubunun miks kopma yüzeyinin farklı bölgelerinin EDS analizi sonuçları	86
<b>Resim 79.</b> Metal primer uygulanan Nd: YAG lazer 2W grubunun kopma yüzeyinin TEM görüntüleri a. X500, b. X3000 büyütme (adeziv)	86
<b>Resim 80.</b> Metal primer uygulanan Nd: YAG lazer 2W grubunun adeziv kopma yüzeyinin EDS analizi sonuçları	87
<b>Resim 81.</b> Metal primer uygulanan Nd: YAG lazer 2W grubunun kopma yüzeyinin TEM görüntüleri a. X500, b. X3000 büyütme (miks)	87

<b>Resim 82.</b> Metal primer uygulanan Nd: YAG lazer 2W grubunun miks kopma yüzeyinin farklı bölgelerinin EDS analizi sonuçları	87
<b>Resim 83.</b> Metal primer uygulanmayan Nd: YAG lazer 2W grubunun kopma yüzeyinin TEM görüntüleri a. X500, b. X3000 büyütme (adeziv)	88
<b>Resim 84.</b> Metal primer uygulanmayan Nd: YAG lazer 2W grubunun adeziv kopma yüzeyinin EDS analizi sonuçları	88
<b>Resim 85.</b> Metal primer uygulanmayan Nd: YAG lazer 2W grubunun kopma yüzeyinin TEM görüntüleri a. X500, b. X3000 büyütme (koheziv)	88
<b>Resim 86.</b> Metal primer uygulanmayan Nd: YAG lazer 2W grubunun koheziv kopma yüzeyinin EDS analizi sonuçları	89
<b>Resim 87.</b> Metal primer uygulanmayan Nd: YAG lazer 2W grubunun kopma yüzeyinin TEM görüntüleri a. X500, b. X3000 büyütme (miks)	89
<b>Resim 88.</b> Metal primer uygulanmayan Nd: YAG lazer 2W grubunun miks kopma yüzeyinin farklı bölgelerinin EDS analizi sonuçları	89
<b>Resim 89.</b> Metal primer uygulanan Nd: YAG lazer 3W grubunun kopma yüzeyinin TEM görüntüleri a. X500, b. X3000 büyütme (adeziv)	90
<b>Resim 90.</b> Metal primer uygulanan Nd: YAG lazer 3W grubunun adeziv kopma yüzeyinin EDS analizi sonuçları	90
<b>Resim 91.</b> Metal primer uygulanan Nd: YAG lazer 3W grubunun kopma yüzeyinin TEM görüntüleri a. X500, b. X3000 büyütme (miks)	90
<b>Resim 92.</b> Metal primer uygulanan Nd: YAG lazer 3W grubunun miks kopma yüzeyinin farklı bölgelerinin EDS analizi sonuçları	91
<b>Resim 93.</b> Metal primer uygulanmayan Nd: YAG lazer 3W grubunun kopma yüzeyinin TEM görüntüleri a. X500, b. X3000 büyütme (koheziv)	91
<b>Resim 94.</b> Metal primer uygulanmayan Nd: YAG lazer 3W grubunun koheziv kopma yüzeyinin EDS analizi sonuçları	91
<b>Resim 95.</b> Metal primer uygulanmayan Nd: YAG lazer 3W grubunun kopma yüzeyinin TEM görüntüleri a. X500, b. X3000 büyütme (miks)	92
<b>Resim 96.</b> Metal primer uygulanmayan Nd: YAG lazer 3W grubunun miks kopma yüzeyinin farklı bölgelerinin EDS analizi sonuçları	92
<b>Resim 97.</b> Metal primer uygulanan ultrahızlı fiber lazer 10W grubunun kopma yüzeyinin TEM görüntüleri a. X500, b. X3000 büyütme (adeziv)	92

<b>Resim 98.</b> Metal primer uygulanan ultrahızlı fiber lazer 10W grubunun adeziv kopma yüzeyinin EDS analizi sonuçları	93
<b>Resim 99.</b> Metal primer uygulanan ultrahızlı fiber lazer 10W grubunun kopma yüzeyinin TEM görüntüleri a. X500, b. X3000 büyütme (miks)	93
<b>Resim 100.</b> Metal primer uygulanan ultrahızlı fiber lazer 10W grubunun miks kopma yüzeyinin farklı bölgelerinin EDS analizi sonuçları	93
<b>Resim 101.</b> Metal primer uygulanmayan ultrahızlı fiber lazer 10W grubunun kopma yüzeyinin TEM görüntüleri a. X500, b. X3000 büyütme (adeziv)	94
<b>Resim 102.</b> Metal primer uygulanmayan ultrahızlı fiber lazer 10W grubunun adeziv kopma yüzeyinin EDS analizi sonuçları	94
<b>Resim 103.</b> Metal primer uygulanmayan ultrahızlı fiber lazer 10W grubunun kopma yüzeyinin TEM görüntüleri a. X500, b. X3000 büyütme (miks)	94
<b>Resim 104.</b> Metal primer uygulanmayan ultrahızlı fiber lazer 10W grubunun miks kopma yüzeyinin farklı bölgelerinin EDS analizi sonuçları	95
<b>Resim 105.</b> Metal primer uygulanan ultrahızlı fiber lazer 20W grubunun kopma yüzeyinin TEM görüntüleri a. X500, b. X3000 büyütme (adeziv)	95
<b>Resim 106.</b> Metal primer uygulanan ultrahızlı fiber lazer 20W grubunun adeziv kopma yüzeyinin EDS analizi sonuçları	95
<b>Resim 107.</b> Metal primer uygulanan ultrahızlı fiber lazer 20W grubunun kopma yüzeyinin TEM görüntüleri a. X500, b. X3000 büyütme (miks)	96
<b>Resim 108.</b> Metal primer uygulanan ultrahızlı fiber lazer 20W grubunun miks kopma yüzeyinin farklı bölgelerinin EDS analizi sonuçları	96
<b>Resim 109.</b> Metal primer uygulanmayan ultrahızlı fiber lazer 20W grubunun kopma yüzeyinin TEM görüntüleri a. X500, b. X3000 büyütme (adeziv)	97
<b>Resim 110.</b> Metal primer uygulanmayan ultrahızlı fiber lazer 20W grubunun adeziv kopma yüzeyinin EDS analizi sonuçları	97
<b>Resim 111.</b> Metal primer uygulanmayan ultrahızlı fiber lazer 20W grubunun kopma yüzeyinin TEM görüntüleri a. X500, b. X3000 büyütme (miks)	97
<b>Resim 112.</b> Metal primer uygulanmayan ultrahızlı fiber lazer 20W grubunun miks kopma yüzeyinin farklı bölgelerinin EDS analizi sonuçları	98

## KISALTMA, SİMGE ve FORMÜLLER DİZİNİ

### Kısaltmalar

<b>CAD</b>	Computer Aided Design
<b>CAM</b>	Computer Aided Manufacturing
<b>Ce-TZP/A</b>	Serya ile stabilize zirkonya/Alumina
<b>EDS</b>	Enerji Dağılım Spektrometresi
<b>Er: Cr YsGG</b>	Erbium, Chromium: Yttrium Scandium Gallium Garnet
<b>Er: YAG</b>	Erbium Yttrium Aluminium Garnet
<b>HIP</b>	Hot Isostatic Pressing
<b>Ho: YAG</b>	Holmium Yittrium Aluminium Garnet
<b>LTD</b>	Düşük Isı Bozulması
<b>MAD</b>	Manuel Aided Design
<b>MAM</b>	Manuel Aided Manufacturing
<b>Mg-PSZ</b>	Magnezyum Parsiyel Stabilize Zirkonya
<b>Nd: YAG</b>	Neodmium: yttrium-aluminium-garnet
<b>PSZ</b>	Parsiyel Stabilize Zirkonya
<b>SEM</b>	Scanning Electron Microscope
<b>TEM</b>	Taramalı Elektron Mikroskobu
<b>XRD</b>	X ray Difraktometre
<b>ZTA</b>	Zirconia Toughened Alumina
<b>3Y-TZP</b>	%3 mol Yttria ile Stabilize Tetragonal Zirkonya Polikristali

### Simgeler

<b>Al<sub>2</sub>O<sub>3</sub></b>	Alüminyum oksit
<b>Al<sub>2</sub>O<sub>3</sub>.SiO<sub>2</sub>.H<sub>2</sub>O</b>	Kaolin
<b>Au</b>	Altın
<b>CaO</b>	Kalsiyum oksit
<b>Cu</b>	Bakır
<b>H</b>	Hidrojen
<b>Hz</b>	Hertz
<b>J</b>	Joule
<b>K</b>	Termal genleşme katsayısı
<b>K<sub>2</sub>O</b>	Potas

<b><math>K_2O \cdot Al_2O_3 \cdot 6SiO_2</math></b>	Albit
<b>Kv</b>	Kilowatt
<b>m</b>	Monoklinik faz
<b><math>MgAl_2O_4</math></b>	Magnezyum alümina
<b>MgO</b>	Magnezyum oksit
<b>mj</b>	Milijoule
<b>MPa</b>	Megapaskal
<b>MPS</b>	Methacryloxypropyltrimethoxysilan
<b>N</b>	Azot
<b><math>Na_2O</math></b>	Soda
<b>nm</b>	nanometre
<b>O<sup>-</sup></b>	Oksijen
<b>Si</b>	Silisyum
<b><math>SiO_2</math></b>	Kuartz
<b><math>SiO_4</math></b>	Silisyum Tetra Oksit
<b>t</b>	Tetragonal faz
<b>TEOS</b>	Tetraetoksisilan
<b>t-m</b>	Tetragonal-monoklinik faz transformasyonu
<b>W</b>	Watt
<b>Yb</b>	Ytterbium
<b>Zr</b>	Zirkonyum
<b><math>ZrO_2</math></b>	Zirkonyum oksit
<b><math>ZrSiO_4</math></b>	Zirkonyum silikat
<b>μ</b>	Mikron
<b>μm</b>	Mikrometre

## ÖZET

### Farklı Lazer Uygulamalarının Zirkonya Esaslı Alt Yapıların Faz Değişimine ve Üst Yapı Porselenin Bağlanma Dayanımına Etkisinin İncelenmesi

Zirkonya dayanıklılığının yüksek olması ve kırılmaya karşı dirençli olması nedeniyle diş hekimliğinde sıklıkla kullanılmaktadır. Ancak veneer porselen kırığı hala başarısızlıktaki en önemli nedenlerden birisidir. Çalışmamızın amacı; farklı lazer uygulamalarının yüzey pürüzlülüğüne, faz değişimine ve veneer porselenin zirkonyaya olan bağlantı dayanımına etkisinin incelenmesidir. Bu çalışmada zirkonya bloklardan 256 adet zirkonya örnek (8x8x3 mm) üretildi ve sinterizasyon işlemi uygulandı. Örnekler rastgele 8 gruba ayrıldı (n=32): Grup 1, kontrol (herhangi bir yüzey işlemi uygulanmamış); Grup 2, kumlama (125 µm Al<sub>2</sub>O<sub>3</sub>); Grup 3, Er, Cr: YsGG lazer (3W); Grup 4, Er, Cr: YsGG lazer (4W); Grup 5, Nd: YAG lazer (2W); Grup 6, Nd: YAG lazer (3W); Grup 7, ultrahızlı fiber lazer (10W), Grup 8, ultrahızlı fiber lazer (20W). Sonrasında tüm örneklerden profilometre ile yüzey pürüzlülüğü ölçümü yapıldı. Ayrıca her gruptan bir örneğe X ışını Kırınımı analizi (XRD) uygulandı ve Taramalı Elektron Mikroskopu (TEM) altında incelendi. Daha sonra yüzey işlemi uygulanmış örnekler metal primer uygulanıp uygulanmamasına göre 2 alt gruba ayrıldı. Tüm zirkonya örnekler veneer porselen uygulandı ve 5000 siklusa kadar termal yaşlandırma işlemine tabi tutuldu. Makaslama bağlanma dayanımı ölçüldü ve örnekler Steromikroskopta incelendi. Kırma işleminden sonra herbir gruptan tipik bir örnek Taramalı Elektron Mikroskop (TEM) ve Enerji Dağılım Spektrometresi (EDS) ile incelendi. Makaslama bağlanma dayanımı verileri 2 yönlü ANOVA ve Bonferroni post hoc testi ile yüzey pürüzlülüğüne ait veriler ise tek yönlü ANOVA ve Tukey'in post hoc testi ile analiz edildi. Sonuçlara göre metal primer uygulaması tüm gruplarda bağlantı dayanımını arttırdı. Kumlama işlemi (metal primer uygulanan, uygulanmayan) tüm gruplardan istatistiksel olarak daha yüksek bağlantı dayanımı gösterirken (p<0.05), metal primer uygulanmayan kontrol grubu en düşük değerleri gösterdi. Değişik tipte lazer uygulamaları farklı bağlantı dayanım değerleri ortaya çıkardı. Metal primer uygulanan ve uygulanmayan her iki durumda da ultrahızlı fiber lazer uygulaması (10W ve 20W) kontrol grubuna göre anlamlı derecede daha yüksek bağlantı değerleri gösterdi (p<0.05). Sonuç olarak ultrahızlı fiber lazer uygulama zirkonya ve veneer seramik arasındaki bağlantıyı artırmada kumlamaya alternatif olarak gösterilebilir.

**Anahtar Kelimeler:** Bağlantı, lazer, porselen, yüzey işlemi, zirkonya



## ABSTRACT

### **Investigation of the Effect of Different Laser Applications on the Phase Change of Zirconia Based Substructures and the Bonding Strength of Superstructure Porcelain**

The high strength and fracture toughness of zirconia have supported its extensive application in dentistry. However, the fracturing of veneering porcelain remains one of the primary causes of failure. The aim of the study was to investigate the effect of different laser applications on the surface roughness, phase change and bond strength of veneering porcelain to zirconia. In the present study, 256 zirconia samples (8x8x3 mm) were obtained from zirconia blocks and sinterization was performed. Samples were randomly divided into 8 subgroups (n = 32): Group 1, control (no treatment); Group 2, sandblasting (125  $\mu\text{m}$   $\text{Al}_2\text{O}_3$ ); Group 3, Er,Cr: YsGG laser (3W); Group 4, Er,Cr: YsGG laser (4W); Group 5, Nd: YAG laser (2W); Group 6, Nd: YAG laser (3W); Group 7, ultrafast fiber laser (10W), Group 8, ultrafast fiber laser (20W). After the surface treatment, surface roughness was measured with a profilometer. In addition, X-ray diffraction analysis (XRD) was applied to a sample from each group and underwent Scanning Electron Microscopy (SEM) analysis. Then, surface treated specimens were divided into 2 subgroups according to metal primer application. Zirconia core specimens were then layered with veneering porcelain and specimens were thermocycled up to 5000 cycles. Shear bond strength was measured and samples were examined under a stereomicroscope. After the test, one representative sample from each group was examined by SEM and Energy Dispersive x-ray Spectroscopy (EDS) analysis. Shear bond strength data were analyzed with two-way ANOVA and Benferroni post hoc tests, surface roughness data were analyzed with one-way ANOVA and Tukey's post hoc tests ( $p < 0.05$ ). According to the results, metal primer application increased bond strength in all groups. While the sandblasting (with or without metal primer) demonstrated significantly higher bond strength values than all the other surface treatment methods ( $p < 0.05$ ), the lowest value was observed in the control group without metal primer. Different types of lasers created different bond strength values. Ultrafast fiber laser applications (10W and 20W) with or without metal primer showed significantly higher bond strength than control ( $p < 0.05$ ). As a result, ultrafast fiber laser can be shown as an alternative to sandblasting to increase bonding values between zirconia and veneer ceramics.

**Keywords:** Bonding, laser, porcelain, surface treatment, zirconia

## 1. GİRİŞ ve AMAÇ

Diş hekimliğinde doğal görünümlü ve uzun ömürlü restorasyonlar elde etmek için yapılan çalışmalar devam etmektedir. Geçmişte dental materyallerin kısıtlılığı nedeniyle bunu sağlamak zor olmuştur ancak günümüzde dental porselenlerde olan yeni gelişmelerle uzun ömürlü ve estetik yönü yüksek tedavi seçenekleri artmıştır (1, 2). Metal destekli porselenler yapısal özelliklerinin verdiği avantajlarla en çok ilgi çeken materyallerden olmuştur. Ancak metal seramiklerde karşılaşılan estetik kısıtlamalar seramik teknolojisinde farklı malzeme arayışlarını gerekli kılmıştır. Günümüz diş hekimliğinde hastaların estetik beklentilerinin artması ile metal alt yapıli kronların yerini tam seramik kronlar almıştır (3, 4).

Üstün estetik özellikleri, okluzal kuvvetlere karşı yeterli kırılma dayanımı, diş ve seramik yüzeyleri arasında bağlantı dayanımı ve CAD-CAM (bilgisayar destekli tasarım/üretim) kullanılarak kolaylaştırılan üretim teknikleri tam seramik restorasyonlara olan ilgiyi arttırmıştır (5). Tam seramik sistemlerin kullanımı yakın zamana kadar yalnızca ön bölge dişleri ile sınırlıydı ancak günümüzde dental seramiklerin geliştirilmesiyle arka bölge restorasyonlarında da uygulama alanı bulmuştur. Ancak tam seramik sistemlerin renk uyumluluğu, translusensi ve floresans gibi avantajlarının olmasının yanında yapılarının kırılma olmasi zirkonya alt yapıli seramiklerin kullanımını gündeme getirmiştir. Zirkonya seramikler günümüzde yüksek dayanıklılık, biyouyumluluk gibi üstün özellikleri ile sıklıkla kullanılmaktadır (6). Zirkonya seramiklerin diş hekimliğinde kullanım alanı bulmasıyla çok üyeli posterior sabit portezler de tam seramikler ile yapılabılır hale gelmiştir (6). Metal destekli restorasyonlara olan bağımlılığı azaltması, fiziksel özelliklerinin yüksek olması, hem anterior hem de posterior alanda kullanılabilir olması zirkonya tam seramik restorasyonların dişhekimliğinde kullanımına ve bu konuda yapılan araştırmaların sayısının her geçen gün artmasına neden olmuştur. İdeal bir dental materyal olarak kabul edilen zirkonyanın kristal yapısının fazla olması nedeniyle yapılan restorasyonların opasitesinin fazla olması gibi dezavantajları vardır. Zirkonyanın bu opak görüntüsü estetiği olumsuz etkilediğinden doğal diş renk, parlaklık ve translusentliğine uygun estetik restorasyonlar elde etmek amacıyla zirkonya alt yapıli veneer seramikler ile kaplanmaktadır. Fakat yapılan in vitro ve in vivo çalışmalarda mekanik özellikleri iyi olan zirkonya destekli restorasyonların uzun dönem başarısının zayıf üst yapı porselenine bağıli olduğu bilinmektedir (7). Zirkonya restorasyonlarda en sık karşılaşılan başarısızlık

sebepleri üst yapı seramiğindeki küçük kırıklar ve üstyapı seramiğinin zirkonya seramiğinden ayrılmaları olarak bildirilmiştir (8). Bu sebeple zirkonya destekli restorasyonlarda yeterli bağlanma dayanımı sağlanamaması uzun dönem klinik başarısında endişe oluşturmaya devam etmektedir. Birçok araştırmacı ve üretici zirkonyanın mekanik ve kimyasal olarak yüzey özelliklerini değiştirerek zirkonya veneer seramik bağlantısını artırmaya çalışmaktadır. Zirkonya ile veneer seramikler arası bağlanma kuvvetini artırmak için yapılan yüzey işlemleri yüzeye ekleme veya yüzeyden eksiltme yoluyla yapılmaktadır (9). Zirkonya ve veneer seramik arasındaki mikromekanik bağlantı dayanımını artırmak amacıyla zirkonya yüzeyine; alüminyum oksit ile kumlama, asit ile pürüzlendirme, aşındırma, plazma sprej uygulaması, ısı uygulaması, tribokimyasal silika kaplama, lazer ile pürüzlendirme, zirkonya tozu ile kaplama ve liner materyalinin uygulanması gibi birçok yüzey işlemi uygulanmaktadır (9-11).

Bu bilgiler ışığında planlanan çalışmanın amacı; klinikte daha dayanıklı, kırık oluşturmadan uzun süre kullanılabilen ve başarı oranı yüksek restorasyonlar hazırlayabilmek için zirkonyaya en uygun yüzey işlemini belirlemektir. Zirkonya yüzeyine uygulanan yüzey pürüzlendirme işlemlerinden yeni kullanım alanı bulmuş ultrahızlı fiber lazer uygulama işleminin, kumlama ve diğer lazer uygulamaları (Nd: YAG, Er: Cr YsGG) ile karşılaştırılması temel amacımız olmuştur. Zirkonya ile rezin siman arasındaki bağlantıda etkinliği kanıtlanmış olan metal primerin yeni bir kullanım alanı olabilecek zirkonya ile porselen arasındaki bağlantıya etkisini tespit etmek de çalışmamızın bir diğer yönüdür. Sonuç olarak; güncel materyal olan zirkonyanın geniş kapsamlı karşılaştırmasının yapılabilmesine olanak sağlamak ve uygulanan farklı yüzey işlemleri ile bağlantı dayanımını değerlendirmek çalışmamızın hedefleri olmuştur.

## **2. GENEL BİLGİLER**

### **2.1. Dental Seramikler**

#### **2.1.1. Tanım**

Seramik kelimesi Yunanca topraktan yapılmış anlamına gelen ‘keramos, keramikos, keramenes’ kelimelerinden türemiştir. Günümüzde yakılarak ya da pişirilerek üretilen madde manasında kullanılmaktadır. ‘Dental seramik’ terimi geniş materyal grubunu karşılarken ‘dental porselen’ terimi ise bir alt grubu karşılar. Dental seramikler kalsiyum, lityum, magnezyum, fosfor, potasyum, silikon, sodyum, titanyum ve zirkonya gibi metalik veya yarı metalik elementin oksijen ile birleşiminden oluşan inorganik yapılardır (12).

#### **2.1.2. Tarihçe**

Seramiğin diş hekimliğinde ilk olarak kullanımı 1789 yılında Fransız diş hekimi De Chemant ile eczacı Duchateau'nun geliştirdikleri hareketli protez dişleri ile olmuştur. Fakat o yıllarda fırınlama yöntemiyle üretilen bu dişlerin protez kaide materyaline bağlanması mümkün olmadığı için kişisel protezlerin yapımında kullanımı mümkün olmamıştır.

Porselen dişlerin posterior kısımlarına platin kramponlar ilave ederek metalik dayanağa lehimleme işlemi 1808 tarihinde Fonzi isimli diş hekimi tarafından yapılmıştır. Elis Widman 1839 tarihinde daha saydam olan seramikler üretmiş ve kullanıma sunmuştur (13). Seramiğin kron köprü protezleri alanında kullanılmaya başlaması ise 1873 yılında Beers'in seramik full kron düşüncesini ortaya çıkarmasıyla başlamıştır. 1903 yılında Dr. Charles Land platin foil üzerine yüksek ısıda porselen pişirerek ağız içi kuvvetlere karşı dayanıksız olan ancak ilk tam porselen olan jaket kron yapımını gerçekleştirmiştir. Daha dayanıklı metal destekli porselen uygulamalarının temelini oluşturan çalışmalar ise 1962 yılında Weinstein tarafından yapılmış ve metal alaşımlarıyla ısıl olarak uyumlu yüksek genleşmeye sahip seramikler piyasaya sunulmuştur. Böylece 20. yüzyılın başlarında metal destekli seramik restorasyonlar klinik olarak kullanıma girmiştir (13). Metal destek ile seramiğin kazandığı yüksek dayanım metal destekli seramik restorasyonları protetik tedavinin temel uygulamaları haline getirmiştir. Fakat metalin kullanılması bir takım avantajların yanında dezavantajları da beraberinde getirmiştir.

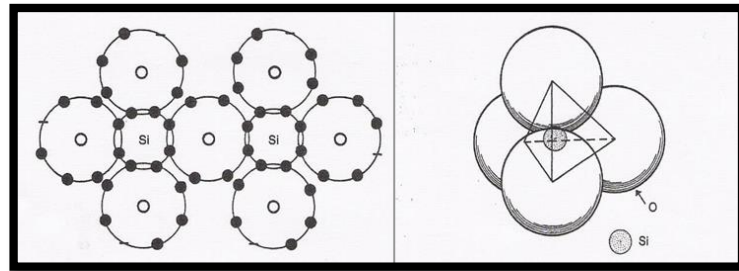
Son dönemlerde mevcut dezavantajlar gözönüne alınarak metal destekli porselen restorasyonlara alternatif olarak çok daha estetik ve biyolojik olarak uyumlu dayanımı artırılmış tam seramik restorasyonlar geliştirilmiştir (14).

Alt yapının 'platin folyo' üzerinde metal altyapı olmaksızın fırımlandığı içerisinde %40-50 oranında alumina kristali bulunan kor seramiğinden meydana gelen 'Aluminus seramiği' 1965 yılında McLean ve Hudges tarafından geliştirilmiştir. Bu seramiğin translüsentliğinin düşük olması ve tebeşirimsi görüntü göstermesi feldspatik bir seramik ile kaplanmasını gerekli kılmıştır. Dicor dökülebilir cam seramiği 1984 tarihinde Adair ve Grossman tarafından üretilmiştir (13-15). Geçmiş yıllardan şimdiye kadar estetik ve dayanıklılığı birlikte karşılamak amacıyla birçok tam seramik sistemi üretilmiş ve geliştirilmiştir. Dökülebilir cam seramikler, slip-cast, ısı ile preslenen ve makine ile işlenen seramikler bunlardan yalnızca birkaçıdır (16).

### 2.1.3. Dental Seramiklerin Kimyasal Yapısı ve Özellikleri

Dental porselenler, dört oksijen ( $O^-$ ) atomu ile merkezde yer alan bir silisyum ( $Si^{+4}$ ) atomu arasında kimyasal bağ kurulmasıyla oluşan silisyum tetraoksitten ( $SiO_4$ ) oluşmaktadır. Yapısı üç boyutludur. Feldspar, kuartz, kaolin porselenin temel bileşenlerini oluşturmaktadır. Bunlardan farklı olarak opaklaştırıcı, lüminisans özelliği veren ajanlar, ara oksitler, cam modifiye ediciler, renk pigmentleri ve akışkanları da bulundurmaktadır (17).

Dental seramiğin esas çekirdek yapısı olan  $SiO_4$  ' in yanında feldspar, kaolin ve kuartz da içermektedir (13-18).



Şekil 1. Ortada bir O atomu bulunan  $SiO_4$  tetra hedra bağları (McLean JW' den 19).

### **Feldspar ( $K_2OAl_2O_36SiO_2$ )**

Potasyum alüminyum silikat ( $K_2OAl_2O_36SiO_2$ ) ve Albit'in ( $Na_2OAl_2O_36SiO_2$ ) bileşimidir. Camsı fazı sağlayan bu madde kristal opaktır. Feldspar, kuartz ve kaolin için matriks görevi görür. Doğal feldspar saf değildir, potas ( $K_2O$ ) ve soda ( $Na_2O$ ) ile farklı oranlarda karışım halinde bulunur. Feldsparın soda formu ergime sıcaklığını düşürür. Feldsparın potas formu ise ergimiş camın viskozitesini artırır. Feldspar böylece fırınlama sırasında meydana gelen toplanma ve piroplastik akmayı azaltır. Bununla birlikte marjinlerin yuvarlaklaşması diş şeklinin ve yüzey detaylarının kaybolması önlenmiş olup krona doğal görünüm sağlanmış olur (20). Feldspar porselenin yapısında % 70-90 oranında bulunur (17).

### **Kuartz (Silika) ( $SiO_2$ )**

Silika ( $SiO_2$ ) yapısında olan kuartz matriks içinde doldurucu olarak işlev yapar. Pişirme sonucu ortaya çıkabilecek büzölmeleri önler ve kitlenin stabil olmasını sağlamış olur. Eriyerek şekillenme ısısı çok yüksek olduğu için pişirme sırasında serbest duran seramik restorasyonun şeklini korumasına yardım eder. Aynı zamanda materyale şeffaf bir görünüm sağlar (20). Kuartz porselenin yapısında %10-30 oranında bulunur ve porselenin dayanıklılığının artmasını sağlar (17).

### **Kaolin ( $Al_2O_3SiO_2H_2O$ )**

Çin kili olarak adlandırılan kaolin alüminyum hidrat silikatıdır ( $Al_2O_3SiO_22H_2O$ ). Opak özelliğinden dolayı çok az miktarda kullanılır. Isıya oldukça dayanıklıdır. Dental porselende çok az kullanılan ya da hiç kullanılmayan kaolinin yapışabilirlik ve şekillenebilirlik özelliğinden faydalanılır (20). Porselende kaolin %1-5 oranında bulunur (17).

Porselen üretimi sırasında bu üç esas maddenin dışında porselen tozuna çeşitli renk pigmentleri, ara oksitler, akışkanlar veya cam modifiye ediciler ve opaklaştırıcı veya floresans özelliğini geliştiren çeşitli ajanlar da eklenmektedir (13, 20).

### **Cam Modifiye Ediciler**

Kristal silikanın sinterlenme ısısı dental alaşımların kaplanması için çok yüksektir. Silisyum tetraoksitin ( $SiO_4$ ) yapısını bozarak termal genişleme katsayısını arttırmak ve porselenin erime derecesini düşürmek amacıyla porselen tozuna potasyum, sodyum ve kalsiyum gibi alkali metal iyonları eklenmektedir (13).

## **Renk Pigmentleri**

Dental porselenlerde kullanılan feldspar nispeten saf ve renksiz olduğundan doğal diş tonuna yakın renkte restorasyonlar elde edebilmek için porselenin yapısına renk pigmentleri ilave edilir. Örneğin; demir oksit kahverengi, bakır yeşil, titanyum sarımsı kahverengi ve kobalt porselene mavi rengi verir. Kullanılan pigmentler porselenin erime ısısında stabil kalabilecek metal oksitlerdir (21).

## **Ara Oksitler**

Diş hekimliğinde kullanılan porselenlerde temel yapı olan  $SiO_4$ ' e cam modifiye ediciler ve akışkanların ilave edilmesi porselenin yalnızca erime noktasını düşürmekle kalmaz aynı zamanda viskozitesini de azaltmış olur. Porselenlerin düşük fırınlama ısısına sahip ancak yüksek viskozitede olması istenilmektedir. Bu amaçla porselen tozuna ara oksitler ilave edilmektedir (13).

## **Opaklaştırıcı Ajanlar**

Seramiğe eklenen renk fritleri porselenin fazla şeffaflaşmasına neden olmaktadır. Özellikle dentin renklerinde yüksek opasiteye ihtiyaç olduğundan porselen yapısına opaklaştırıcı ajanlar eklenmektedir. Opaklaştırıcı ajanlar sıklıkla çok ince partikül boyutlarında öğütülmüş metal oksitler içermektedir. Bu amaçla genellikle kullanılan oksitler seryum oksit, titanyum oksit ve zirkonyum oksittir (14).

### **2.1.4. Dental Seramiklerin Sınıflandırılması**

Tam seramik restorasyonlar için günümüze kadar yapılmış çeşitli sınıflamalar mevcuttur. Güncel tam seramikler materyalin kimyasal içeriğine göre ve yapım tekniklerine göre sınıflandırılabilir.

Kimyasal içeriklerine göre şu şekilde sınıflandırılabilir (22,23):

1. Feldspatik; yüksek lösit içerikli,
2. Düşük lösit içerikli cam seramik,
3. Lityum disilikat ve mika, kor ile güçlendirilmiş seramikler
4. Alümina ve magnezyum kor yapılar.

Yapım tekniği yönünden tam porselen sistemleri 4 grupta incelenebilir (24-27):

1. Dökülebilir Porselen Sistemleri

Dicor (Dentsply, A.B.D)

Cerapearl (Kyocera, A.B.D)

## 2. Refraktör Day Üzerinde Fırınlanan Porselen Sistemleri

Cerestore\ Allceram (Innotek Dental Corp., A.B.D)

Mirage (Myron Int, Inc. Kansas City, Kan.)

Optec (Jeneric, Pentron Inc., A.B.D)

Hi-Ceram (Vita-Zahnfabrik, Almanya)

In-Ceram Alümina (Vita-Zahnfabrik, Almanya)

In-Ceram Spinel (Vita-Zahnfabrik, Almanya)

In-Ceram Zirkonya (Vita-Zahnfabrik, Almanya)

## 3. Isı Altında Sıkıştırılabilir Porselen Sistemleri

IPS-Empress (Ivoclar Vivadent, Schaan, İsviçre)

IPS-Empres II (Ivoclar Vivadent, Schaan, İsviçre)

## 4. Bilgisayar destekli tasarım ve üretim tekniği (CAD-CAM) Sistemleri

Procera AllCeram (Nobel Biocare, İsveç)

Cerec (Siemens, Almanya)

Lava (3M ESPE, St. Paul, Minn)

Cercon (Dentsply Ceramco, York, PA)

DC-Zirkon (DCS Dental AG, Allschwill, İsviçre)

Denzir (Decim AB, Skelleftea, İsveç)

### 2.1.4.1. Dökülebilir Porselen Sistemleri

**Dicor (Dentsply Int. York, PA):** 1980’li yılların başında Adair ve Grossman tarafından geliştirilen Dicor hacimsel olarak %45 oranında cam ve %55 oranında tetrasiklik floromika kristallerinden oluşur (28, 29). Dökülebilir cam porselenin kullanım alanının tek üyeli restorasyonlarla sınırlı olması nedeniyle porselenin yapısını güçlendirmek amacıyla içine zirkonya ( $ZrO_2$ ) ve alüminyum oksit ( $Al_2O_3$ ) ilave edilmiş ve yapıya dayanıklılık sağlanmıştır. Model üzerinde hazırlanan modelaj rövetmana alınır ve mum uçurulduktan sonra fırında ısıtılan cam seramik  $1370^{\circ}C$ ’de refraktör day içerisinde santrifüj tekniği ile dökülür. Döküm sonrası ajüstesi yapılan restorasyona ‘ceramming’adı verilen kontrollü kristalizasyon uygulanır (29). Böylece cam yapı içinde mika kristalleri oluşturularak yüksek dayanıklılığa sahip bir yapı oluşturulur. Bükülme dayanımı 135-152 Mpa’dır (30). 3 yıllık takip sonuçlarına göre molar dişlere yapılan Dicor kuronların başarısızlık oranı



%35 olarak açıklanmıştır (31). Başarısızlık özellikle döküm esnasında porözite oluşması nedeni ile meydana gelmektedir (32). Dicor'un yüksek stres gelen yerlerde kırılma riski fazladır (33). Dökülebilir Dicor seramiğinden sonra CAD-CAM modülü için hazırlanmış Dicor MGC (Dentsply Int. York, PA, Amerika) kullanıma sunulmuştur. Florosilik mikta ile güçlendirilmiş Dicor MGC 219 MPa bükülme dayanımına sahiptir (34). Yüksek translüsentliğe sahip Dicor feldspatik bir porselen ile veneerlenmelidir (35).

**Cerapearl (Kyocera, San Diego, Kaliforniya):** Hobo ve Iwata doğal diş yapısını taklit etmek için sentetik hidroksi apatitin en ideal restoratif materyal olacağı düşüncesiyle 1985 yılında Cerapearl materyalini geliştirmişlerdir. Bu sistemin tekniği Dicor cam porselene benzemektedir. Kalsiyum fosfat esaslı cam kontrollü ısı uygulamasıyla kısmen kristalin bir yapıya dönüştürülür. Bu ilk kristalin faz oksiapatit yapıdadır. Suyun varlığında hemen hidroksiapatite çevrilir. Işığın kırma özelliği, yoğunluğu ve termal iletkenliği doğal mineye benzer bulunmuştur (36).

#### **2.1.4.2. Refraktör Day Üzerinde Fırınlanan Porselen Sistemleri**

Platin yaprak tekniğinin uzun dönemde başarısızlığı görüldükten sonra 1972 yılında Southan ve Jorgensen refraktör day materyalini geliştirmişlerdir. Refraktör day rövetman benzeri bir malzemedir. Alçı model silikon ile dublike edilebilir ve fırınlanabilen ısıya dayanıklı model elde edilmiş olur. Böylelikle porselenin fırına taşınması için platin yaprak gerekmez. Refraktör day üzerine kor materyali direk olarak şekillendirilir ve birlikte fırınlanır.

**Cerestore\Alceram (Ceramco Inc. Johnson & Johnson Dental Care Co, E.Windsor):** Sozia ve Riley 1983'de porselenin fırınlama esnasında büzülme problemini elimine etmek amacıyla 'shrink-free'diye ifade edilen Cerestore geliştirilmiştir. Ağırlıkça %65 alumina ve %45 aluminöz porselen içerir. Fırınlama sırasında alt yapıda aluminanın bir kısmı kristalin yapıyı oluştururken %20 oranında kimyasal olarak magnezyum oksit ile magnezyum alumina spinel kristalleri oluşur ( $MgAl_2O_4$ ) (36, 37). İşte fırınlama esnasında oluşan büzülme bu reaksiyon esnasında ortaya çıkan hacim artışı önler. Kor materyali üzerine feldspatik porselen kaplanarak restorasyon son haline getirilir (25). Molar dişlerin restore edilip 4 yıl izlendiği çalışmada % 18,5 başarısızlık görülmüştür (38).

**Mirage (Myron Int, Inc. Kansas City, Amerika):** Zirkonya kristalleriyle güçlendirilmiş kor porselenidir. Daha sonra geliştirilen Mirage 2 sisteminde yapının sertliği biraz daha

arttırılarak çatlak ilerleme mekanizması azaltılmıştır. Mirage 2 yapısında artan zirkonya ile translusens özelliği azalmıştır (29).

**Optec HSP (Jeneric/Pentron):** Optec HSP lösit kristalleri ile güçlendirilmiş ve konvansiyonel feldpatik porcelene göre dayanımı arttırılmıştır. Optec sulu kıvamda hazırlanır ve sonrasında ısıya dayanıklı day üzerinde şekillendirilir. Şekillendirme işleminden sonra fırınlanır ve 1035°C’de son haline getirilir. Platin yaprak veya refraktör day üzerinde yapılabilen bu sistem feldspatik porcelenden daha dirençli yapı gösterir. Ancak bu sistem kor içeren porcelenlere göre beklentileri yerine getirememiştir (37). Üretici firma tarafından 3 üyeli köprülerde kullanımı desteklenmiştir (25). Yarı şeffaf bir yapı sergilemesi estetik olarak dezavantaj oluşturur (37).

**Hi-Ceram (Vita Zahnfabrik, Bad Säckingen, Almanya):** Hacimsel olarak alumina miktarı %75 oranında arttırılmıştır. Hi-Ceram core materyali geleneksel porcelenlere kıyasla %25 daha sert yapı gösterir. Malzemenin dayanıklılığı ile beraber opasite de artmıştır (39). Ağız içindeki restorasyonların düşük bükülme dayanımı nedeniyle kırılmaları bu tekniğin günümüzde kullanılmamasına yol açmıştır.

**In-Ceram Alumina (Vita Zahnfabrik, Bad Säckingen, Almanya):** 1986 yılında Michael Sadoun %99,9 oranında alumina içeren In-Ceram sistemini geliştirmiştir. Bu sistemin avantajları homojen yapıda olması, marjinal uyumunun yüksek olması ve doku uyumunun iyi olmasıdır. Slip-casting yöntemi ile ya da üretici tarafından hazırlanmış blokların CAD-CAM tekniği ile işlenmesiyle hazırlanır (40). Sistem Al<sub>2</sub>O<sub>3</sub> içine erimiş cam infiltrasyonu ile oluşturulan bir kor ve bu koru anatomik ve estetik özelliklerin tamamlaması amacı ile kaplanmakta kullanılan feldspatik porcelenden oluşur. Anterior bölgeye ilk 3 üyeli köprü yapılmasını sağlayan tam seramik materyaldir (41). Ayrıca anterior ve posterior bölge tek üyeli restorasyonlar, anterior bölge 3 üyeli köprü ve inley-onley restorasyonlar hazırlanabilir. En büyük dezavantajı opak olmasıdır (29, 42).

**In-Ceram Spinel (Vita Zahnfabrik, Bad Säckingen, Almanya):** In-Ceram Alumina içindeki yüksek alumina oranına bağlı olarak opak olması yeni bir materyalin geliştirilmesi gereğini doğurmuştur. 1994 yılında In-Ceram Spinel materyali, magnezyum alüminyum oksit (MgAl<sub>2</sub>O<sub>4</sub>) kullanılarak ışık geçirgenliği 2 kat arttıracak şekilde geliştirilmiştir. Işığı yüksek oranda geçirdiği için yarısaydam olarak sınıflandırılabilir. Ancak bükme dayanımı %25 oranında düşüktür (43, 44).

**In-Ceram Zirkonya (Vita Zahnfabrik, Bad Säckingen, Almanya):** In-Ceram alumina'nın bir alternatifidir. Alumina yapısına %35 oranında zirkonya eklenmiştir (45). Alumina oranı % 65'dir. Dönüşüm doygunluğu mekanizması sayesinde çatlak ilerlemesi yavaşlar ve yapı daha güçlü olur (46). Zirkonya eklenmesinin amacı bükülme dayanımının artırılmasıdır. Bükülme dayanımının In-Ceram Alumina'dan daha yüksek olduğunu gösteren çalışmalar olduğu gibi In-Ceram Alumina'dan istatistiksel olarak farklı değerde olmadığını bildiren çalışmalar da mevcuttur (39).

#### **2.1.4.3. Isı Altında Sıkıştırılabilir Porselen Sistemleri**

**IPS Empress (Ivoclar Vivadent, Schaan, Lihtenştayn):** IPS Empress 1990 tarihinde Wohwend tarafından geliştirilmiştir. IPS Empress esasında feldspatik bir porselendir. Kristalin yapısını güçlendirmek için lösit kristalleri ilave edilmiştir. Lösit ile güçlendirilmiş porselen çekirdeklerini üretebilmek için işleme esas cam yapı eritilerek başlanır. Sonrasında kontrollü kristalizasyon sağlamak için ısıl işlem uygulama ve öğütme işlemi yapılır. Elde edilen toz halindeki yapıya stabilize edici bileşenler ve floresans bileşikler skala renklerini elde edecek şekilde katılır. Son olarak tablet formunda preslenip ısıl işleme tabi tutulur ve kullanıma hazır hale getirilir. Ölçüden elde edilen model üzerinde hazırlanan mum modelaj özel rövetmanına alınır. Özel fırınında modelaj mumu uçurulduktan sonra elde edilen boşluğa empess tabletler ısı ve vakum altında preslenir. Fırınlama sırasında klasik porselen sistemlerinde toz halinden katı hale geçerken görülen büzülme bu sistemde görülmez. Soğuma esnasında görülen büzülme ise cam ile uyumlu genleşme katsayısına sahip rövetman ile önlenir (47). Lösit kristalleri ile kronlara yüksek ışık geçirgenliği sağlanır (48, 49). Böylelikle yüksek estetik özellikte kronlar elde edilebilir. Ancak renklenmiş dişleri veya metal implant abutmanları maskeleyemez. IPS Empress'lerin düşük bükülme direncine sahip olması nedeniyle endikasyonlar anterior bölgede tek kron, lamina, inley ve onley restorasyonlar ile sınırlıdır. IPS Empress sistemler üzeri kaplanmadan veya yüzey porseleni ile kaplama sonrası (anterior bölgedeki restorasyonlarda) kor materyali olarak kullanılabilir (30).

Bu sistem 2 şekilde bitirilebilir (30):

1. Boyama tekniği (Staining): Restorasyonun glazür esnasında boyanması ile elde edilir.

2. Tabakalama tekniği (Layering): Elde edilen restorasyonda dentin ve mine porselenine yer sağlamak için aşındırma yapılır. Üzerine dentin ve mine porseleni işlenir. Bu teknik ile daha estetik kuronlar hazırlanır.

**IPS Empres II (Ivoclar Vivadent, Schaan, Lihtenştayn):** 1998 yılında lityum disilikat içerikli cam seramik IPS Empres II geliştirilmiştir. Bu porselen sistemi ve IPS Empres'in laboratuvar tekniği arasında fark yoktur ancak farklı olarak bitimi sadece tabakalama tekniği ile yapılır (30). Cam seramik kontrollü kristalizasyon yöntemi ile %60 oranında kristalleşir. IPS Empress II lityum disilikat kristalleri dışında düşük oranda 0.1-0.3 µm boyutunda lityum ortofosfat kristalleri de içerir (50). Empress II anterior bölgede 3 üyeli köprülerde ve anterior posterior tek kuron restorasyonlarında kullanılabilir. Bu teknikle üretilen diğer tam seramik sistemleri; Finess All-Ceramic (Dentsply), Cergo (Degussa), Matchpress (Matchmeker), lityum disilikat ile güçlendirilmiş IPS e.max Pres (Ivoclar Vivadent) ve floroapatit ile güçlendirilmiş IPS e.max ZirPress'dir (51).

#### **2.1.4.4. Bilgisayar Destekli Tasarım ve Üretim Tekniği: Cad-Cam Sistemi**

Cad-Cam sistemler önceden üretilmiş porselen blokların bilgisayar destekli freze ile şekillendirilmesi işlemlerini kapsar. Kamera ile kaydedilen veriler bilgisayar programına yüklenir. Sonrasında tasarımlar (CAD) yapılır ve üretime (CAM) geçilir. Şimdiye kadar Cerec, Cicero, Procera, Celay, Duret, Precident-DCS, Lava, Everest-Kavo, Cercon, Coritec gibi birçok sistem geliştirilmiştir (52).

**Procera All-Ceram (Nobel Biocare, Göteborg, İsveç):** Titanyum metalleri alt yapı materyali olarak kullanmak için Procera sistemi geliştirilmiştir. Kullanılan klasik CAD-CAM sistemlerinden farklı olarak bu sistemde CAM modüllerinden biri ABD'de biri de İsveç'de bulunmaktadır. Bu sistemde laboratuvarlarda tarayıcı ve CAD modülü bulunur. Mevcut tarayıcı ile model taranır. Taranan modelin bilgisayarda tasarımı yapıldıktan sonra üretim yapılması için datalar merkez laboratuvara transfer edilir. Son işlem olarak merkez laboratuvardan gelen alt yapı üzerine yine bu sistem ile uyumlu olan feldspatik porselen işlenir ve restorasyon bitirilir (39, 49).

**Cerec (Sirona Dental):** İlk CAD-CAM sistemi olarak bilinen 'CEramic REConstruction'sistemi, 1980-1986'da Mörmann ve Brandestini tarafından geliştirilmiştir (53). Bu sistem kendini ve işlediği blok çeşitliliğini sürekli güncellemektedir. Cerec 1 Vitablocs, Mark I feldspatik seramik blokları işlenmektedir. Mekanik olarak güçlendirilmiş Cerec 2 ile Vitablocs Mark II(Vita) bloklarından inley, onley, veneer kuron yapılmaktadır.

Bu sistemler ile Cerec 3 ile uyumlu ağız içi kamerasıyla ölçü alınabilmektedir. In-Ceram Alumina, Spinel ve zirkonya sistemler slip-casting sistemi ile üretilebilir. Bunun yanında CAD-CAM sistemler ile üretilebilmeleri için hazır 'presintered' bloklar da vardır (54). VITA In-Ceram 2000 YZ ve VITA InCeram 2000 AL (Vita Zahnfabrik) bu amaçla hazırlanan bloklardır. Bu şekilde üretilen tekniğe 'Drypressed' adı verilir ve bu yöntemde slip hazırlanma işlemi gerekmez (55). Ölçüden elde edilen model tarama modülünde lazer ile taranır ve sisteme özel yazılım ile alt yapı dizaynı oluşturulur. Bilgisayar sisteminde oluşturulan 3 boyutlu tasarım ile önceden sinterlenmiş bloklardan kazıma ile üretilir. Alt yapı elde edilmiş olur ve sonrasında cam infiltrasyonu için tekrar fırınlanır. Son olarak ise üst yapı porseleni işlenir. CEREC sistemler ile ilave olarak, Dicor MGC (Dentsply Int. York, PA), lityum disilikat ile güçlendirilmiş IPS e.max CAD, zirkonya ile güçlendirilmiş IPS e.max ZirCAD ve lösit içeren Vitablocks Mark II (Vita Zahnfabrik) blokları ile de alt yapı hazırlanabilir (56). Bazı tarayıcılar titanyum abutment gibi parlak yüzeylere sahip bir materyalin taranması sırasında opak bir toz kullanımını gerektirebilir. Ancak güncel bir sistem olan CEREC 4.2 yazılımını kullanan Cerec Omnican ile pudra kaplaması gerekmeden tarama yapılabilir ve hasta rahatı artırılabilir. Ayrıca sistemin renkli olması doğal renk reproduksiyonu, preparasyon marjini ve diş eti arasında ayırım yapabilme olanağı sağlayabilir (57).

**Cicero Sistemi:** Sistem optik tarama, seramik sintering ve CAM komponentlerinden oluşur (58). Cicero sisteminde öncelikle prepare edilip hazırlanan dişin mevcut olduğu çenenin tam ölçüsü alınır. Lazer tarayıcı ile önce güdük model tek olarak sonrasında ise modelin tümünü içerecek şekilde tarama işlemi bitirilir. Model karşı arkin modeli üzerine yerleştirilerek tekrar daha hassas olacak şekilde taranır ve bunların sonucunda data bankasında bulunan hazır kuronlar arasından en uygun kuron seçilir. Bu işlemler esnasında amaç maksimum proksimal kontak ve karşıt arka bulunan diş ile sentik okluzyon oluşturmaktır (58). Seçilen kuron ekrana yerleştirilir ve yeni kuronun konturları bilgisayar ile oluşturulur. Güdük üzerine yüksek basınç altında zirkonya ve alüminyum oksitten oluşan alt yapı seramiği tepilir, vakum altında sinterleme işlemi ile devam edilir. 1050°C'de aktif olabilen likit zirkonya cam fazı, alüminanın güdüğe kırılma veya çatlama olmadan sinterlenmesine yardım eder. Freze bölmesinde alt yapı işlenir. Hazırlanan alt yapı üzerine son olarak önce dentin daha sonra mine porseleni preslenip pişirilir ve freze bölmesinde işlenir (58).

**Duret Sistemi:** Bu sistemde bilgi aktarımını sağlayan kamera restorasyon dizaynı için CAD modülü ve şekillendirme modülü olmak üzere 3 komponent bulunur. Duret sisteminde dişlerin kaydı okluzyon konumunda alınır. Sistemin kullanımı zor olsa bile yüksek derecede hassas kuron, inley ve sabit protetik restorasyonların yapımına olanak tanır (59).

**Cercon Sistemi:** Cercon Sistemi Zürih Üniversitesi ve İsviçre Federal Teknoloji Enstitüsünün işbirliği ile geliştirilen Cercon Smart ceramics, DeguDent, Dentsply firmasının zirkonya tam porselen sistemidir. Cercon sistemi dental pazara 2002 yılında sürülmüştür. Cercon sistemlerde Y-TZP (Yttria ile Stabilize Tetragonal Zirkonya Polikristali) zirkonya kullanılmaktadır. Materyalin içerdiği Yttrium oksit yapının stabilitesini sağlar ayrıca materyalin direncinde çok önemlidir. Hafniyum oksit ise ham zirkonyada da bulunur. Yapısal olarak zirkonyaya çok benzer bu nedenle kimyasal olarak ayrılamayan bir komponenttir (24). Cercon sisteminde sinterlenmemiş zirkonya kullanılmaktadır. Sistemin Y-TZP kristalinden oluşan 12 mm, 30 mm, 38 mm ve 47 mm'lik fabrike blokları (Cercon Base Blank) bulunur. Bu bloklar beyaz ve renkli olmak üzere iki farklı çeşittir. Kullanılan yarı sinterlenmiş zirkonya blokların aşındırma ünitesinde önce kaba daha sonra hassas aşındırması yapılır. Aşındırılan Y-TZP blok son boyutundan hacimce %30 oranında daha büyüktür. Sinterleme işlemi sonrasında aşındırılan zirkonya hacimce küçülür ve zirkonya altyapıya gerçek boyutu kazandırılır. Bu işlemler ayrıca yapıyı gerçek sertliğine ulaştırır. Son olarak üretilen alt yapı üzerine sisteme özel Cercon Ceram-S porselen tozu tabakalama tekniği ile uygulanır (24).

**Lava Sistemi:** Lava (3M ESPE, St. Paul, Minn) sisteminde Y-TZP altyapı kullanılmaktadır (60). Bu sistemde kuron restorasyonlar için 5 dakika, üç üyeli köprü restorasyonu için 12 dakika boyunca güdükler taranır. Sonrasından CAD programı ile presinterize yumuşak bloklardan orjinal boyutundan daha geniş olacak şekilde alt yapılar kazınır (60). Bu sistemde kullanılan yedi farklı renkteki bloktan hasta için uygun olanı kuron restorasyonu için 35 dakika, üç üyeli köprü restorasyonu için 75 dakika süreyle kazınır. Kazıma işlemi sonrasında 8 saat boyunca sisteme özel otomatik fırında sinterleme işlemi gerçekleştirilir (61).

#### **CAD-CAM sisteminde kullanılan bloklar (62)**

- Monolitik bloklar: Lityum disilikat cam ve zirkonya seramiklerden yapılır.

- Standart (iki tabakalı) bloklar: CAD-CAM ile frezelenerek hazırlanmış alt yapılardan ve tabakalama (manuel) yöntemi, sıcak presleme yöntemi veya CAM ile üretilip alt yapıya yapıştırılarak (CAD-on method) elde edilen veneer üst yapılardan oluşmaktadır (63).

CAD-CAM sisteminde tasarımın bilgisayarda yapılmasının birçok avantajı vardır. Bunların en önemlileri tasarımın hızlı yapılabilmesi olması, restorasyonların yüksek hassasiyetle hazırlanıyor olması, hazırlanan tasarımların kolaylıkla değiştirilebiliyor ve çoğaltılabiliyor olmasıdır. Tasarımlar için en hızlı şekilde ideal sonuçlara yaklaşmak mümkündür (63, 64).

CAD-CAM sistemler; geleneksel ölçü işleminin yerine geçmesi, yapılacak restorasyonun bilgisayar kullanarak tasarım yapımına izin vermesi, masa başında restorasyon üretimini mümkün kılması, daha iyi kalite ve estetikte ürün sunması gibi birçok avantaja sahiptir.

CAD-CAM sistemlerde; alümina, zirkonya, porselen ve cam infiltre edilmiş alüminyum gibi seramikler, titanyum, kıymetli ve kıymetsiz metal alaşımlar, çeşitli kompozitler ve dayanıklılığı artmış dökülebilir akrilikler kullanılabilir (64, 65).

### **Güncel CAD-CAM Sistemleri**

CAD-CAM sistemleri üretim alanlarına göre 3 şekilde kullanılır (65, 66):

- Dental klinikte direk hasta başında (chair-side) kullanılan sistemler: Diş preperasyonunun tarama işlemi direkt ağız içinde yapılır ve restorasyon klinikte hazırlanır.
- Dental laboratuvarlarda kullanılan sistemler: Tarama işlemi dökülen alçı modelden veya direk ölçüden yapılmaktadır. Bu sistemlerin birçoğunda alt yapı üretilir ve sonrasında restorasyon formunu elde etmek için teknisyen üzerine porselen uygular.
- Üretim merkezlerinde kullanılan sistemler: Model laboratuvarında taranır. Tarama işlemi sonrasında alınan veriler internetten ana üretim merkezine gönderilir. Böylece hazırlanmış olan alt yapı, üzerine porselen ilavesi için laboratuvara geri gönderilir. Bu sistemlerin avantajı tüm alt yapıların aynı merkezde yapılması ve böylece optimal kalite sağlanmasıdır.

### **Direk Dental Klinikte Kullanılan Sistemler**

Bu yöntemde konvansiyonel ölçü yerine intraoral kamera kullanılır. Kullanılacak restoratif malzeme rezin, nanoseramik esaslı rezin ya da lityum disilikat esaslı bloklar ise frezleme işlemi diş hekimi muayenehanesinde yapılabilir. Restoratif materyal, yarı sinterlenmiş zirkonya ise dental laboratuvar ekipmanları kullanılmalıdır (66). Bu grupta kullanılan CAD-CAM sistemler CEREC ve E4D Dentist gibi sistemlerdir (67).

### **Dental Laboratuvarlarda Kullanılan Sistemler**

Bu yaklaşımda konvansiyonel ölçü yöntemi ile ölçü alındıktan sonra elde edilen model laboratuvara aktarılır. Daylı modelden tarayıcı aracılığıyla üç-boyutlu veri elde edilir, bilgisayar yardımıyla verilerden restorasyonun dizaynı yapılır ve freze makinesine gönderilir (66). CEREC inLab, DCS Preci-fit, Cercon, Everest sistemleri bu gruptadır (67).

### **Üretim Merkezlerinde Kullanılan Sistemler**

Bu yöntemde dental laboratuvarda üretilen veriler internet aracılığıyla CAD-CAM cihazının olduğu üretim merkezine gönderilir ve restorasyon hazırlandıktan sonra dental laboratuvara geri gönderilir (65, 68). Üretilen alt yapıların tek merkezde toplanması optimal kalite kontrolü sağlar. Procera ve Lava sistemleri bu şekilde çalışmaktadır (67).

### **CAD-CAM Komponentleri**

Tüm CAD-CAM sistemleri 3 fonksiyonel komponent içermektedir:

- Tarayıcı (Scanner): Diş hekimliği alanında 3 boyutlu olarak çeneyi ve dişleri tarayan, bilgi toplayan, topladığı bilgileri dijital alana aktaran alet olarak adlandırılır (65). Bu parça sistemin bilgi toplayan parçasıdır (64, 69).
- Optik tarayıcı: Bu tip tarayıcı tipinin temelinde yapıların üç boyutlu görüntüsünün elde edilmesi vardır (65). Işık kaynağı ve reseptör ünite birbirleriyle uygun açıda yerleşmelidir. Optik tarayıcılar harekete hassastır. Optik tarayıcılar ile hızlı ve yüksek çözünürlükte veriler elde edilebilir. Genellikle CAD-CAM sistemlerde optik tarayıcı mevcut sistemin bir parçası olur. Yalnızca uygun CAD yazılımı ile çalışır (64).
- Mekanik tarayıcı: Mekanik tarayıcı iğne ucu küre ya da pin yardımıyla mevcut güdükten mekanik tarama yapar. Bu tarayıcı ile esas modelin üç boyutlu ölçümü yapılır. Optik tarayıcı ile kıyaslandığında mekanik tarayıcılarda işlem daha uzun ve maliyet daha fazla olmaktadır (65).



Dizayn Yazılımı (Software): Bilgisayarda üretimi yapılacak restorasyonun üç boyutlu tasarımı ve planlamasının yapılabilmesi amacıyla bilgisayar ünitesi içerir. Kullanıcı CAD yazılımında bulunan tam anatomik kron, kısmi kron, teleskop kron, inley, onlay direkt kullanılabilceği gibi dental restorasyonların modifikasyonları yapılarak özel tasarım yapılabilmektedir. Piyasada şu an mevcut CAD-CAM sistemleri yazılım programlarını sürekli geliştirmektedir (64).

Üretim (Processing Devices): Restorasyonun tasarımı sonuçlandığında CAD yazılımı tasarlanan sanal modeli başka bir formata dönüştürerek CAM ünitesinin üretime geçmesini sağlamaktadır. CAM üretiminden sonra bazı manuel düzeltmeler, final cilalamalar, renklendirmeler ve porselen uygulamaları gerekebilir (69).

## 2.2. Zirkonya

Zirkonya esaslı materyaller üstün mekanik özellikler ve biyolojik uyumluluğa sahiptirler. Bu özellikler nedeniyle diş hekimliğinde yitrium ile stabilize edilmiş saf zirkonya materyali alt yapı materyali olarak kullanılmıştır (70). Günümüzde yeni güncel materyaller sayesinde CAD-CAM teknolojisi de kullanılarak klinik olarak başarılı tam seramik restorasyonlar yapılabilmektedir (40).

Zirkon ismi, Farsça zar (altın) ve gun (renk) kelimelerinden türemiştir. Zirkonyum 1789 yılında Alman kimyacı Martin Heinrich Klaproth tarafından bazı değerli taşlar ısıtılarak üretilmiştir (71). Zirkonyum elementinin atom numarası 40, atom ağırlığı 91.22 ve sembolü Zr'dur. Aktif bir elementtir ve bu özelliği sayesinde N, O, H ve diğer elementler ile çok kolay reaksiyona girer. Bu yüzden zirkonyum elementi doğada serbest metal olarak bulunamaz. Hekzagonal kristal formunda bir yapı gösterir. Çok sayıda farklı bileşik halinde bulunabilmektedir. Zirkonyumun bilinen 2 bileşiği; zirkonyum silikat ( $ZrSiO_4$ ) ve zirkonyum oksittir ( $ZrO_2$ ). Zirkonyum silikat 'zirkon' zirkonyum oksit ise 'zirkonya, zirkonyum dioksit ve baddeleyit' olarak adlandırılır (46).

Zirkonya cam komponent içermeyen polikristalin seramik yapısında bir materyaldir. Çok fazlı parsiyel stabilize zirkonya (PSZ) saf zirkonyuma CaO, MgO, CeO<sub>2</sub> ve Y<sub>2</sub>O<sub>3</sub> gibi oksit bileşenlerin eklenmesiyle oluşur (72). Zirkonya yüksek sıcaklığa, aşınmaya ve korozyona oldukça dirençli bir materyaldir (73). Zirkonyanın hava veya solüsyon ile teması sırasında yüzey üzerinde oksit tabakası oluşur. Bu tabaka zirkonyanın havaya, neme ve asitlere karşı inaktif olmasını sağlamaktadır. Zirkonyanın inaktif özellik kazanması normal koşullarda su, hava veya alkali çözeltiler ile reaksiyona girmemesini

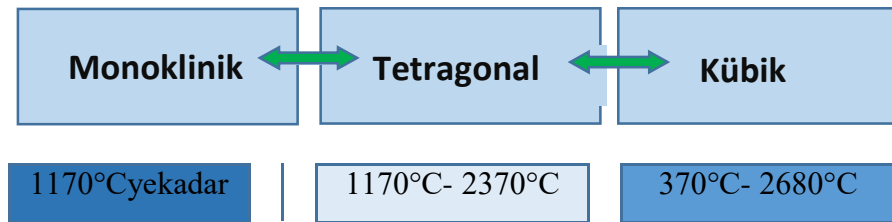
sağlar (74). Ortaya çıkan oksit tabakası zirkonyanın korozyona karşı direncini sağlar. Bu nedenle birden çok ortamda zirkonya, titanyum ve paslanmaz çeliğe göre daha dayanıklı bir yapı sergilemektedir (75).

Yttrium oksit ile stabilize edilmiş zirkonya; yüksek dayanım gücü, biyouyumlu olması ve estetik özellikleri sayesinde çok üyeli posterior köprülerde metal alaşımlarına önemli bir alternatif olmuştur. Zirkonya materyali feldspatik porselene göre yaklaşık 6 kat, alüminaya göre ise yaklaşık 2 kat daha fazla kırılma ve esneme direncine sahiptir. Zirkonyanın bükülme direnci 800-1000 MPa aralığındadır ve diğer seramikler ile karşılaştırıldığında oldukça fazladır (74).

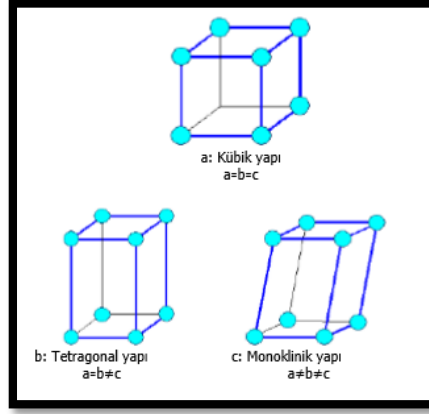
Zirkonya materyalinin biyouyumluluğu yüksektir (59). Yapılan çalışmalarda zirkonya metaliyle alakalı lokal ya da sistemik yan etkiye rastlanmamıştır. Ayrıca düşük termal iletkenlikleri sebebiyle pulpa irritasyonu riskleri düşük olması da avantajları arasındadır (65).

### 2.2.1. Zirkonyanın Mikroyapısı

Zirkonya kristalleri 3 farklı kristal formuna sahiptir. Bunlar; monoklinik(m), tetragonal(t) ve kübik(c) formlarıdır. Zirkonyaya yüksek direnç ve kırılma dayanıklılığı gibi mekanik özellikleri bu tetragonal-monoklinik faz transformasyonu sağlar. Saf zirkonya oda sıcaklığında monoklinik fazdadır ve bu faz 1170°C'ye kadar stabildir. Sıcaklık 1170°C-2370°C arasındayken tetragonal faz, 2370°C- 2680°C arasındayken ise kübik fazdadır (46).



Şekil 2. Zirkonyanın faz değişim sıcaklıkları (Bultan Ö' den 76).



**Şekil 3.** Kristal yapıların şematik görüntüsü a: kübik yapı, b: tetragonal yapı, c: monoklinik yapı (Bultan Ö' den 76).

Zirkonya fırınlama ısısında tetragonal, oda sıcaklığında ise monoklinik fazda bulunmaktadır. Fırınlamadan sonra soğuma sırasında ise  $t \rightarrow m$  faz dönüşümü olur. Faz dönüşümü sırasında kompresif stresler oluşur ve bu stresler dayanıklılığı artırır. Ayrıca bu esnada % 3-5'lik hacim artışı olur. Ancak hacim artışı ileri derecede kırıklara neden olabileceğinden  $t \rightarrow m$  faz dönüşümü kontrol altında olmalıdır. Saf zirkonya içerisine CaO, MgO,  $Al_2O_3$ ,  $Y_2O_3$  ve  $CeO_2$  gibi metal oksitler oda sıcaklığında tetragonal fazda tutma ve hacimsel genişleme kontrol altına alınabilmesi için ilave edilirler (46).

### 2.2.2. Dental Uygulamalar İçin Uygun Olan Farklı Zirkonya Seramik Tipleri

Günümüzde zirkonya seramiklerinde farklı sistemler kullanılmaktadır. Bu sistemler; yttrium ile stabilize edilmiş tetragonal polikristalin zirkonya (3Y-TZP), magnezyum ile kısmen stabilize zirkonya (Mg-PSZ) ve zirkonya ile sertleştirilmiş alümina (zirconia toughened alümina, ZTA) olarak adlandırılmışlardır.

#### 2.2.2.1. Yttrium ile Stabilize Edilmiş Tetragonal Polikristalin Zirkonya (Y-TZP)

Bu zirkonya sistemi yüzde 3 mol yttrium içerir. 1990 yıllarından günümüze kadar ortodontik braket, endodontik post, kron, sabit protez implant ve implant dayanağı olarak kullanılmaktadır (77, 78).

Doğal zirkonya materyalinin rengi beyazdır ve X-ışınlarında opaktır. Mevcut bu özellikleri ile alt yapı materyeli olarak kullanımında metal alaşımlara göre avantaja sahiptir (79). Fakat bu materyalin kristal içeriğinin yüksek oranda olması saydamlığının düşük olmasına neden olur. Bir başka deyişle opasitesi fazladır (43). Saydamlığının az opasitesinin fazla olması sebebiyle de estetik bölgelerde kullanımı sınırlanmıştır. Fakat bu

özellikler renklenmiş dişleri, metal post ve metal alt yapıyı maskelemede kullanıldığında avantaj olur (44). Zirkonyanın saydamlığının az olmasından dolayı günümüzde 'renklendirilmiş zirkonya alt yapılar' kabul edilebilir renk seçeneği sunmaktadır (80).

Yapılan araştırmalar zirkonya altyapılı tam seramik restorasyonların klinik başarısının yüksek olduğunu (81), bruksizmden kaynaklanan okluzal kuvvetlere karşı dayanıklı olabileceğini göstermiştir (82). Yetersiz alt yapı kalınlığının zirkonya alt yapı içerisinde şiddetli kırıklara sebep olduğu belirtilmiştir (83). Üst yapı porseleninde görülen atmalar en sık rastlanan başarısızlık olarak bildirilmiştir. Bu atmaların nedenleri tam olarak açıklanamamıştır. Fakat üst yapı seramiği ile alt yapı yapışmasının yetersizliği (84), veneerleme işlemlerinden kaynaklanan stres ve bozulma (85, 86), üst yapı porseleninin alt yapı ile tam desteklenmemesi, veneer seramiği ve alt yapı uyumsuzluğu, üst yapı porseleniyle alt yapının termal ekspansiyon katsayısının uyumsuz olması ve ısı işleminden sonra fazla soğutma (86) gibi nedenler ile açıklanmaya çalışılmıştır.

#### **2.2.2.2. Zirkonya ile Sertleştirilmiş Alümina (zirconia toughened alümina, ZTA)**

Zirkonya ile güçlendirilmiş alümina seramiklerinin farkı stabilizasyonun eklenen iyonlar değil de partikül boyutları, morfolojisi ve lokasyonu (intra veya intergranüler) değiştirilerek sağlanmasıdır (87).

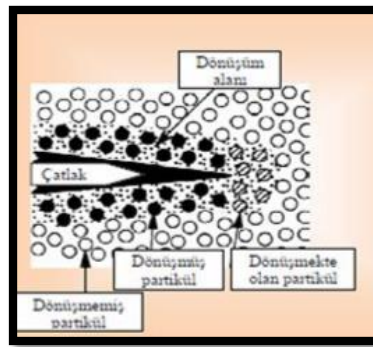
In-Ceram Zirkonya ZTA seramiğe bir örnektir ve bu grup materyallerden en yüksek dayanıma sahip olanıdır (87). In-Ceram Alümina içerisine hacimce %33 ve %12 mol seryum ile stabilize edilmiş zirkonya ilave edilir ve In-Ceram Zirkonya elde edilir. Y-TZP ile kıyaslandığında daha düşük mekanik özelliğe sahiptir (88). Bunun yanında termal yaşlandırma uygulandığında Y-TZP'ye göre daha iyi termal stabilizasyon sergilemektedir (87). In-Ceram zirkonyanın opasitesinin fazla olması daha çok posterior restorasyonlarda, tek gövdeli köprülerde ve kronlarda alt yapı materyali olarak kullanım alanı bulmasına sebep olmaktadır (43). In-Ceram Zirkonyanın esneme dayanımı sabit protezlerin alt yapıları için elverişli bulunmaktadır (89). CAD-CAM In-Ceram Zirkonya ile üretilen posterior bölgelerdeki sabit protezler slip-cast In-Ceram Zirkonya ile üretilenden daha iyi uyuma sahip (90) ve konvansiyonel metal destekli seramikler ile benzer bulunmuştur (91). In-Ceram Zirkonya'nın yüzeyine tribokimyasal silika tabakalması yapıldığında zirkonya ile veneer seramik arasında oluşan kimyasal bağlantının anlamlı derecede arttığı görülmüştür (92).

### 2.2.2.3. Magnezyum ile Kısmen Stabilize Zirkonya (Mg-PSZ)

Mg-PSZ olarak adlandırılan bu zirkonya sistemi kübik bir matris içerisinde tetragonal kristallerden oluşmaktadır. Bu materyal magnezyum oksit ile stabilize edilir. Su varlığında Mg-PSZ ile 3Y-TZP karşılaştırıldığında tetragonal faz stabilizasyonu daha zor olmaktadır (46). Mg-PSZ rezidual poröziteler sebebiyle yüksek aşınma oranına sahiptir. Günümüzde çok fazla kullanım alanı bulamayan bu materyal için Denzir-M (Dentronic, Skelleftea, Sweden) örnek olarak gösterilebilir (46).

### 2.2.3. Zirkonyanın Transformasyon Sertleşmesi

Tetragonal faz seramik yüzeyindeki kırık gibi mekanik uyarılara tepki olarak monoklinik faza dönüşebilmektedir (46). Stres dönüşümü uyaran kırık başlangıç alanının tepesinde oluşmaktadır. Kırık alanındaki bu tetragonal-monoklinik faz dönüşümü monoklinik fazda bulunan kristallerin boyutlarının büyük olmaları nedeni ile hacimsel olarak yaklaşık %4'lük artışla sonuçlanmaktadır. Bu hacimsel artış kırık alanında baskı stresi oluşturur. Bu olay döngüleri sonunda transformasyon sırasında enerji dağılımı sağlanır (93). İşte bu mekanizma transformasyon sertleşmesi olarak adlandırılır. Transformasyon sertleşmesi mekanik özelliklerde artış sağlamak ve kırık ilerlemesini önlemektedir (46). Zirkonyanın kırık dayanımı (910 MPa) yüksektir ve zirkonyanın yaklaşık olarak alüminanın iki katı kadar bükülme dayanımı (900-1200 MPa) vardır (93). Ancak kırık ilerlemesi tamamen önlenememektedir ve yüksek stres altında materyallerde kırık görülme olasılığı bulunmaktadır (94).



Şekil 4. Dönüşüm sertleşmesi mekanizmasının şematik anlatımı (Bultan Ö' den 76).

#### **2.2.4. Zirkonyanın Yaşlanması ve Düşük Isı Bozulması (LTD)**

Zirkonyanın yaşlanması tetragonal fazın kendiliğinden ve artarak monoklinik faza dönüşmesi nedeniyle mekanik özelliklerinin zayıflamasıdır (46). Düşük ısılarda (150-400°C) zirkonyanın yüzey grenlerinde nemli ortamlarda tetragonal fazdan monoklinik faza yavaş bir t-m dönüşümü gerçekleşmektedir (87). Nem ve ısı varlığında faz değişimi olarak ortaya çıkan bu yaşlanma davranışına Düşük Isı Bozulması (LTD) adı verilmektedir (95).

Düşük ısı bozulması temel olarak polikristalin zirkonyanın yüzey kısmında başlar ve sonrasında materyalin iç yüzeylerine doğru ilerler. Bir grenin dönüşümü grenlerin etrafında hacim artışına sonrasında stres oluşumuna ve mikro çatlaklara sebep olmaktadır. Su penetrasyonu önce yüzey bozunumuna, sonrasında da dönüşüm olayının artmasına sebep olmaktadır. Dönüşüm alanının oluşumu dayanımın bozulmasına neden olan mikro çatlaklara, gren kaybına ve sonuç olarak yüzeyin pürüzlenmesine yol açmaktadır (95).

#### **2.3. Zirkonya Bloklar ve Sınıflandırılması**

Dental uygulamalarda kullanım alanı bulmuş zirkonya bloklar aynı kimyasal kompozisyona sahip olsa da bükülme dirençleri 900 MPa ile 1200 MPa arasında değişkenlik gösterebilir. Bu değişkenlik zirkonya bloğun elde edilmiş şekliyle kaynaklanmaktadır. Zirkonya bloklar 3 ana gruba ayrılır (73).

##### **2.3.1. Green Zirkonya**

Green zirkonya bloklar işlenebilmesi açısından en kolay bloklardır. Green zirkonya kazıma işlemi kuru ortamda elmas ve tungsten frezlerle yapılır. Sinterleme sırasında oluşabilecek büzülmeyle karşılaşmak için %20-25 oranında büyük işlenirler. Sonrasında sinterlenmemiş poröz yapıda zirkonya ortalama %20-25'lik büzülmeyle uğrayarak daha yoğun ve dayanıklı hale gelir (73).

##### **2.3.2. Pre-sinterize Zirkonya (Non-HIP Zirkonya)**

Green zirkonya bloklar 500 °C'de yaklaşık 30 dakika fırınlama işlemine tabi tutulur ve pre-sinterize zirkonya bloklar elde edilir. Pre-sinterize zirkonya blokların kazıma işlemi elmas ve karbit frezlerle su soğutma altında yapılır. Sinterleme sırasında oluşacak büzülmeyle kompanse etmek için %20-25 oranında daha hacimli işlenirler. Pre-sinterize zirkonya Non-HIP zirkonya olarak da adlandırılır. HIP kelimesi 'Hot Isotatic Pressing' kelimelerinden oluşmaktadır. Non-HIP zirkonya bloklar önce işlenip sonra sinterlenirler (96). Blokların üretiminde kullanılan TZP (Tetragonal Zirkonya Polikristali) tozu presleme

işlemi amacı ile bağlayıcı madde içermektedir. Bağlayıcı madde ön sinterleme aşamasında elimine edilmektedir. Ön sinterleme ısısı hızlı bir şekilde artarsa bağlayıcı madde elimine olur bu durum bloğun bozulmasına ve çatlamasına neden olur. Bloklar soğuk izostatik basınç tekniği kullanılarak üretilmektedir. Sıkıştırılmış toz içindeki boşluklar 20-30 mikrometre boyutlarında çok küçük ve az yer kaplayan boşluklardır (97). Bloklar preslendikten sonra ön sinterizasyon yapılır (98). Chevalier ve ark. (99) 1500°C sıcaklıkta 5 saat süren sinterleme sonucunda kübik faz miktarının arttığını belirtmişlerdir. Büyük kübik grenlerin artması seramiğin düşük ısı bozumuna karşı direncini azaltmaktadır (99).

Yarı sinterlenmiş sistemlere örnek Cercon (Dentsply Friadent, Mannheim, Almanya), LAVA (3M ESPE, Seefeld, Almanya), Procera zirconia (Nobel Biocare; Gothenburg, İsveç) ve IPS e.max ZirCAD (Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein) verilebilir (99).

### **2.3.3. Sinterlenmiş zirkonya (HIP zirkonya)**

Bloklar sinterlenmiş olarak üretildiği için direk kazıma işlemine geçilir. Bloklar elmas uçlu frezlerle su soğutma altında kazınırlar (100). Bu sistemin kazıma boyunca materyalde büzülme meydana gelmemesinden dolayı marjinal uyumun iyi olması gibi avantajları olmasına rağmen blokların tam sinterlenmiş olması sertliği arttırırken şekillendirilmelerinin zor olmasına ve kullanılan elmas frezlerin kolay aşınmasına sebep olduğundan ekonomik açıdan dezavantaj oluşturur (101). Sinterlenmiş zirkonya blokların sertliği artmış olduğundan diğer (green, pre-sinterize) bloklara göre kazıma işlemi daha fazla zaman ve maliyet gerektirmektedir (100).

Sinterlenmiş zirkonyanın bir diğer adı HIP zirkonyadır. Non-HIP zirkonyaya göre dayanıklılığı %20 artış gösterir. HIP zirkonya Non-HIP zirkonyaya göre daha serttir ve kazıma işlemi daha zordur. Restorasyonun yapımı için uzun süre gerektirdiğinden genellikle kısmi sinterleme işlemi uygulanan bloklar kullanılmaktadır (101).

## **2.4. Restorasyonların Üretim Teknikleri**

Zirkonya destekli seramiklerin kullanılmaya başlanması Kopya-Freze tekniği ve CAD-CAM (Computer-aided design-Computer-aided manufacturing) teknolojisinin gelişmesi ile paralellik gösterir. Diş hekimliğinde 2 farklı yöntemle zirkonya destekli restorasyonlar yapılabilmektedir (102):

### 2.4.1. Kopya-Freze Tekniği

Bu sistemde hazırlanan modelaj okuyucu uç tarafından okunmakta ve zirkonya bloktan mekanik bir freze sistemi yardımı ile alt yapı elde edilmektedir. Kopya freze tekniğinin teknolojisi Celay (Mikrona Technologies, İsviçre) sisteminin ortaya çıkışı ile gelişmiştir. Sistemin CAD-CAM sistemleri ile olan benzerliği her iki yöntemde de hazır seramik blokların kullanılması ve restorasyonun elde edilmesinde freze tekniğinin uygulanmasıdır.

Dental restorasyon diş teknisyeninin hazırlamış olduğu mum veya rezinden edilen modelden indirekt olarak hazırlanır. Her frezin grenli ve grensiz olanı vardır. Grensiz ile rezinin üzerinde tarama yapılırken grenli ile kazıma işlemi gerçekleştirilir. Restorasyon alt yapısının freze tekniği ile hazırlanması yaklaşık 15 dakika sürer. Sinterlemeyle, blok üzerindeki talimat doğrultusunda %20-25 hacimli işlenen blok normal boya ulaşır. Diğer sistemlere göre daha ucuz olup kullanımı kolaydır (56).

Günümüzde kopya-freze tekniği kullanan sistemler;

- Zirkonzahn sistem
- Ceramill sistemi
- Celay sistemi

Zirkonzahn: Zirkonzahn sistemi (Steger, Brunneck, İtalya), CAD-CAM ve MAD-MAM (Manuel Aided Design-Manuel Aided Manufacturing) sistemleri ile uygulanabilen pantografi cihazıdır (56). CAD-CAM'de restore edilecek dişin alt yapı modeli optik olarak Optical Scanner S 600'de taranır. Sonrasında bilgisayar yazılım programı ile alt yapı tasarlanır ve CAD-CAM M5 sistemiyle beraber frezeleme işlemi yapılır (103).

MAD-MAM sisteminde ise alt yapı tasarımı ışıkla polimerize kompozit ile yapılır sonrasında cihazın okuyucu ucunun bulunduğu tarafa yerleştirilir. Zirkonzahn blok ise aşındırma işleminin yapılacağı tarafa yerleştirilir. İşleme işleminde okuyucu uç kompozit dizayn üzerinde gezerken aşındırma işlevi ünitesine bulunan sinterlenmemiş zirkonya blok işlenir (104).

Alt yapı dizaynında tarayıcı ile model taraması gerekmediğinden kesimdeki andırkat ve paralellik sorunları daha az problem teşkil eder. Bunlara ilave olarak Zirkonzahn düşük maliyeti ile de tercih sebebi olmuştur (56). Sistem ayrıca zirkonya materyaline sinterizasyon öncesinde daldırma yöntemiyle boyanabilme imkanı sunar ve



boyanan renkler zirkonyum sinterlenirken yapı içine nüfuz eder. En büyük avantajlarından biri ise her türlü protetik restorasyonun (kron, köprü, inley, implant abutment) yapılmasına uygun bir sistem olmasıdır (105).

**Celay:** Celay (Vita Zahnfabrik, Bad Sackingen, Almanya) 1992 yılında piyasaya sürülmüştür. Bu sistem kopya/freze tekniğine dayanır. Diğer sistemlerle kıyaslandığında basit bir çalışma prensibine sahiptir. Cihazın kopyalama ünitesindeki ucun aşındırma özelliği yoktur ve modeli tarar. Freze ünitesindeki özel frezler ise porselen bloğu şekillendirir. Cihazın orta kısmı ise tarayıcı uçların hareketini frezlere aktarır. Seramik blok ve aşındırıcı elmas frezler soğutmak için özel bir sisteme sahiptir. Celay sisteminde restorasyonun anatomik formu ve okluzal yüzeyi detaylı olarak oluşturulabilir (106).

**Ceramill:** Ceramill sisteminde pantografi cihazı (Ceramill Multi-x) ve sinterleme fırını (Ceramill Therm) olmak üzere 2 ayrı bileşen vardır. Bu sistemde de alt yapı tasarımı manuel olarak yapılmaktadır. Tasarım için iki farklı akışkanlıkta jel formunda ışıkla sertleşen modelaj malzemesi (Ceramill Gel ve Ceramill Pontic) olmalıdır. Alt yapı tasarımı bu jellerle hazırlanır ve sonrasında sistemin özel ışık cihazı (Ceramill UV) ile sertleştirilir. Freze işlemi okuyucu ucun manuel olarak hazırlanan alt yapı tasarımını okuması ve aşındırıcı ucun yarı sinterlenmiş Y-TZP blokları (Ceramill Zi) şekillendirmesi şeklinde gerçekleşir. Sinterleme işleminde sıcaklık 1450°C olmaktadır. Beş farklı renk ile renklendirilebilen alt yapılara bütün feldspatik seramikler üst yapı olarak uygulanabilmektedir (107).

## **2.5. Zirkonya Alt Yapı Üzerine Veneer Seramiğin Uygulama Teknikleri**

Veneer seramik zirkonya alt yapılara 3 farklı teknikle uygulanır. Bunlar geleneksel tabakalama tekniği, presleme tekniği (108) ve IPS emax CAD-on tekniğidir (109).

### **2.5.1. Tabakalama tekniği**

Veneer seramikler zirkonya kor üzerine sıklıkla tabakalama tekniği kullanılarak uygulanırlar. Tabakalama tekniğinde estetik bakımından üstün ancak tek başına kullanıldığında dayanıklılık bakımından yetersiz olan veneer seramik materyalinin dayanıklı bir altyapı üzerine tabakalar halinde ilave edildikten sonra fırınlama işlemi uygulanması esasına dayanır (110).

Tabakalama tekniğinde porselen tozu ve likidi karıştırılarak hamur kıvamına getirilir. Oluşturulan karışım fırça kullanılarak kor üzerine kondensasyon tekniği ile

uygulanır ve fırınlanır. Kondensasyon işlemi seramik partiküller arasındaki hava boşluklarının ve nemin yüzeye çıkarılması için önemli bir aşamadır. Bu işlem ile kor ve seramik arasındaki temas artırılarak ara yüzde bağlantı direnci artırılmış olur. Seramiğin ışık geçirgenliğini, estetiğini ve dayanıklılığını artırır. Ayrıca seramik tozu partikülleri arasındaki mesafeyi azaltıp yoğunluğu artırır. Yoğunluğun artması büzülme de azaltacağı için soğuma sırasında oluşabilecek çatlaklar da önlenmiş olur. Kondensasyon işlemini gerçekleştirmek için vibrasyon, spatülleme veya fırçalama yöntemleri kullanılabilir (17).

Tabakalama tekniğinde karşımıza çıkabilecek en büyük sorun fırınlama sonrası yapıda %25-35 oranında büzülmenin görülmesidir. Bu büzülme telafi etmek için birden fazla ilave işlemi ve pişim gerekebilir (111-113). Yapılan ilave fırınlamalarda materyal ısıtılma ve soğuma prosedürleriyle karşılaşır ve bunun sonucunda yapı içinde mekanik özellikleri olumsuz etkileyen stresler oluşur (114). Tekrarlayan fırınlama işlemlerinin farklı bir sonucu ise devitrifikasyondur. Bu olay seramikteki cam fazın kristal faza dönüşmesiyle ‘bulutlu’ görüntüye sebep olur (115).

### **2.5.2. Presleme tekniği**

Presleme teknolojisiyle beraber zirkonya alt yapılar için yeni nesil seramikler üretilmiştir (116). Tabakalama tekniğine alternatiftir. Çok yeni bir yöntem olmasa da gelişimi son zamanlara rastlamıştır (117, 118). Presleme ve tabakalama tekniğinde kullanılan veneer seramikler farklı kimyasal, fiziksel özellikler ve termal ekspansiyon katsayısına sahiptir (119). Presleme tekniğinde amaç geliştirilen cam seramik ingotlar ve yüksek dayanıklılığa sahip zirkonya alt yapıların avantajlarının beraber kullanılmasıdır (120).

Presleme tekniğinde öncelikle hazırlanacak restorasyonun mum modelajı hazırlanır ve revetmana alınır. Kayıp mum tekniği kullanılarak mum eritme işlemi gerçekleştirilir. Sonrasında önceden sinterlenmiş hazır seramik ingotlar özel fırında belli bir ısı ile yumuşatılarak basınç altında preslenir. Bu tekniğin avantajı tabakalama tekniğinde ortaya çıkan fırınlama büzülmesi en aza indirilerek daha iyi marjinal uyum sağlanmasıdır (112, 113). Presleme tekniğinde döküm işleminin ardından veneer seramik direk cilalanabildiği gibi makyaj yapılabilmekte veya üzerine tabakalama yöntemi ile ilave seramik uygulanabilmektedir (121).

Presleme tekniğinin tabakalama tekniğine kıyasla birçok avantajı vardır. Isı ile presleme tekniği kontrollü bir işlem olduğu için veneer seramikler çok daha az hatalı işlenebilmektedir. Bu da mekanik özelliklerini arttırmış olur (23). Presleme tekniğinde

hazırlanan mum modelaj ağız içinde prova imkanı sunmaktadır. Gerekli düzenlemeler ve ilaveler mum üzerinde yapıldığı için daha kolay bir işlem sağlar ve böylece hasta ağızda prova yaparken harcanan zaman ve prova tekrarı azalır (122). Bu teknikte dişin ideal formunun oluşturulması laboratuvar ortamında tek bir fırınlama işlemi ile gerçekleştirilir. Yani tekrarlayan fırınlama işlemlerinin seramikte bilinen dezavantajlarını ortadan kaldırır ve teknisyene zaman kazandırır. İlâveten basınç altında şekillendirilen seramikte ortaya çıkan yapı daha homojen, yoğun ve küçük partiküllü olur (123) Bu tekniğin dezavantajı ise tabakalama tekniğinde kullanılan seramiklere göre optik kalitelerinin dolayısıyla estetiğinin düşük olmasıdır. Bu nedenle estetik açıdan önemli olan bölgelerde kullanımları sınırlıdır (119).

### **2.5.3. IPS e-max CAD-on Tekniği**

IPS e-max CAD-on tekniği tabakalama ve presleme tekniklerine alternatif bir sistemdir. CAD-on tekniğinde iki komponent vardır. Bunlar; IPS e-max ZirCAD'ten yapılan zirkonya alt yapı, IPS e-max CAD'ten yapılan lityum disilikat üst yapıdır. IPS e-max CAD dayanıklılık ve estetik yönünden iyidir. Ağız içinde tek diş restorasyonların yapımında başarılı bir şekilde kullanılmaktadır. IPS e-max ZirCAD zirkonya köprü restorasyonlarında ve yüksek dayanıklı alt yapıların yapımında kullanılmaktadır. Böylece IPS e-max CAD-on tekniği ile zirkonya alt yapı dayanıklılığı ve lityum disilikat üst yapının estetiği kullanılarak hem daha dayanıklı hemde daha estetik kronlar elde edilebilir.

IPS e-max CAD-on tekniğinde her iki komponent hassas inLab V3.80 yazılımı ve Sirona inLab MC-XL kazıma ünitesi kullanılarak tasarlanır. İlk olarak IPS e-max ZirCAD altyapı Programat S1 programı kullanılarak sinterlenir. Sonrasında frezelenen iki ayrı parça arasında özel tasarlanmış cam seramik ile bağlanma sağlanır.

IPS e-max CAD-on tekniği ağız içinde posterior bölgede 3-4 üyeli restorasyonlarda kullanılabilir. Bu yeni teknik ile daha kısa sürede zirkonya alt yapı IPS e-max CAD restorasyonların yapımı sağlanır (118).

### **2.6. Zirkonya-Veneer Seramik Arasındaki Bağlanma Mekanizması**

Zirkonya destekli seramik restorasyonlarda en büyük problem veneer seramiğin alt yapıdan ayrılmasıdır (8, 124, 125). Günümüze kadar seramik sistemlerde zirkonya alt yapı ve veneer seramik arasındaki bağlantıyı inceleyen birçok çalışma yapılmıştır ve hala bu konu araştırılmaktadır (7, 126-129). Zirkonya ve veneer seramik arasındaki bağlantıyı

etkileyen faktörler bilinmemektedir. Fakat zirkonya ve veneer seramik arasındaki bağlantı mekanizması tam olarak bilinmemektedir (130, 131).

Zirkonya seramiklerin termal genişleme katsayısı ( $10.8 \times 10^{-6} \text{ K}^{-1}$ ) dır. Veneer seramiklerin termal genişleme katsayısı ( $9.1-9.7 \times 10^{-6} \text{ K}^{-1}$ ) dır. Aradaki bu farklılık sebebiyle soğuma esnasında termal genişleme katsayısı daha fazla olan zirkonya hızla büzülerek veneer seramiğe sıkıştırıcı kuvvet uygular. Bunun sonucunda metal destekli porselen sistemlerdekine benzer olarak veneer seramik zirkonyaya bağlanır (132, 133).

Literatürde zirkonya ve veneer seramiği arasındaki bağlantıyı artırmak için zirkonya yüzeyine birçok yüzey işlemi uygulanmıştır. Ancak günümüzde literatürde bu konuyla alakalı kesin bir protokole varılamamıştır.

## **2.7. Zirkonya Alt Yapılar ile Veneer Seramikler Arasındaki Bağlantı Direncini Artırmaya Yönelik Yüzey İşlemleri**

Zirkonya ile veneer seramikler arası bağlanma kuvvetini artırmak için yapılan yüzey işlemleri yüzeye ekleme veya yüzeyden eksiltme yoluyla yapılmaktadır (9).

### **2.7.1. Mekanik Bağlantı Oluşturan İşlemler**

- Kumlama
- Alüminyum oksit partikülleri ile kumlama
- Sentetik elmas partikülleri ile kumlama
- Elmas döner alet ve frez ile pürüzlendirme
- Lazer ile pürüzlendirme
- Plazma spreji yöntemi

### **2.7.2. Kimyasal Bağlantı Oluşturan İşlemler**

- Silan bağlayıcı ajan uygulama ve primer uygulama

### **2.7.3. Hem Mekanik Hem de Kimyasal Bağlantı İçin Uygulanan İşlemler**

- Silisyum oksit ( $\text{SiO}_2$ ) tanecikleri ile kumlama
- A - Pirokimyasal silika kaplama
- B - Tribokimyasal silika kaplama
- Cojet sistem
- Rocatec sistemi (134-136)

## 2.7.4. Mekanik Bağlantı İçin Yapılan İşlemler

### 2.7.4.1. Kuşlama

Kuşlama temiz ve aktif porselen yüzeyi elde etmek ve mikro mekanik retansiyon sağlamak için yaygın kullanılan yüzey işlemdir. Kuşlama yöntemi uygulaması için sıklıkla alüminyum oksit ( $Al_2O_3$ ) partikülleri kullanılır. Kuşlama zirkonya seramiklerin mekanik özelliklerinin ve tutuculuğunun artırılması için kullanılan bir yöntemdir (137). Zirkonya seramiklerin kuşlanması ile yüzeyde belirgin pürüzlülük oluştuğu gözlemlenmiştir. Fakat metal yüzeyler ile karşılaştırıldığında daha az girinti-çıkıntı olduğu bildirilmiştir (137).

Zirkonya yüzeylerinde yapılan kuşlama sırasında mikro çatlaklar oluşur ancak yüzeyin hemen altında t-m faz değişimi oluşur. Bu değişim materyalin hacmini %3-5 oranında artırır ve böylece kuşlama yüzeyi altında sıkıştırıcı stres tabakası oluşmasıyla mikro çatlakların ilerlemesi önlenmiş olur (137).

Kuşlama yapılırken sadece kumun tane boyutu değil aynı zamanda uygulanan basınç, kuşlama yoğunluğu ve süresi de önemlidir. Kuşlama için kullanılan  $Al_2O_3$  partiküllerinin boyutu 30-250  $\mu m$  arasında olup, uygulama basıncı 2-3 bar, kuşlama ucunun materyale uzaklığı 5-20 mm, uygulama süresi ise 15 sn. kadardır (138).

### 2.7.4.2. Elmas Döner Aletlerle Pürüzlendirme ve Bunların Kombinasyonları

Seramik yüzeylerin pürüzlendirilmesinde yüksek devirli kesici aletler de kullanılabilir (139-141). Bu işlemde kalın grenli elmas frezler kullanılabilir. Elmas frezler kullanıldığında diğer yöntemlere kıyasla pürüzlülüğü daha fazla yüzeyler elde edilebilir. Elmas frezlerle aşındırılmış yüzeyler Taramalı Elektron Mikroskobu (TEM) altında incelendiğinde yüzeyde gözenek olmadığı ancak kazıma izlerinin olduğu görülmüştür. Döner aletlerle pürüzlendirme sırasında seramik yüzeyinde restorasyonu zayıflatabilecek keskin ve stresli bölgelerin oluşabileceği görülmüştür (139, 142).

Yapılan bazı çalışmalarda sinterlenmiş yüksek oranda alumina içeren porselen yüzeylerde bağlanma dayanımı için en iyi yüzey işleminin kuşlama, sonrasında ise elmas frezle pürüzlendirme olduğu bildirilmiştir (140).

### **2.7.4.3. Plazma Spreyi Yöntemi**

Gaz plazma spreji yöntemi ile bağlanma dayanımı artırılabilir. Bu yöntemde iyon, elektron, atom ve nötral parçacıklar içeren kısmen iyonize edilmiş gaz kullanılır (143, 144). Gazın iyonizasyonu vakum şartlarında sağlanır. Yüksek frekanslı bir jeneratör kullanılarak gaz iyonize edilir ve plazmaya çevrilir. Bu teknik çok sıklıkla kullanılmaktadır. Yapılan bir çalışmada zirkonya örneklerine farklı yüzey işlemleri uygulanmış (silan, plazma spreji ve düşük ısı porselen mikro incileri) ve plazma spreji sonrası düşük ısı porselen uygulanan grupta rezin simanın zirkonya yüzeyine bağlantı direncini arttırdığını bildirilmiştir (145).

### **2.7.4.4. Lazer ile Pürüzlendirme**

#### **Lazerin Tanımı**

Lazer ilk olarak Theodore H. Maiman tarafından 1960 yılında geliştirilmiştir. Bu lazerin adı Ruby lazerdir. Sonrasında farklı lazerler tıpta ve dişhekimliğinde kullanım alanı bulmuştur (146, 147).

Lazer kelimesi 'Light Amplification by Stimulated Emission of Radiation', yani 'uyarılmış elektromanyetik ışınım yayan ışık yükseltici' kelimelerinin kısaltılmış halidir. Bu açılımın her bir kelimesi lazer aletinin özelliklerini tanımlar (145).

#### **Lazerin Fiziği**

Işık partikül veya dalga şeklinde enerji formudur ve foton olarak adlandırılır. Dalgalar halinde hareket eder. Foton dalgasının 3 özelliği vardır: Velocity (Dalga Hızı), Amplitude (Dalga Yüksekliği) ve Wavelength (Dalga Boyu). Bir atom uyarıldığı zaman meydana gelen foton yayılımının zamanı ve yönü belirgin değildir. Ancak E enerjisine sahip bir foton E2 seviyesinde uyarılmış bir atoma çarparsa bu foton 2. atomun da uyarılmasına yol açar. Bu 2. foton kendisine çarpan ilk fotonla aynı enerjiye ve aynı hareket yönüne sahip olur. Eğer bu 2 atom önlerine çıkan E2 enerji düzeyindeki diğer bir atoma çarparlarsa, ortaya lazer ışınının özelliklerine sahip monokromatik (tek dalga boyulu), koherent (birbirine yapışık) ve kolimatif (birbirine paralel) ışık fotonları açığa çıkar. Lazer kaynağının ürettiği ışın/ışık tek bir dalga boyuna sahipken lazer olmayan ışıklar içerisinde birçok dalga boyunu barındırmaktadır. Lazer ışınının en önemli özelliği monokromatik olmasıdır (148).

Lazer aygıtları devamlı veya pulsasyonlar şeklinde ışın yayar. Pulsasyon tekrarları saniyedeki atım sayısı ile hesaplanır ve Hertz (Hz) olarak adlandırılır. Bu aralık termal rahatlama zamanı olarak kabul edilir ve hedef dokunun işlem sırasındaki cevabını belirlediği için önemlidir. Her atım için enerji ünitesi millijoule (mj)'dür. Lazerin güç birimi de watt (W)'dır ve enerji ile tekrar sayısının çarpımıyla elde edilir (149).

### **Lazer Aygıtının Komponentleri**

Lazer cihazının lazer ışını üretebilmesi için üç ana birim gerekmektedir. Bunlar; lazer materyali, enerji kaynağı ve mekanik yapıdır. Lazer aygıtı tamamen yansıtıcı ayna, kısmi yansıtıcı ayna, güç kaynağı, optik kavite ve lensden oluşur. Oluşan ışına optik kablo ile yön verilir (150).

### **Lazer Aktif Maddesi (Aktif Ara Madde)**

Lazer ışının ortaya çıkmasını sağlayan maddedir. Aktif ara madde aktive edilen dış kaynak tarafından oluşturulan enerjiyi soğurur daha sonra bu enerjiyi oluşturan moleküller, atomlar veya iyonlar düzeyinde değişiklik yaparak enerjiyi ışığın fotonları olarak dışarıya verir. Bu durum elektronlar daha yüksek enerji seviyelerine çıkıp daha sonra daha düşük enerji bantlarına inerken saldıkları fotonların yayılması ile oluşur. Aktif ara madde, lazer cihazının dalga boyunu ve şayet ışık görünür ışık ise rengini belirler. Yapılan araştırmalarda da lazerlerin tipi dalga boyuna göre değil ara maddenin ismine göre adlandırılmıştır (151).

Lazerlerin Aktif Ara Maddeleri

1. Katı maddeler (Yakut, Granit, Alexandrit, Yitrium-Alüminyum-Garnet kristalleri)
2. Gazlar (Argon, CO<sub>2</sub>)
3. Uyarılmış asal gazlar (Excimer lazer, Xenon/Fluor, Argon/Klor)
4. Boya tanecikleri (Dye lazerler) (151).

### **Lazer Kullanım Parametreleri**

Lazer parametreleri aşağıdaki gibi tanımlanmıştır (152-154).

Dalga boyu (nm): Lazer ışın demetinde birbirini izleyen ışınların tepe noktaları arasındaki uzaklıktır.

Güç (W): 1 watt lazer gücü 1 sn' de yayılan 1 joule enerjiyi ifade eder.

Enerji (J): Gerçekleştirilen iş ya da belli bir sürede uygulanan güçtür. Enerji birimi jouldür (J) ve güç ile zamanın çarpımına eşittir.

Frekans (Hz): Bir olayın birim zamandaki tekrar sayısı frekans olarak adlandırılır. Bir saniyede belli bir noktadan geçen dalga sayısıdır. Bir başka ifade ile lazer ışınının saniyedeki atım sayısıdır. Dalga boyu ile frekans arasında ilişki vardır. Dalga boyu artıkça frekans azalır.

Atım Devam Süresi (ms): Puls aralığı, atım süresi ve atım genişliği aynı anlam ifade eder. Lazer enerjisinin dokuya ne kadar süre etki ettiğinin belirtmektedir.

Spot çapı (mm): Lazer ışınının dokuda hedef noktaya odaklandığı ve enerjisinin yüksek olduğu dairenin çapıdır.

### **Lazerlerin Sınıflandırması**

A- Kaynağındaki aktif maddelere göre

1. Katı maddeler içeren lazerler
2. Gazlar içeren lazerler
3. Uyarılmış asal gaz halojenitleri içeren lazerler
4. Boya tanecikleri içeren lazerler
5. Yarı iletken çubuklar içeren lazerler

B- Lazer ışını hareketlerine göre

1. Devamlı ışın veren
2. Nabızsal şekilde ışın verenler
3. Dalgalı akım olarak ışın verenler

C- Lazerler dalga boylarına göre

1. Ultraviyole
2. Enfraruj
3. Görünen ışık

D- Kullanım alanlarına göre

Tip I Lazer - Argon ( rezin polimerizasyonu/diş beyazlatma)

Tip II Lazer - Argon (rezin polimerizasyonu/diş beyazlatma ve yumuşak doku lazerleri)

Tip III Lazer - Nd: YAG, CO<sub>2</sub>, Diode (yumuşak doku lazeri)



Tip IV Lazer - Er: YAG (sert doku lazeri)

Tip V Lazer - Er, Cr: YsGG (sert doku/yumuşak doku/diş beyazlatma) (147, 155).

### **Lazer Cihazında Aranılan Özellikler**

- Cihazın el aleti hafif olmalı
- Uygulaması kolay olmalı
- Işın kontrolü ve odaklanması iyi olmalı
- Ergonomik yapısı ağzın her kısmında kullanım kolaylığı sağlamalı
- Hastaya temas eden kısımları steril edilebilmeli
- Cihaz ucuz olmalı (155).

### **Dişhekimliğinde Kullanılan Lazerler**

Lazer isimlendirilmesi aktif ortamına, dalga boyuna, ulaştırma sistemine, salınım moduna, doku absorpsiyonuna ve klinik uygulamalarına bağlıdır (155).

#### ***Argon Lazer***

Aktif materyali argon gazıdır. Diş hekimliğinde kullanılan 488 nanometre(nm) mavi, 514 nm mavi-yeşil olmak üzere 2 farklı dalga boyu vardır. Görüntü spektrumuna sahip tek lazer sistemidir. 488 nm dalga boyuna sahip olan lazer rezin polimerizasyonunda ve diş beyazlatmada kullanılır. 514 nm dalga boyuna sahip olan lazer ise yumuşak doku lezyonu tedavisinde kullanılır.

#### ***Diode Lazer***

Aktif materyali katı fazlı olan diyot lazer, yarı iletken kristaller ile alüminyum veya indiyum, galyum ve arsenik gibi elementlerin kombineasyonları ile üretilmiştir. Yumuşak doku cerrahisi, diş beyazlatma ve biyostimülasyon amacı ile kullanılır.

#### ***Neodmiyum: İttriyum Alüminyum Garnet (Nd: YAG) Lazer***

Lazerler içinde ilk kullanım alanı bulan lazerler Nd: YAG lazerdir. Eski bir geçmişinin olmasından dolayı hakkında birçok araştırma yapılmıştır. Katı aktif ortamlıdır. Neodymium ilave edilmiş yttrium alüminyum-garnet kristali ve fiberoptik yolla serbest-running vurumlu modda doku ile kontak halinde kullanılır. Dalga boyu 1064 nm'dir (156).

Pigmente dokulara yüksek derecede absorbe olur. Argon lazer ile kıyaslandığında çok daha fazla su tarafından absorbe olur. Sıklıkla hemostatik özelliği iyi olan dental yumuşak dokuların kesimi ve koagülasyonunda kullanılır. Serbest-vurumlu mod ile hassas

bölgelerde uygulama yaparken çevre dokuların ısı artışını minimuma indirerek tedavi etme olanağı sağlar. Nd: YAG lazer sıkı dental doku tarafından kısmi olarak absorbe edilir ancak sağlam diş dokusuna çok az etki eder. Bu özelliği ile güvenli tedaviye olanak sağlar (155, 157). Periodontal hastalıklarda sulkular debridmant temizleme işleminde bu lazer birçok çalışma ile desteklenmiş ve son derece iyi sonuçların alındığı gözlemlenmiştir (156). Genellikle doku ile kontak formda ve açık uçlu olarak kullanılır. Kullanım sırasında fiber ucun kesilip yenilenmesi gerekir. Bu konu önemsenmezse lazer ışığı etkinliğini kaybeder. Non kontakt kullanılırsa ve odaklanmamış modda kullanılırsa, bu şekilde yumuşak dokunun içerisine birkaç mm penetre olabilir. Bu özelliği sayesinde ülsere lezyonlarda kullanılabilir (157).

#### ***Holmiyum: YAG (Ho: YAG) Lazer***

Lazer katı aktif ortamlıdır. Holmiyum katılmış yttrium-aliminyum-garnet kristali ve fiber optik kullanılarak serbest-vurumlu modda doku ile kontak halinde kullanılır. Dalga boyu 2120 nm 'dir. Ho: YAG lazer ve Nd:YAG lazer kıyaslandığında suda absorbe olması 100 kat fazladır. Ho: YAG lazerler genellikle yumuşak doku cerrahisinde kullanım alanı bulurlar. Yumuşak dokularda su içeriğinin yüksek olması bu tür lazerlerin dokularda hızlı etki etmesine olanak tanır. Lazerin optik fiber ucu hassas çalışma imkanı sağlar (155).

#### ***Erbium: İttriyum Alüminyum Garnet (Er: YAG) ve Erbium: Cromiyum Yttrium Skandiyum Galyum Garnet (Er, Cr: YSGG) Lazer***

Er, Cr: YSGG lazer 2790 nm dalga boyuna sahiptir. Katı ortamlıdır. Erbiyum ve kromiyum katılmış yttrium-skandiyum-galyum-garnet kristali içerir. Er: YAG lazer ise 2940 nm dalga boyuna sahiptir ve katı aktif ortamlıdır. Erbium katılmış yttrium-aliminyum-garnet kristalidir (158). İki lazer de fiber optik yolla serbest-running vurumlu modda çalışır. Fiberler hava soğutmalıdır. Farklı lazerlere kıyasla daha geniş çaplara sahiptir (158). Bu dalga boyları suda yüksek absorpsiyona sahiptir. İlave olarak her iki lazer de hidrosiapatite yüksek afiniteye sahiptir.

Yapılan çalışmalar bu lazerle tedavi edilen dişlerde pulpal sıcaklığının aslında 5°C düşebileceğini belirtmişlerdir (156). Bu lazerler çürük temizleme için kullanılacaksa su spreyi altında uygulanmalıdır. Çürük diş dokularında su içeriği fazladır böylece lazer özellikle bu hastalıklı dokuyla etkileşir (158). Her iki lazer de yumuşak doku fazla su içerdiğinden bu dokuda aktiftirler fakat hemostatik özellik konusunda etkinlikleri sınırlı kalır.

Erbium lazerler ile yapılan kesikler diğerk cerrahi yöntemlere göre çok daha hızlı iyileşme göstermektedir. Bunun nedeni olarak lazerin yumuşak dokuya termal yönden çok az zarar vermesi gösterilebilir. Bu iki lazerin avantajlı yönü restoratif dişhekimliğinde gingivaya yaklaşmış çürük lezyonlarını tedavi edebilmesi ve yumuşak dokuyu yeniden şekillendirebilmesidir. Tedavi sırasında ısı ve mekanik etkinin minimum olması Er: YAG lazerlerle anestezi yapılmadan tedavi olanağı sağlar (158).

### ***CO<sub>2</sub> Lazer***

Gaz aktif ortamlıdır. İçi boş tüp benzeri yapısıyla devamlı ya da aralıklı vurumlu moda kullanılır. Dalga boyu 1060 nm'dir. Su tarafından absorpsiyonu iyidir. Bu özelliği ile yumuşak dokularda aktif olarak kullanılabilir. Dokulara yüzeysel penetrasyon gösterir. Yoğun fibrotik dokularda kullanımı oldukça iyidir. Hidroksiapatite de yüksek absorpsiyona sahiptir (157). Karbondioksit lazerler ile non-kontakt mod aktifleştirilerek doku kesimi, buharlaştırma ve koagüle etme işlemleri yapılabilir. Kontakt mod ise bu lazerlerde kullanışlı değildir (157). Ağız içinde; frenektomi, gingivektomi, gingivoplasti, dişeti pigmentasyon tedavisi, periodontal flebin de-epitelizasyonu, granülasyon dokularının uzaklaştırılması, insizyonel ve eksizyonel biyopsi, aftöz ülser, herpetik lezyon, implant üstünün açılması gibi preprotetik cerrahi uygulamalarda kullanım alanı bulmuştur (157).

### ***Fiber Lazer (Ultrahızlı Lazerler)***

Fiber lazer ismini ışının içinden geçmiş olduğu fiber kablodan almaktadır. Bu kablo ile ışın hızı çok yüksek hıza ve kaliteye ulaşmaktadır. Fiber kablodan geçen ışın çeşitlilik göstermektedir. Bunlar fiber lazerler arasında geniş kullanım alanı da olan; Er (erbium), Yb (ytterbium), Nd (neodmium) ve Tm (thulium) fiber lazerlerdir (109). Çekirdek lazer tarafından üretilen ışın pompa diyotlar ile özel üretilmiş cam fiberlere iletilir. Sonrasında cam fiberler bu iletilen ışını yükseltirler. Fiber lazerler sıklıkla bakım gerektirmezler. Yaklaşık 25.000 saat kullanım ömrüne sahiptir (159).

Fiber optik temel olarak sinyal iletimi amacıyla ışığı kullanır. Optik fiberler saf cam içeren saç teli boyutlarında uzun ipliklerdir. Bu fiberler yansıtıcı bir kılıf ile sarılırlar ve bu işlem ışığı fiber içinde hapseder. Kablonun en dışı ise koruyucu bir kılıfla kaplanır. Tüm bu özellikleri ile fiber kablolar lazere uzun mesafelerde yüksek değerlerde veri iletimi sağlar. Bu iletim ışık hızı diye isimlendirilen en yüksek hızda sağlanır.

Fiber optik kablolar kılıfları sayesinde çevresel şartlara karşı oldukça iyi korunurlar. Böylece nemli, rutubetli ve aşırı yağışlı ortamlarda dahi etkilenmeyerek her zaman etkin bir bağlantı sunar. Fiber kablolarda ne dışarıdan içeriye ne de içeriden dışarıya hiçbir etkileşim ve sızıntı olmaz. Bunun sonucunda ışın kalitesi bozulmadan uzak mesafelere iletilmiş olur. Üretildikleri madde, fiziksel boyutları, sızdırmazlık gibi özellikleri düşünüldüğünde fiber optik kablolar çok uzun yıllar değişim gereği duymazlar (110).

Ticari olarak piyasaya sürülen yeni nesil lazerler olan fiber lazerler dengeli salınımlı modu, verimlilik, monolitik paketleme imkanı ve düşük bakım maliyetleri açısından önceki teknolojilere kıyasla önemli avantajlar sunmaktadır. Fiber lazerleri diğer lazer teknolojilerinden ayıran ve onlara üstün genel performans sağlayan birçok özellik vardır. Yüksek yüzey/hacim oranı nedeniyle fiber lazerler daha iyi termal stabilite sağlarlar. Az yer kaplarlar. Geleneksel lazerlere oranla yüksek verimlilik gösterirler (CO<sub>2</sub> %10, Nd: YAG~2, fiber lazer %25). Yansıtma özelliği neredeyse yoktur. Bu durum bakır, bronz, alüminyum gibi kesimi zor ve yansıma yapan malzemeleri rahatlıkla kesme imkanı sağlar. Yüzeysel temizlik dışında bakım ve servis maliyeti yoktur. 50 metreye kadar ışın kalitesi değişmez ve güç kaybı yaşanmaz. Isı artışı minimumdur (113).

### ***Diş Hekimliğinde Fiber (Ultrahızlı Fiber) Lazer Kullanımı***

Malzeme işleme alanında yaygın olarak kullanılan 1030-1080 nm dalga boyuna sahip Yb: fiber lazerler tıpta da kullanım alanı bulmuştur. Öyle ki yaygın olarak kullanılan 1064 dalga boyundaki Nd: YAG lazerlere alternatif hale gelmektedir. Mikrosaniye atımlı 80 W' dan fazla yüksek güç sağlayan Yb atımlı lazerler; kardiyovasküler, jinekoloji, abdominal cerrahi ve diş hekimliği gibi çeşitli alanlarda kullanılmaktadır (108). Yb: Fiber lazer yoğun bir şekilde kullanılmakta olan CO<sub>2</sub> ve Nd: YAG malzeme işleme lazerlerine etkin bir alternatif oluşturmaktadır (69).

Ytterbium sembolü Yb ve atom numarası 70 olan bir kimyasal elementtir. Periodik tabloda 6f grubundandır. Kristal yapısı kübik merkezli yüzeydir. Young modülüsü 24 GPa'dır. Elementi 1878 yılında İsviçre'de Jean de Marignac isimli araştırmacı keşfetmiştir (111).

Yb: Fiber Lazerin Tercih Edildiği Malzeme İşleme Yöntemleri (69).

- Kesme (cutting)

- Kazıma ( etching)
- Kaynak (welding)
- Hibrit kaynak (hybrid welding)

Dental uygulamalarda ise fiber lazerler yeni kullanım alanı bulmaya başlamıştır. Ultrahızlı fiber lazerler diş hekimliğinde daha çok implantların yüzeylerini pürüzlendirme ve şekillendirme işleminde kullanılmaktadır (160-162). Yapılan çalışmalarda fiber lazerler kullanılarak micron ve nanometre boyutlarında pürüzlülüğe sahip çeşitli yüzey yapıları oluşturulabildiği görülmüştür (160). Ateş ve ark. (163) rezin siman ve titanyum arasındaki bağlantı dayanımını inceledikleri çalışmada kumlama ve ultrahızlı lazer uygulamasının bağlantı kuvvetini arttırdığını bildirmişlerdir. Yine aynı çalışmada ultrahızlı fiber lazerin metal yüzeyleri pürüzlendirmede alternatif bir yöntem olabileceği belirtilmiştir (163).

### ***Protetik Diş Hekimliğinde Lazer***

Protetik tedavilerin klinik safhalarında sert ve yumuşak doku lazerleri tercih edilirken (164) laboratuvar uygulamalarında sadece sert doku lazerleri kullanılmaktadır (164, 165).

Lazerler hareketli protezlerin yapımından önce düzensiz alveol kretlerinin, torusların, ekzostosların, tüberlerdeki çıkıntılar ve desteksiz yumuşak dokuların cerrahi olarak düzeltilmesinde rahatlıkla kullanılabilirler. Nd: YAG, Diyot ve CO<sub>2</sub> lazerler yumuşak dokularda kullanılırken, Erbium lazerler sert dokularda tercih edilmektedirler (166). Lazerler sabit protezlerde retraksiyon için kullanılabilirler. Genellikle kullanılan lazer sistemleri Nd: YAG lazer, Er: YAG lazer, CO<sub>2</sub> lazer ve diyot lazerlerdir (166). Bu sistemler arasında en az kanamaya neden olan diyot lazerlerdir. Konvansiyonel retraksiyon yöntemlerindeki kanama ve dişeti çekilme oranı %10 iken lazer sistemleri kullanıldığında bu oran % 2'lere kadar düşmektedir (166).

Protetik diş tedavisinde klinik kuron boyu kısa olan dişlerde kuron-köprü restorasyonlarının retansiyonunu arttırmak veya estetik diş hekimliğinde gülüş tasarımı oluşturmak amacı ile uygulanmaktadır (167). Yumuşak dokuları içeren işlemlerde tüm yumuşak doku lazerleri güvenle kullanılabilirken, sert dokuları kapsayan durumlarda ise son yıllarda Erbium lazer sistemleri tercih edilmektedir.

Lazer sinterleme hızlı prototip üretim teknikleri olarak da adlandırılır ve son yıllarda protetik diş tedavisinde kullanım alanı bulmuştur. Yapılan çalışmalarda

maksillofasiyal protezlerin, hareketli bölümlü protezlerin iskelet alt yapılarının ve sabit protetik restorasyonların metal alt yapılarının bu yöntemle elde edilebileceği ortaya konmuştur (168, 169).

Protetik diş tedavisinde kullanılan materyallerin pürüzlendirilmesi amacıyla farklı lazer sistemleri kullanılarak çalışmalar yapılmıştır. Zirkonya yüzeylerini pürüzlendirilmek amacıyla farklı lazer sistemleri kullanılmıştır (170). Bazı çalışmalar Nd: YAG lazerlerin zirkonya seramik yüzeylerde etkili yüzey pürüzlülüğü oluşturduğunu belirtmiştir (171, 172). Yine Nd: YAG lazerin zirkonya seramiklerin mekanik direncini düşürdüğünü aynı zamanda yüzeyde çatlaklar oluşturduğunu belirten çalışmalar da mevcuttur (172). Dental uygulamalarda rutin olarak kullanılan lazerlerin yanında ultrahızlı fiber lazerde ilgi odağı olmaya başlamıştır. Ancak bu konudaki literatür sınırlıdır. Ünal (173) tez çalışmasında Yb: Fiber lazer ile yüzeyi pürüzlendirilen zirkonya örneklerin dentine olan bağlanma dayanımı değerlendirmiş ve zirkonya restorasyonların yüzey pürüzlendirme işlemlerinde Yb: Fiber lazer uygulamasını önermiştir.

#### **2.7.4.5. Asitle Pürüzlendirme**

Asitle pürüzlendirme işlemiyle varılan iyi sonuçlar sayesinde feldspatik ve cam seramikler gibi porselenler ile rezin siman bağlantısında önemli ilerlemeler sağlanmıştır (145).

- Hidroflorik Asit: Hidroflorik asitin (HF) etki mekanizmasında bu asitin seramiğin cam matriksine etki ederek çözdüğü ve lösit kristalleri çevresinde mikroandırkatların oluşmasına sebep olduğu bildirilmektedir. Rezin simanların akıcılığı yüksektir ve böylece oluşan boşlukları doldurarak kuvvetli mikromekanik bağlantı sağlamaktadırlar. Hidroflorik asit porselen yüzeyinin asitlenmesinde çoğunlukla tercih edilen asitlerdendir. Oran olarak %2.5–10 konsantrasyonlar arasında uygulanmaktadır. 1 dk'dan 3 dk'ya kadar değişen uygulama süreleri mevcuttur. Bu asitin porselen yüzeyine etki mekanizması porselenin amorf yapısında çok sayıda gözenek oluşturarak porselen ile rezin simanın bağlantı kuvvetini artırmasıdır (142, 174). Feldspatik porselen simantasyonunda rezin siman ve seramik yüzey arasındaki en etkin bağlantı hidroflorik asitle pürüzlendirmenin ardından silan ajanı uygulamasıyla elde edilir (175). Asit uygulandığında feldspatik seramiğin cam fazlarından biri çözünmekte ve mikro yapısı değişmektedir. Böylece bağlantı için uygun mikro

yapı elde edilmiş olmaktadır (175). Hidroflorik asit seramik yüzeyinde camsı alanı etkilediğinden camsı içeriği zayıf seramikler, yüksek kristalin yapıdaki seramikler ve saf non-kristalin seramiklerde etkin değildir. Zirkonya silika içermediğinden dolayı HF ile asitlemeye karşı dirençlidir (160). Bu nedenle zirkonya seramiklerde uygun bağlantı için ilave yöntemlere ihtiyaç duyulmaktadır (139, 176).

- Fosforik Asit: Porselen ya da kompozit yüzey pürüzlendirilmesinde % 36-40 oranlarındaki fosforik asitten yararlanır. Hidroflorik aside göre daha zayıf bir asittir (142, 175).
- Asidüle Fosfat Florür: Porselen yüzeyi pürüzlendirilmesinde % 1.23 oranındaki asidüle fosfat florür kullanılır. Porselen yüzeyinde düzgün, homojenize bir yüzey yaratır (175).

## **2.7.5. Kimyasal Bağlantı İçin Yapılan Yüzey İşlemleri**

### **2.7.5.1. Silan Uygulaması**

Silika içerikli seramiklerde silan uygulanması rezin siman ve seramik yüzeyi arasındaki kimyasal bağlanmayı artırır. Genellikle silan bağlantı ajanı olarak 3-methacryloxypropyltrimethoxysilane (MPS) kullanılır. Silanlar bifonksiyonel özellik gösterirler. Silikondioksit ile seramik yüzeyindeki OH- gruplarına bağlanır. Ayrıca fonksiyonel gruba sahiptirler ki bu grup seramik yüzeyinin ıslanabilirliğini artırıp organik matriks ile kopolimerize olmasını sağlar (177). İçerdikleri zayıf asitler ile siloksan bağlarını yaparlar. Yani silika içerikli seramiklerde asitle pürüzlendirme işleminden sonra silan bağlantı ajanı uygulayarak etkin bağlantı sağlanır. Fakat kimyasal olarak stabil, silika içermeyen Y-TZP seramiklerde bu yöntemler başarılı olmamaktadır (178). Silanizasyon cam infiltre alüminyum oksit seramiklerde kimyasal bir bağlantı oluşturmaz fakat kuşlama sonrası yüzeyin ıslatılmasına yardımcı olur. Literatürde zirkonya seramiklerin rezin simanlarla olan bağlantı değerlerini karşılaştıran bir çalışmada  $Al_2O_3$  partikülleri ile kuşlama, silan uygulama, elmas frezlerle aşındırma, kuşlama sonrası silan uygulama ve elmas frezlerle aşındırma sonrası silan uygulama gibi yüzey işlemleri yapılmıştır. Çalışma sonucunda kuşlama sonrası silan uygulamasının en yüksek bağlantı değerlerini oluşturduğu bildirilmiştir (179).

### 2.7.5.2. Primer Uygulaması

Metal primerler çeşitli baz ve soy metallerle rezin simanlar arasında kimyasal bağlantı sağlamak ve metal-seramik restorasyonlarda açığa çıkmış metalin tamiri için geliştirilmiştir (180). Zirkonya yüzeyi tıpkı titanyum yüzeyi gibi pasif bir oksit tabakası ( $ZrO_2$ ) ile kolayca kaplanmaktadır. Zirkonyanın metallere benzeyen bu özelliği sayesinde metal primerler rezin simanlarla zirkonya arasındaki bağlantı dayanımını artırmaktadır (180). Qebrawi ve ark (181) zirkonya seramik yüzeyine mekanik yüzey pürüzlendirme sonrası kimyasal yüzey işlemi uygulamışlar ve zirkonya-rezin siman arasındaki bağlanma dayanımını incelemişlerdir. Bu çalışmada mekanik ve kimyasal yüzey işlemlerinin uzun süreli zirkonya-rezin siman bağlantısında ve kumlama sonrası zirkonyaya primer uygulamasının bağlanma dayanımını artırmada en etkili yöntem olduğunu bildirmişlerdir (181).

### 2.7.6. Mekanik ve Kimyasal Yüzey İşlemleri

#### 2.7.6.1. Silika Kaplama İşlemi

##### Pirokimyasal Silika Kaplama

Bu yöntemde kolloidal silika yüksek derecelerde uygulanır. Silicoater<sup>TM</sup> Classic, Silicoater<sup>TM</sup> MD ve Siloc<sup>TM</sup> metal-rezin bağlantısını arttıran sistemlerdir. Özel alev kullanılarak yüzey kaplama solüsyonu 0.1-1.0  $\mu m$  kalınlığında silika tabakası ile yüzeyi kaplar. Kaplama solüsyonu tetraetoksisilan (TEOS) içerir. Son dönemlerde üretilen aynı prensiple çalışan Silanopen<sup>TM</sup> sistemi ise tam seramikler için tasarlanmıştır (182). Zirkonya seramiklerde de bu sistem kullanılmaktadır (183, 184).

##### Tribokimyasal Silika Kaplama

Seramik yüzeyine uygulanan yüzey işlemlerinden biri de tribokimyasal silika kaplamadır (139, 178, 185, 174). Özel alet gerektiren bu uygulama günümüzde çeşitli sistemler ile uygulanmaktadır. Bu sistemlerin temeli porselen yüzeylerinin ince ve camsı özellik içeren silikat tabakası ile kaplanmasıdır (174). Kumlama sırasında çarpmanın etkisiyle silika seramik yüzeyinde 15  $\mu m$ 'ye kadar gömülür. Gömülme sonrasında silika ile etkileşen seramik yüzeyler silanla kimyasal bağ kurabilecek hal alır (186). Bu yöntem için en sık kullanılan iki sistem CoJet ve Rocatec sistemidir.

Kompozite ve silana kimyasal bağlanmaya imkan sağlayan tribokimyasal silika kaplaması alüminyum oksit esaslı tam seramiklerde kullanılabilir.



CoJet Sistemi: Bu sistem klinikte uygulanabilir bir sistemdir. Bu sistem kaplayıcı-aşındırıcı bir kum ve silandan oluşur. CoJet sisteminde silika partikülleriyle işlenmiş 30 µm boyutunda alüminyum oksit (Al<sub>2</sub>O<sub>3</sub>) kumu kullanılır. İçeriğinde %97'den fazla Al<sub>2</sub>O<sub>3</sub> ve %3'den az amorf silika bulunmaktadır. Ağız içi tamir mekanik pürüzlendirme ve soğuk silika kaplama işlemlerinde kullanılır (10, 184).

Rocatec sistemi (3M ESPE) : Laboratuvarda uygulanabilen tribokimyasal kaplama yöntemidir. İki aşamalı kumlama ve silan (ESPE-Sil) uygulanması şeklindedir (176).

## **2.8. Yapay Yaşlandırma**

Dental materyallerin ağız ortamındaki performansına yakın sonuçlara ulaşabilmek için laboratuvar deney düzeneğine materyalin ağız içerisinde etkileneceği durumlar yansıtılmalıdır. Bunların etkileyecek etmenlerin en önemlileri ısasal değişiklikler ve çiğneme kuvvetleridir (187-189). Restoratif sistemlerin etkinliğini değerlendirmek ve ağız içindeki davranışlarını önceden değerlendirebilmek için laboratuvar koşullarında suda bekletme, termal döngü gibi yapay yaşlandırma yöntemleri kullanılmaktadır. Örnekler 24 saat, 7 gün veya 30 gün süreyle 37°C'lik suda bekletilebilir (190, 191).

### **2.8.1. Termal Yaşlandırma**

Termal yaşlandırmanın geçerliliği için sıcaklık, bekletme süresi ve siklus sayısı olmak üzere üç önemli parametre ortaya çıkmaktadır (192). In- vitro koşullarda 4 derece ile 60 derece arasında değişen sıcaklıklarda termal yaşlandırma uygulaması önerilmektedir (193). ISO 11405 standartlarına göre uygulanan sıcaklık 5-55 derecedir. Bu değerler birçok araştırmacı tarafından in-vivo şartların simülasyonu için kabul görmüştür (192, 194). Fakat termal yaşlandırma sayısı ve daldırma zamanı konusunda literatürde farklı değerler ile karşılaşılmaktadır (193, 195).

## **2.9. Materyallerin Yüzeylerini İncelemek Amacıyla Kullanılan Yüzey Analiz Yöntemleri**

### **2.9.1. Profilometre ile Yüzey Pürüzlülüğü Ölçümü**

Yüzey pürüzlülüğü materyal özelliklerine ya da materyalin üretim tekniğine bağlı yüzey dokusundaki çok ince düzensizlikleri tanımlamaktadır. Seramik yüzeylerin daha pürüzlü yapıda olması bu yüzeylerde artan plak birikimi, dişeti iltihabı, yumuşak dokuda enfeksiyon veya mevcut karşı dişte aşınmaya sebep olabilir (195, 196). Yüzeylerdeki pürüzlülük değeri profilometre cihazı ile ölçülür. Cihazda elmas tarayıcı uç örnek

yüzeyinde hareket ederken yüzey pürüzlülüğü bulguları dijital olarak belirlenir ve kaydedilir (195). Profilometre cihazında değerler Ra, Rz, Rpm ve Rz: Rpm olarak hesaplanabilir (197). Ra parametresi yüzeyin ortalama pürüzlülüğü olarak tanımlanır. Hesaplanmasında tüm pürüzlülük mesafesinin merkez çizgiye göre uzaklığı ölçülür ve sonrasında aritmetik ortalaması alınır. Rz parametresi art arda gelen beş parçada ortalama tepe-vadi yüksekliği olarak tanımlanır (197).

### **2.9.2. Taramalı Elektron Mikroskobu (TEM)**

TEM'de görüntü oluşması için örneğe iletilen elektron demetinin geri yansıması ve bu yansıyan sinyallerin algılanması gerekir. TEM tekniklerinin kullanılması görüntülerde iyi bir alan derinliği sağlamaktadır (198). Elektron ışını örneğin yüzeyini tarar ve sinyaller görüntü olarak algılanır. Böylece örneğin yüzey morfolojisi incelenmiş olur (199). TEM analizi ayrıca yaşlanmanın yüzey bozulması üzerine potansiyel etkisini incelemek için kullanılabilir. Yaşlanmanın etkisiyle yüzeyde meydana gelen değişiklikler ve grenlerdeki ayrılmalar izlenebilir (74).

TEM işleminde tarama işleminden önce örneklerin belli kurallar dahilinde hazırlanması gerekir. Öncelikle örnekler kakodilat tamponunda sabitlenir. Sonrasında etanol içerisinde dehidratasyona işlemi yapılır ve kimyasal kurutma sağlanır. Ardından örnekler altın püskürtme cihazıyla ince altın tabakasıyla kaplanır (174). Örneğe gittikçe artan miktarda elektron demetleri gönderilir ve satır satır taranır. Yüzeye çarpan elektronlar sekonder elektronlar olarak isimlendirilen elektronlar yayar. Bu yayılan elektronlar özel dedektörlerle yakalanırlar. Yakalanan sekonder elektronlar elektrik akımına çevrilir. Son olarak elektrikselsinyal katot tüpüne iletilir, görüntü bilgisayar ekranından kayıt edilir (200).

### **2.9.3. Enerji Dağılım Spektrometresi (EDS)**

Enerji dağılımlı X ışını analizi örneklerin içeriğindeki kimyasal elementlerin lokal tayini için TEM analizi ile birlikte kullanılan mikro-analitik bir tekniktir (201). EDS yöntemiyle küçük materyallerin kimyasal bileşimi malzemenin yukarıdan odaklanmış bir elektron ışınıyla aydınlatıldığı vakum odasına yerleştirilmesiyle ölçülür. Yüzeyi bombalayan elektronlar malzemenin içine dağılır ve ikincil elektronları sabit yörüngelerinden çıkararak örnek içindeki atomları iyonize edebilir. Yörüngede ortaya çıkan boşluklar atomun dış yörüngelerinden elektron akışıyla doldurulur. İyonize atomlar incelenen malzemenin kimyasal elementlerinin karakteristiğine göre farklı X ışını yayar. X

ışını emisyonundan elde edilen fotonlar bir dedektör yardımıyla toplanır. Örnek içinde mevcut elementin atomları tarafından belirli bir zaman aralığında yayılan karakteristik X ışınlarının yoğunluğu elementin örnek içindeki konsantrasyonu ile orantılıdır. İçerikteki tüm elementlere ait veriler özel bir yazılım sistemine sahip bilgisayara aktarılır ve örneğin kimyasal içeriği incelenebilir (202).

#### **2.9.4. X-Işını Kırınımı (XRD) Analizi**

Kristallerin atomlarının geometrik sıralaması ve aralarındaki mesafe gibi birçok bilgi X-ışınları kırınımı (XRD) yöntemiyle elde edilebilir. Bu nedenle kristalin bileşiklerin kalitatif olarak tanınmasında pratik ve uygun bir yöntemdir (203). XRD analizi ayrıca kimyasal analizlerde miktar ve kalitenin belirlenmesi, fiziksel etkilerin materyalin yapısında oluşturduğu değişikliklerin belirlenmesi ve yeni materyallerin geliştirilmesi amacıyla da kullanılmaktadır (204).

Analizi yapılan örnek tek bir madde içeriyorsa o maddeye ait yada farklı maddelerden oluşuyorsa bileşenlerden birine ait difraksiyon şekli alınabilmektedir. Bu yöntem ile içeriği bilinmeyen bir örneğin tanımlanması yani nitelik analizi ve bir maddenin bileşenlerinin miktar analizlerini yapmak mümkündür. Bu yöntem için çok sayıda maddenin difraksiyon şekli belirlenmiş ve arşivlenmiştir (205).

XRD (X-ışını difraktometre) tekniği zirkonyanın dönüşüm kinetiği değerlendirmeleri için yıkıcı olmayan konvansiyonel bir tekniktir (206). Y-TZP polikristalin yapıdadır. Faz değişimi zirkonya içerikli materyallerde önemsenen bir özelliktir. XRD tekniği ile zirkonya içerikli örneğin yüzey işlemi sonrası yapısında meydana gelen faz değişimleri gözlemlenebilmektedir (207).

##### **2.9.4.1. XRD Çalışma Prensibi**

XRD uygulamalarında dalga boyu sabit x-ışınları kullanılır. X-ışınları kaynağı olarak x-ışını tüpleri kullanılır. Isıtılan tungsten filamandan yayınlanan elektronlar elektromanyetik bir alanda hızlandırılarak x-ışınları elde edilir. Hızlandırılarak yüksek enerji kazanan elektron demeti anoda (bakır gibi) çarptığında elektronlar anotun elektron kabuklarına girer ve saçılma oluşur. Eğer x-ışınları bir kristaldeki düzenli ortam tarafından saçılırsa saçılmayı yapan merkezler arasındaki uzaklık x-ışınının dalga boyu ile aynı düzeyde olduğundan saçılan ışınlar olumlu ya da olumsuz girişim yaparlar ve kırınım meydana gelir (203).

Difraktometrenin çalışma prensibinde gönderilen monokromatik x-ışını bir alıcı tarafından okunmaktadır. Sabit bir hızla hareket eden alıcı  $\theta$  açısı ile örnek yüzeyine gelip  $2\theta$  ile yansıyan x-ışınlarının yoğunluğunu kaydetmektedir.  $2\theta$  açısına “difraksiyon açısı” adı verilmektedir (203).

## **2.10. İki Farklı Materyal Arasındaki Bağlantı Direncinin Değerlendirilmesinde Kullanılan Mekanik Test Yöntemleri**

### **2.10.1. Makaslama (Shear) Bağlanma Dayanımı Testi**

Makaslama testi bağlanma dayanımını değerlendirmek için sıklıkla kullanılır. Bu yöntemde örnekler arası bağlantıda ayrılma meydana gelene kadar  $0.75 \pm 0.3$  mm/dk. hızla makaslama kuvveti uygulanır. Birim alana düşen makaslama direnci uygulanan maksimum kuvveti bağlantı yüzey alanına bölünerek elde edilmektedir (208).

Makaslama bağlanma dayanım testi bağlantı bölgesinde homojen olmayan stres dağılımları oluşması nedeniyle eleştirilir. Ayrıca elde edilen sonuçlar örnek geometrisinden ve yükleme esnasında düzensiz stres dağılımının meydana gelmesinden de büyük ölçüde etkilenmektedir (209). Bu dezavantajlara rağmen örneklerin kolay hazırlanabilmesi ve kolay sonuç alınabilmesi gibi avantajlarından dolayı zirkonya seramik bağlanma dayanımı ölçümünde en çok kullanılan test yöntemidir (7, 210).

### **2.10.2. Mikro Makaslama (Micro-shear) Bağlantı Testi**

Bağlantı alanı  $2 \text{ mm}^2$  den daha küçük olan örnek boyutu ile yapılan konvansiyonel makaslama testine benzer şekilde uygulanan test yöntemidir. Büyük örneklerdeki boşlukların ve stres yaratan faktörlerin olumsuz etkilerini ortadan kaldırabilmek amacıyla geliştirilmiştir (211).

### **2.10.3. Gerilim (Tensile) Bağlanma Dayanımı Testi**

Gerilim testinde kullanılan malzemeler birbirinden ayrılana kadar çekme kuvveti uygulanır. Bu test metodunda ara yüzde homojen basınç dağılımı izlenir. P/A formülüyle gerilim kuvvetine dayanımı hesaplanır ve elde edilen sonuç megapaskal (MPa) olarak kaydedildi. P, kırılma anındaki yük (Newton) ve A, adeziv alandır ( $\text{mm}^2$ ) (212, 213). Çekme testinde birleştirilen farklı materyallerin elastisite modülleri ve dayanıklıkları birbirinden farklı olduğundan dolayı malzemeler birbirini etkilemektedir. Bu durum kontrol altına alınamadığı için ölçüm sonuçları saflığını yitirebilir. Bu yöntemde örnek

geometrisinde zorluk, bağlantı ara yüzeyinde homojen olmayan stres dağılımına bağlı koheziv kırılmaların oluşması gibi dezavantajları bulunmaktadır (214).

#### **2.10.4. Mikro Gerilim (Micro-tensile) Testi**

Mikro gerilim bağlanma testinde; esas örnekten alınan yüzey alanı 1 mm<sup>2</sup> olan mikro barlar iki ucundan tablaya yapıştırılır. Sonrasında kopma oluşana kadar 1 mm/dk hızla çekilerek bağlantı direnci kaydedilir. Birim alana düşen gerilim direnci uygulanan maksimum kuvvetin mikro barların yüzey alanına bölünmesi ile elde edilmektedir (215, 216).

Gerilim testi adeziv ara yüzeyde homojen stres dağılımını elde etmek ve ara yüzde bulunan defektlerin etkisini minimize indirmek için geliştirilmiştir (209).

### 3. GEREÇ ve YÖNTEM

Yaptığımız çalışmada zirkonyaya uygulanan farklı yüzey işlemlerinin faz dönüşüm miktarına, yüzey pürüzlülüğüne ve üst yapı porseleni ile olan bağlanma dayanımına etkisi değerlendirildi. Ayrıca uygulanan yüzey işlemleri sonrası metal primer uygulamasının zirkonya altyapı ve porselen üst yapı arasındaki bağlantı dayanımına olan etkisi de incelendi.

Bu araştırma Karadeniz Teknik Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi, Karadeniz Teknik Üniversitesi Makine Mühendisliği Anabilim Dalı Laboratuvarı, Recep Tayyip Erdoğan Üniversitesi Merkez Laboratuvarı, Recep Tayyip Erdoğan Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi, Ankara Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Merkez Laboratuvarı, Ankara Esetron Smart Robotechnologies, Ankara Fiberlast Fiber Lazerleme Sistemleri ile çalışılarak yürütüldü.

#### 3.1. Zirkonya Alt Yapı Örneklerinin Hazırlanması

Çalışmamızda kullanılan yarı sinterize zirkonya (Zirkonzahn 98H12, Gais, İtalya) blokların kimyasal içeriği ve fiziksel özellikleri Tablo 1’de verilmiştir.

**Tablo 1.** Zirkonya alt yapıların kimyasal içeriği ve fiziksel özellikleri

İçerik	Oran
ZrO <sub>2</sub>	Asıl komponent
Y <sub>2</sub> O <sub>3</sub>	4-6%
Al <sub>2</sub> O <sub>3</sub>	<1%
SiO <sub>2</sub>	max 0.02%
Fe <sub>2</sub> O <sub>3</sub>	max 0.01%
Na <sub>2</sub> O <sub>3</sub>	max 0.04%
Yoğunluk (g/cm <sup>3</sup> )	~6.0 g/cm <sup>3</sup>
Direnç	1200-1400 MPa
Vickers sertlik (HV10)	1250 HV10
Weibull modülü	~15
Isıl genleşme katsayısı	~10.0*10 <sup>-6</sup> K <sup>-1</sup>

Zirkonya blokların CAD-CAM (İmes-İcore Coritec 550i, Almanya) ile üretiminde ilk olarak final boyutları 8x8x3 mm boyutlarında olacak şekilde dikdörtgen şeklinin

bilgisayar ortamında -stl formatında tasarımı yapıldı. Örneklerin yazılım programında (3D Shape, Spagna, Italy) dizaynı oluşturulduktan sonra zirkonya küplerinin üretimi yapıldı. Zirkonya örneklerinin üretiminde yarı sinterize zirkonya bloklar kullanıldı. Sinterleme öncesi büzülme için kompanse etmek amacıyla istenilen boyuttan %18-20 daha büyük üretilen örnekler, 1500 °C' de 16 saat sinterleme fırınında (Mihm Vogt HT-S, Almanya) sinterleme işlemine tabi tutuldu ve zirkonya örneklerin orijinal boyutuna ulaşması sağlandı. Bu şekilde toplam 256 adet dikdörtgen şeklinde örnek elde edildi (Resim 1-7).



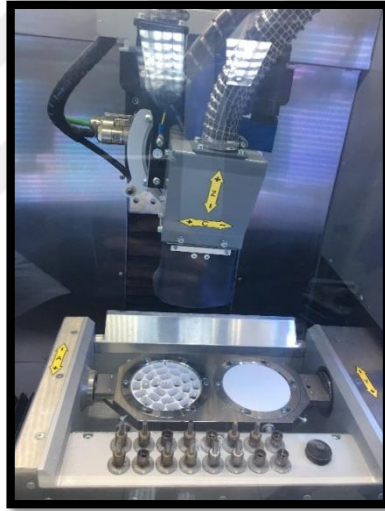
**Resim 1.** Zirkonya örneklerin üretildiği yarı sinterize zirkonya blok



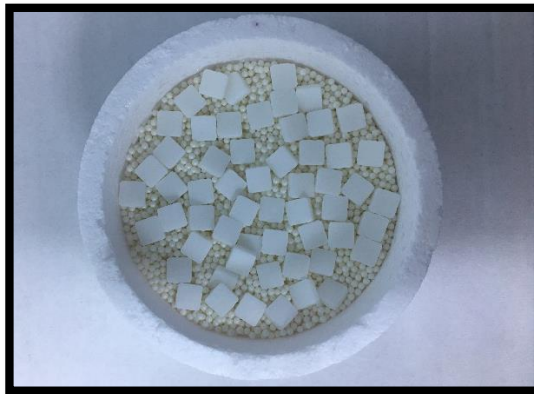
**Resim 2.** Zirkonya örneklerin yazılım programında tasarımı



**Resim 3.** Zirkonya örneklerin hazırlanmasında kullanılan CAD-CAM cihazı (imes- icore Coritec 550i, Almanya)



**Resim 4.** Zirkonya örneklerin freze teknolojisi ile üretimi



**Resim 5.** Sinterlenmemiş zirkonya örnekler





**Resim 6.** Çalışmamızda kullanılan sinterleme fırınının görüntüsü



**Resim 7.** Sinterleme fırınına yerleştirilmiş zirkonya örnekler

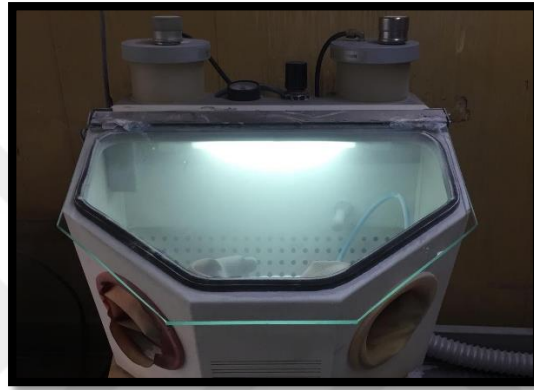
### 3.2. Örneklerle Uygulanan Yüzey İşlemleri

Hazırlanan 256 adet örnek yüzey işlemlerine göre aşağıdaki gibi rastgele 8 ayrı gruba ayrıldı (n=32).

1. grup; Yüzey işlemi uygulanmayan (Kontrol grubu)
2. grup; 125  $\mu\text{m}$   $\text{Al}_2\text{O}_3$  partikülleri ile kumlama
3. grup; Er, Cr: YsGG lazer sistemi ile pürüzlendirme (3W, 20 Hz)
4. grup; Er, Cr: YsGG lazer sistemi ile pürüzlendirme (4W, 20 Hz)
5. grup; Nd: YAG lazer sistemi ile pürüzlendirme (2W, 100mj, 20 Hz)
6. grup; Nd: YAG lazer sistemi ile pürüzlendirme (3W, 100mj, 20 Hz)
7. grup; Ultrahızlı fiber lazer ile pürüzlendirme (10W, 1 mj, 100 Hz)
8. grup; Ultrahızlı fiber lazer ile pürüzlendirme (20W, 1 mj, 100 Hz)

**1. Grup (Kontrol):** Kontrol grubundaki örneklere sinterleme sonrası herhangi bir yüzey işlemini uygulanmadı.

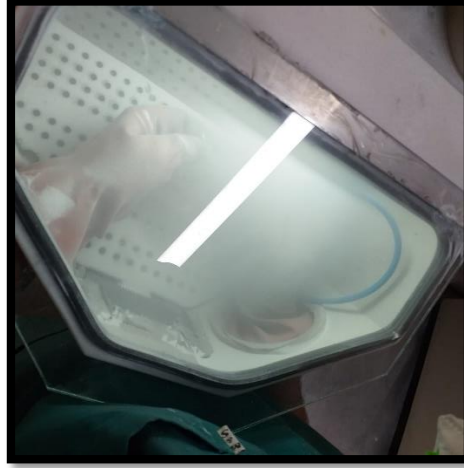
**2. Grup (Kumlama):** Örneklerin yüzeyine partikül boyutu  $125\ \mu\text{m}$  olan  $\text{Al}_2\text{O}_3$  partikülleri (Renfert Rollablast, Hilzingen, Almanya) ile kumlama cihazında (Easy Sand, Silfradent, İtalya) 3,5 bar basınçla yaklaşık 10 mm uzaklıktan 10 sn süreyle kumlama uygulandı. Kumlama işlemi aynı araştırmacı tarafından dikey yönde tüm yüzey taranacak şekilde uygulandı.



**Resim 8.** Çalışmamızda kullanılan kumlama cihazı



**Resim 9.** Çalışmamızda kullanılan  $125\ \mu\text{m}$   $\text{Al}_2\text{O}_3$  kum

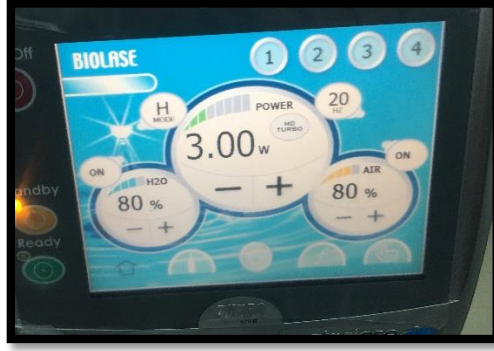


**Resim 10.** Zirkonya örneklerin Al<sub>2</sub>O<sub>3</sub> partikülleri ile kumlanması

**3. Grup (Er, Cr: YsGG lazer sistemi ile pürüzlendirme, 3W):** Örneklerin yüzeyi Er, Cr: YsGG lazer (Waterlase MD, Biolase Technology, California, ABD) ile pürüzlendirildi. Lazer uygulama işleminde çalışmamızdaki zirkonya örneklerde kullanıma uygun olan MX5 Turbo lazer ucu kullanıldı. Lazer aleti ucu ile örnek arası mesafe yaklaşık 1 mm olarak ayarlanmaya çalışıldı. Lazer parametreleri; maksimum ortalama çıkış gücü 3W, tekrarlama hızı 20 Hz olarak ayarlandı. Lazerle pürüzlendirme işlemi tek bir kullanıcı tarafından cihazın handpiece'i yüzeye dik olacak şekilde tüm yüzey taranacak şekilde uygulandı.



**Resim 11.** Çalışmamızda kullanılan Er, Cr: YsGG lazer cihazının görüntüsü



**Resim 12.** Üçüncü grupta Er, Cr: YsGG lazerin zirkonya örneklerin yüzeylerine uygulanan parametreleri



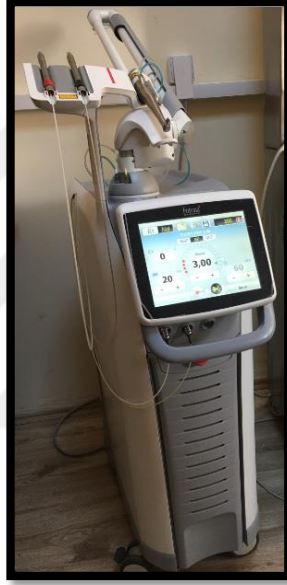
**Resim 13.** Zirkonya örneklere Er, Cr: YsGG lazerin uygulanması

**4. Grup (Er, Cr: YsGG lazer sistemi ile pürüzlendirme, 4W):** Bu gruptaki zirkonya örneklere 3.Grup'taki örneklere uygulanan işlemler uygulandı. Üçüncü grup örneklerden farklı olarak lazer cihazının çıkış gücü 4W olarak ayarlandı.



**Resim 14.** Dördüncü grupta Er, Cr: YsGG lazerin zirkonya örneklerin yüzeylerine uygulanan parametreleri

**5. Grup (Nd: YAG lazer sistemi ile pürüzlendirme, 2W):** Örnek yüzeyleri Nd: YAG lazer (Fotona LightWalker Slovenia, EU) uygulanarak pürüzlendirildi. Lazer uygulama işleminde çalışmamızdaki zirkonya örnekler gibi sert dokuda kullanıma uygun olan non-kontakt Nd: YAG 320  $\mu\text{m}$ 'lik fiber uç kullanıldı. Lazer aleti ucu ile örnek arası mesafe yaklaşık 1 mm olarak ayarlanmaya çalışıldı. Lazer parametreleri; pulse enerjisi 100 mj, maksimum ortalama çıkış gücü 2W, tekrarlama hızı 20 Hz olarak ayarlandı. Lazerle pürüzlendirme işlemi tek bir kullanıcı tarafından cihazın handpiece'i yüzeye dik olacak şekilde tüm yüzey taranacak şekilde uygulandı.



**Resim 15.** Çalışmamızda kullanılan Nd: YAG lazer cihazının görüntüsü



**Resim 16.** Beşinci grupta Nd: YAG lazerin zirkonya örneklerin yüzeylerine uygulanan parametreleri



**Resim 17.** Zirkonya örneklere Nd: YAG lazerin uygulanması

**6. Grup (Nd: YAG lazer sistemi ile pürüzlendirme, 3W):** Bu gruptaki zirkonya örneklere 5.Grup'taki örneklere uygulanan işlemler uygulandı. 5. Grup örneklerden farklı olarak lazer cihazının çıkış gücü 3W olarak ayarlandı.



**Resim 18.** Altıncı grupta Nd: YAG lazerin zirkonya örneklerin yüzeylerine uygulanan parametreleri

**7. Grup (Ultrahızlı fiber lazer ile pürüzlendirme, 10W):** Ultrahızlı fiber lazer uygulaması için 1064 nm dalga boylu Ytterbium (Yb) fiber lazer (FiberLAST, Inc. Ankara, Türkiye) sistem cihazı kullanıldı. Lazer parametreleri; pulse enerjisi 1 mJ, maksimum ortalama çıkış gücü 10W, tekrarlama hızı 100 nanosaniyede 100 kHz olarak ayarlandı. Tüm parametreler yazılım programına kaydedildi. Zirkonya örneklerin yüzeyinde birbirini kesen yatay ve dikey çizgiler olacak şekilde bir tur tarandı. Bu işlem ultrahızlı fiber lazer grubuna dahil olan tüm örneklere tek tek uygulandı.



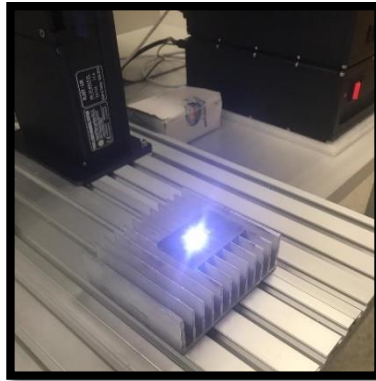


**Resim 19.** Çalışmamızda kullanılan ultrahızlı fiber lazer cihazının görüntüsü

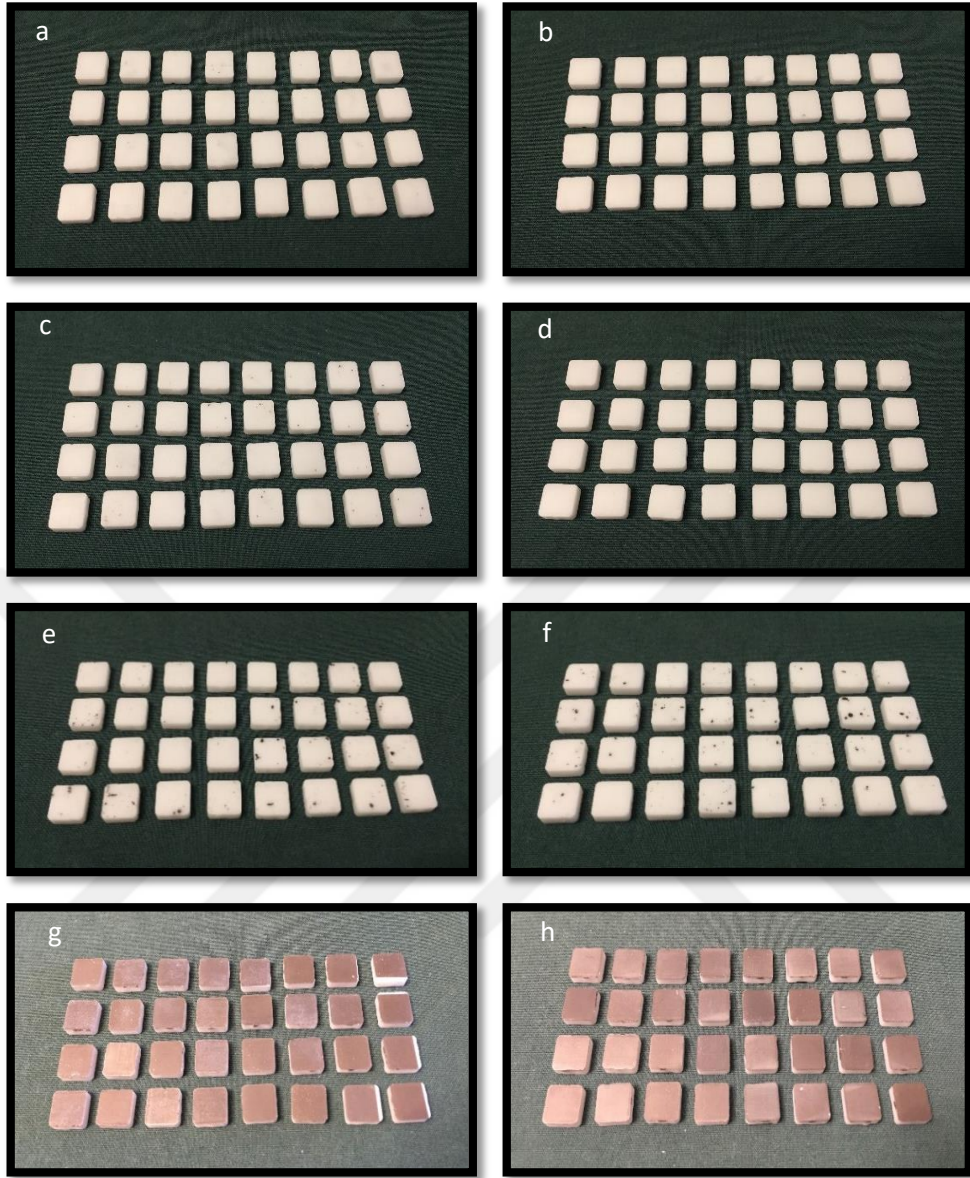


**Resim 20.** Ultrahızlı fiber lazerin zirkonya örneklerine uygulanması

**8. Grup (Ultrahızlı fiber lazer ile pürüzlendirme, 20W):** Bu gruptaki zirkonya örneklerine, 7.grup'taki örneklerle uygulanan işlemler uygulandı. Yedinci grup örneklerden farklı olarak lazer cihazının çıkış gücü 20W olarak ayarlandı.



**Resim 21.** Ultrahızlı fiber lazerin zirkonya örneklerine uygulanması



**Resim 22.** Yüzeş işlemi uygulanan örnekler [ a: Kontrol, b: Kuşmlama, c: Er, Cr: YsGG Lazer (3W), d: Er, Cr: YsGG Lazer (4W), e: Nd: YAG lazer (2W), f: Nd: YAG lazer (3W), g: Ultrahızlı fiber lazer (10W), h: Ultrahızlı fiber lazer (20W)]

### 3.3. Yüzeş İşlemleri Yapılan Örneklerde Yüzeş Analizleri

#### 3.3.1. Profilometre ile Yüzeş Analizi

Çalışmamızda yüzeş işlemi uygulanmış örneklerin ortalama yüzeş pürüzlülüğü (Ra) ölçümü Perthometer M2 profilometre cihazı (Mahr GMBH, Almanya) kullanılarak yapıldı.

Çalışmamızda ölçüm aralığı 5.6 mm olarak ayarlandı. Her 10 ölçümde bir kalibrasyon işlemi yapıldı. Her bir örneğin ortalama yüzeş pürüzlülük (Ra) değerini



saptamak için örnek yüzeyinde 3 farklı noktadan ölçüm yapılarak elde edilen değerlerin ortalamaları alındı.



**Resim 23.** Çalışmamızda kullanılan profilometre cihazı

### 3.3.2. XRD Analizi

Yüzey işlemi uygulanan zirkonya örneklerin faz dönüşüm miktarı monokromatik CuK alfa ışını kullanan X Ray Difraktometre (Rigaku Smart-Lab Difraktometre, Tokyo, Japonya) ile tespit edildi.

Her gruptan 1 örneğin analizi yapıldı. Analizi yapılacak örnek cihazın örnek tutucusuna yerleştirildi. Örnekler Cu-K-alpha radyasyonda, 40 Kv voltajda ve 30 Ma akımda, 20-40 derecede taratılarak analiz edildi. X-ray difraksiyonu sonucu bulunan yoğunluk değerleri kaydedildi. Her örnekte yoğunluğun arttığı bölgelerde gözlenen en yüksek değer ve bu değerlerin gözleendiği 2 $\theta$  açıları belirlendi. Örneklerin işleme tabi tutulmuş yüzeylerindeki faz değiştirmiş monoklinik ve tetragonal fazların miktarı Garvie ve Nicholson Yöntemi (Garvie ve Nicholson 1972) ile aşağıdaki formül kullanılarak hesaplandı.

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

I: Faz yoğunluğunun en yüksek değeri

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

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

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



**Resim 24.** Çalışmamızda kullanılan X Ray Difraktometre cihazı

### 3.3.4. Taramalı Elektron Mikroskobu (TEM) Analizi

Yüzey hazırlıkları bittikten sonra her bir gruptan alınan tipik bir örnek yüzeyi taramalı elektron mikroskobu (JEOL, JSM-6610, Akishima, Tokyo, Japonya) altında görsel olarak incelendi. Örneklerin iletkenliğini sağlamak için yüzeyler kaplama cihazı (Quarum SC7620 Sputter Coater, Quorum Technologies, United Kingdom) kullanılarak yaklaşık 150 sn boyunca argon gazı ortamında %99 saflıkta altın ile kaplandı. Yüzey topografisini daha iyi incelemek için numunelerin TEM görüntüleri X500, X3000 büyütmelerde alındı.



**Resim 25.** Çalışmamızda kullanılan altın kaplama cihazı



**Resim 26.** Çalışmamızda kullanılan TEM analiz cihazı

### **3.4. Hazırlanan Örnekler Üst Yapıların Oluşturulması**

#### **3.4.1. Hazırlanan Örnekler Metal Primer Uygulanması**

Yüzey işlemi uygulanan gruplardaki tüm örneklerin yarısına Metal Primer (alloy primer; Kuraray, Tokyo, Japonya) uygulandı. Metal primer üretici firmanın önerileri doğrultusunda tek kullanımlık fırça ile 15 sn süreyle tüm yüzeyin kaplandığına emin olana kadar uygulandı. Sonrasında örnekler 5 sn boyunca hava ile kurutuldu.



**Resim 27.** Çalışmamızda kullanılan metal primer



**Resim 28.** Zirkonya örnekler metal primer uygulanması

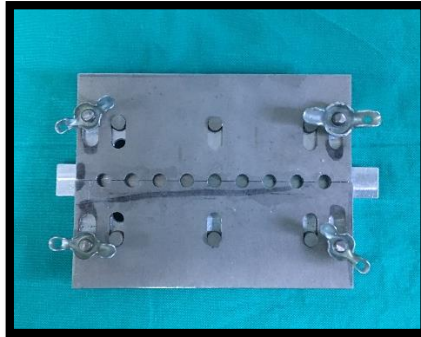
### 3.4.2. Tabakalama Tekniği ile Üst Yapıların Oluşturulması

Yüzey işlemleri yapılan ve metal primer uygulanan örneklere A2 renk veneer seramiği (VITA VM-9, VITA Zahnfabrik, Bad Sackingen, Almanya) tabakalama yöntemi ile uygulandı. Metal primer uygulanmayan örneklere de veneer seramiği yine tabakalama yöntemiyle uygulandı.

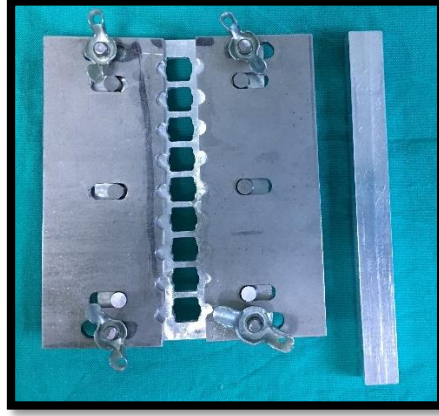


**Resim 29.** VITA VM-9 veneer seramiği toz ve likiti

Zirkonya alt yapıların üzerine veneer seramiğin standart olarak uygulanabilmesi amacıyla paslanmaz çelikten 2 kademeli metal kalıp hazırlandı (Resim 30). Hazırlanan metal kalıp üzerine zirkonya alt yapıların yer alacağı 8 mm, 8 mm, 3 mm boyutlarında 9 adet kare kesitli delik bulunan alt tabaka ve üzerinde veneer seramiğin uygulanabilmesi için 5 mm çap ve 3 mm yüksekliğinde dairesel delik bulunan üst tabakadan oluşmaktadır.

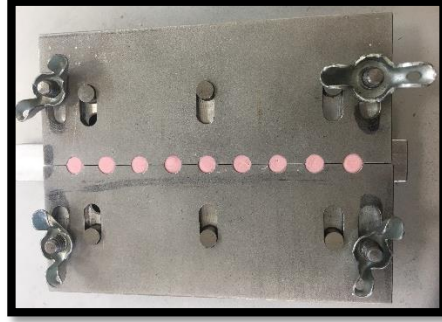


**Resim 30.** Veneer seramiğin uygulanması için hazırlanan metal kalıp (kapalı şekilde)



**Resim 31.** Veneer seramiğin uygulanması için hazırlanan metal kalıp (açık şekilde)

Öncelikle metal kalıba zirkonya alt yapılar yerleştirildi. Zirkonya üzerine tabakalama tekniği ile veneer porselenin uygulanabilmesi için kalıbın üst parçası da birleştirildi. Hareketi sabit bir düzlemde sağlamak için metal kalıp vidaları sıkıldı. Üretici firmann önerileri doğrultusunda hazırlanan veneer seramiği pöröziteyi minimuma indirecek şekilde kondensasyon tekniği ile uygulandı ve kondensasyon sırasında açığa çıkan likit kağıt mendil ile ortamdan uzaklaştırıldı.



**Resim 32.** Metal kalıp içerisinde bulunan zirkonya alt yapılar üzerine veneer seramiğin uygulaması

Kalıp içinden dikkatli bir şekilde çıkarılan örnekler seramik fırınına (Panamat S, Almanya) yerleştirildi.



**Resim 33.** Üzerine veneer seramiği tepilen örneklerin kalıp içerisinde çıkarılması



**Resim 34.** Çalışmamızda kullanılan seramik fırını



**Resim 35.** Hazırlanan örneklerin seramik fırınında pişirilmesi

Seramik fırına yerleştirilen örnekler fırında üretici tavsiyeleri doğrultusunda pişirildi.

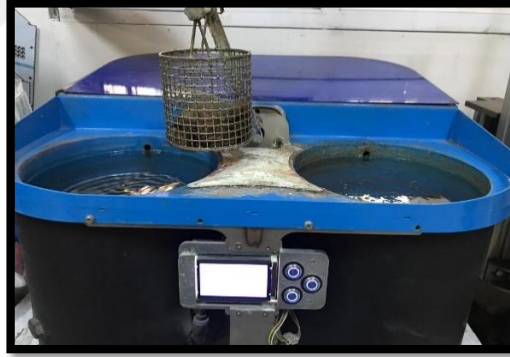




**Resim 36.** Veneer seramiği uygulanmış zirkonya örnekler

### 3.5. Termal Yaşlandırma Uygulanması

Termal yaşlandırma uygulanacak örneklere; 5-55°C su banyosunda 5000 devir boyunca distile su içerisinde 30 sn'lik bir bekleme süresi ve 5 sn'lik transfer süresi ile termal yaşlandırma işlemi yapıldı (Mod Dental, Esetron Smart Robototechnologies, Ankara). Hashimoto ve ark. (215) yaptıkları in- vivo bir çalışmada su içinde 5°C-55°C arasında yapılan 1000 siklusun 1 yıllık oral fonksiyona karşılık geldiğini bildirmişlerdir.



**Resim 37.** Zirkonya örneklere termal yaşlandırma uygulanması

### 3.6. Bağlanma Dayanımı Ölçülmesi

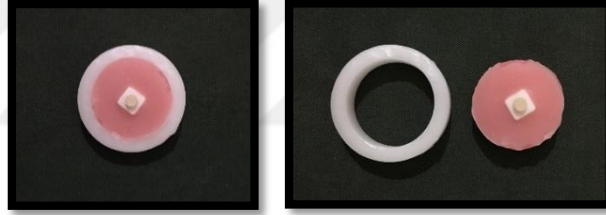
Bağlanma dayanımı Instron Universal Test cihazı (Model 3343, Instron Corporation, Norwood, MA, ABD) kullanılarak yapıldı.

Bağlanma dayanımı testi esnasında örneklerin sabit kalması için metal bir kalıp hazırlandı (Resim 38).

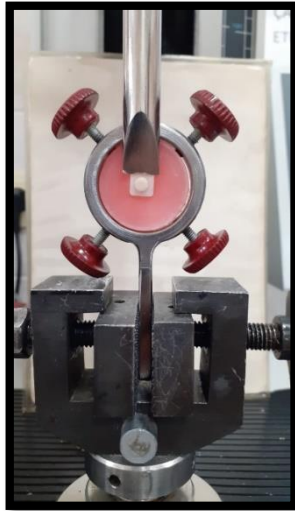


**Resim 38.** Hazırlanan metal kalıp ve bıçak

Metal kalıba sabitleme işleminden önce hazırlanan zirkonya alt yapı örnekleri silindirik silikon bir kalıp kullanılarak akrilik bloklara yerleştirildi (Resim 39).



**Resim 39.** Akrilik bloğa yerleştirilmiş zirkonya örnek



**Resim 40.** Zirkonya örneklere makaslama testinin uygulanması



Hazırlanan akrilik bloklar metal kalıba sabitlendi ve kalıp cihaza yerleştirildi. Kesme işlemini yapacak olan test apereyinin ucu örneklerdeki veneer seramik yüzeyiyle 90 derecelik bir açı yapacak şekilde yerleştirildi. Daha sonra zirkonya-veneer seramik ara yüzeyine 0.5 mm/dk hızla kesme kuvveti uygulandı.

Kopma sırasında meydana gelen kuvvet değeri Newton (N) olarak ölçüldü ve birim alana düşen yük miktarının saptanabilmesi için aşağıdaki formül kullanılarak Newton (N) değerleri Megapaskal (MPa) değerlerine çevrildi.

$$\text{Kesme (Shear) direnci (MPa)} = \text{Yük (N)} / \text{Alan (mm}^2\text{)}$$

$$\text{Alan(mm}^2\text{)} = \pi \times r^2$$

$$r = \text{Bağlanma yüzeyinin yarı çapı}$$

### 3.7. Kopma Şekillerinin İncelenmesi

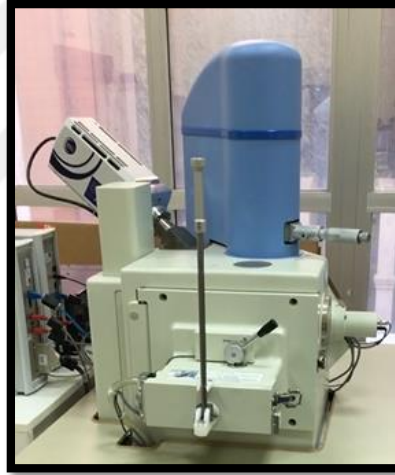
Tüm örneklerin kırma deneyi sonrasındaki kopma şekilleri steromikroskopta (Leika MZ12, Bensheim, Almanya) incelendi. Kopma şekilleri; veneer seramiğinin tamamen kendi içinde kırıldığı koheziv kopma, veneer seramiğin zirkonya alt yapıdan tamamen ayrıldığı adeziv kopma ve her iki kırılma tipinin beraber gözlemlendiği miks kopma (adeziv+koheziv) olarak 3 gruba ayrılarak incelendi.



**Resim 41.** Çalışmamızda kullanılan steromikroskop cihazı

### 3.8. Taramalı Elektron Mikroskop (TEM) ve Enerji Dağılım Spektrometresi (EDS) Analizi

Örneklerin kırılması sonrası TEM analizleri Recep Tayyip Erdoğan Üniversitesi Merkez Araştırma Laboratuvarında bulunan taramalı elektron mikroskobu (JEOL, JSM-6610, Akishima, Tokyo, Japonya) ile yapıldı. Örneklerin iletkenliğini sağlamak için yüzeyler kaplama cihazı kullanılarak (Quorum SC7620 Sputter Coater, Quorum Technologies, United Kingdom) yaklaşık 150 sn boyunca argon gazı ortamında %99 saflıkta altın ile kaplandı. TEM analizi her gruptan birer örneğe uygulandı. Farklı pürüzlendirme işlemlerine tabi tutulan zirkonya alt yapıların yüzey pürüzlülüğünü değerlendirmek ve bağlanma dayanımı tespitinden sonra kopma yüzeylerini incelemek için TEM analizi yapıldı. Sonrasında örneklere EDS analizi yapıldı.



**Resim 42.** Çalışmamızda kullanılan EDS analiz cihazı

### 3.9. İstatiksel Analiz

İstatiksel değerlendirmede SPSS.17.0 (Statistical Package for the Social Sciences) ve Windows 11.5 (SPSS Inc., Chicago IL, ABD) paket programı kullanıldı. Verilerin normal dağılıma uygunluğu Shapiro Wilk testi ile değerlendirildi. Makaslama bağlanma dayanımı analizi için 2 yönlü ANOVA testi ve Benferroni post hoc testi uygulandı. Pürüzlülük analizi için tek yönlü ANOVA ve Tukey'in post hoc testi uygulandı. Tüm analizlerde  $p < 0.05$  düzeyi istatistiksel olarak anlamlı kabul edildi.

## 4. BULGULAR

Araştırmamızda zirkonya alt yapıya uygulanan farklı yüzey işlemlerinin faz dönüşüm miktarına olan etkisi X-Ray difraktometre analizi ile, yüzey pürüzlülüğüne olan etkisi ise profilometre cihazı ile incelendi. Yüzey işlemleri ve metal primer uygulamasının zirkonya alt yapı ile üst yapı porseleni arasındaki bağlantı direncine olan etkisi makaslama bağlantı dayanımı ile incelendi. Yüzey işlemi yapılan örnek yüzeylerinin ve makaslama testi sonrası kırık yüzeylerinin topografik analizi TEM ile, elementer analiz ise EDS ile yapıldı.

### 4.1. Yüzey Pürüzlülüğü Testi Sonuçları

Yüzey işlemi yapılan örneklerin yüzeylerinde profilometre cihazı ile yapılan ölçümler sonucu elde edilen ortalama yüzey pürüzlülüğü değerleri ve standart sapmaları Tablo 2’de gösterilmiştir.

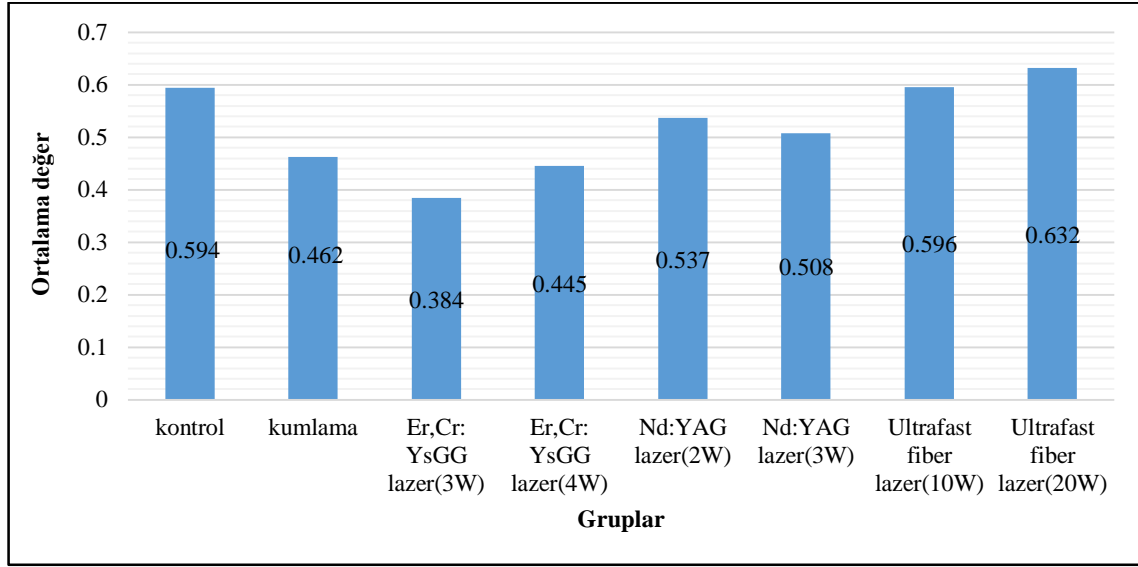
**Tablo 2.** Gruplara ait pürüzlülük değerleri ( $\mu\text{m}$ )

Gruplar (N=32)	Ort±Ss
Kontrol	0.594±0.143 <sup>A</sup>
Kumlama	0.462±0.069 <sup>B</sup>
Er,Cr: YsGG lazer (3W)	0.384±0.049 <sup>C</sup>
Er,Cr: YsGG lazer (4W)	0.445±0.096 <sup>D</sup>
Nd:YAG lazer (2W)	0.537±0.099 <sup>E</sup>
Nd:YAG lazer (3W)	0.508±0.097 <sup>F</sup>
Ultrahızlı fiber lazer (10W)	0.596±0.044 <sup>G</sup>
Ultrahızlı fiber lazer (20W)	0.632±0.046 <sup>H</sup>

\*Gruplar arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılıklar vardır.

(A-B, A-C, A-D, B-G, B-H, C-E, C-F, C-G, C-H, D-G, D-H için  $p<0.001$  ve A-F, B-C, B-E, D-E, E-H, F-G, F-H için  $p<0.05$ ). Diğer ikili karşılaştırmalar arasında fark yoktur ( $p>0.05$ ).

Ort: Ortalama, Ss: Standart Sapma



**Şekil 5.** Gruplara ait pürüzlülük değerleri ( $\mu\text{m}$ )

Yüzey pürüzlülüğü değerleri incelendiğinde en yüksek ortalama yüzey pürüzlülüğü değeri ultrahızlı fiber lazerin 20W olarak uygulandığı grupta ( $0.632 \mu\text{m}$ ), en düşük değer ise Er, Cr: YsGG lazerin 3W olarak uygulandığı grupta ( $0.384 \mu\text{m}$ ) tespit edildi.

Kontrol grubuna ait pürüzlülük değeri ( $0.594 \mu\text{m}$ ), en düşük değeri gösteren Er, Cr: YsGG lazerin 3W olarak uygulandığı gruptan ( $0.384 \mu\text{m}$ ) istatistiksel olarak anlamlı şekilde yüksek tespit edildi ( $p < 0.001$ ). En yüksek değeri gösteren ultrahızlı fiber lazerin 20W olarak uygulandığı grup ( $0.632 \mu\text{m}$ ) ise kontrol grubundan ( $0.594 \mu\text{m}$ ) yüksek pürüzlülük değeri gösterdi. Ancak bu sonucun istatistiksel olarak anlamlı olmadığı tespit edildi ( $p > 0.05$ ). Ultrahızlı fiber lazerin 20W olarak uygulandığı grup tüm gruplar içinde en yüksek pürüzlülük değerini gösterdi. Bu değer kontrol grubu ve ultrahızlı fiber lazerin 10W olarak uygulandığı grup hariç diğer bütün gruplardan istatistiksel olarak anlamlı derecede yüksek tespit edildi. Ultrahızlı fiber lazerin 10W olarak uygulandığı grubun pürüzlülük değeri ultrahızlı fiber lazerin 20W olarak uygulandığı grup hariç diğer tüm gruplardan yüksek tespit edildi. Bu değer kumlama, Er, Cr: YsGG lazerin 3W ve 4W olarak uygulandığı gruplar ve Nd: YAG lazerin 3W olarak uygulandığı gruptan istatistiksel olarak anlamlı şekilde yüksek olduğu görüldü ( $p < 0.05$ ). Nd: YAG lazerin 2W olarak uygulandığı grubun pürüzlülük değeri ( $0.5379 \mu\text{m}$ ), Nd: YAG lazerin 3W olarak uygulandığı gruptan ( $0.5083 \mu\text{m}$ ) daha yüksek tespit edildi. Ancak bu değer istatistiksel olarak anlamlı bulunmadı ( $p > 0.05$ ). Pürüzlülük değerleri açısından uygulanan tüm lazerlerde aynı lazerin farklı çıkış güçleri arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık olmadığı tespit edildi ( $p > 0.05$ ).

## 4.2. X-Ray Difraktometre Analizi

Çalışmada yüzey işlemleri uygulanmış her grup için 1 örneğe yüzey işlemleri sonucu faz değiştirmiş monoklinik zirkonyanın tetragonal faza oranla göreceli miktarı ( $X_m$ ) X-Ray Difraktometre analizinde  $2\theta$  açısında, 20-40 derece aralığında tarama işlemi yapılarak incelendi.

Örneklerin faz değiştirmiş monoklinik zirkonyanın tetragonal faza göre miktarları ( $X_m$ ) sonucu elde edilen değerleri hesaplandı. Bu değerler Tablo 3'de gösterilmektedir.

**Tablo 3.** Zirkonya örneklerin  $X_m$  (monoklinik faz /tetragonal faz) değerleri

Yüzey işlemleri	$X_m$ değerleri
Kontrol	0.08
Kumlama	0.79
Er, Cr:YsGG lazer (3W)	0.70
Er, Cr:YsGG lazer (4W)	0.77
Nd: YAG lazer (2W)	0.14
Nd: YAG lazer (3W)	0.97
Ultrahızlı fiber lazer (10W)	0.75
Ultrahızlı fiber lazer (20W)	0.43

Yapılan inceleme sonucunda kontrol grubuna kıyasla göreceli olarak en az monoklinik faz değişimini Nd: YAG lazerin 2W olarak uygulandığı grupta ortaya çıktığı, diğer gruplarda ise kontrol grubuna kıyasla daha fazla monoklinik faz değişimi gözlemlendiği tespit edildi.

## 4.3. Makaslama Bağlanma Dayanım Testi Bulguları

Materyallerin ve yöntemlerin zirkonya alt yapı ile üst yapı porseleni arasındaki bağlantı dayanımına etkisi İki Yönlü Varyans (Two-way ANOVA) analizi ile incelenmiş ve Tablo 4' de özetlenmiştir. Zirkonya örneklerine uygulanan farklı yüzey işlemleri ve primer uygulamasının sonucu veneer porseleni ile olan ortalama makaslama bağlanma değerleri ve standart sapmaları Tablo 5' de gösterildi. Makaslama bağlantı değerlerinin istatistiksel analizi iki yönlü ANOVA ve Benferroni testleri ile incelendi.

**Tablo 4.** İki yönlü ANOVA tablosu

Source	Type III Sum of Squares	Df	Mean Square	F	Sig.
Corrected Model	9439.076(a)	15	629.272	35.512	.000
Intercept	63950.096	1	63950.096	3608.972	.000
Grup	2926.510	7	418.073	23.594	.000
Metal Primer	6316.226	1	6316.226	356.451	.000
Grup * Metal Primer	196.340	7	28.049	1.583	.141
Error	4252.741	240	17.720		
Total	77641.913	256			
Corrected Total	13691.817	255			

a R Squared = .689 (Adjusted R Squared = .670)

Tablo 4’ de iki yönlü ANOVA testinden elde edilen bulgulara göre grupların ( $p<0.001$ ) ve metal primer’ in ( $p<0.001$ ) makaslama bağlanma değerinin etkilediği ancak bu iki değişken arasındaki etkileşimin sonuçları etkilemediği tespit edildi ( $p>0.05$ ).

**Tablo 5.** Gruplar arasında ve her bir grubun kendi içerisinde metal primer uygulanmasına göre makaslama bağlanma dayanımı değerleri (MPa)

Gruplar (N=16)	Metal Primer(+)	Metal Primer(-)
	Ort±Ss	
Kontrol	17.06±5.23 <sup>A,1</sup>	8.01±2.38 <sup>a,2</sup>
Kumlama	28.98±6.58 <sup>B,1</sup>	16.82±3.49 <sup>b,2</sup>
Er,Cr:YsGG lazer(3W)	17.35±3.05 <sup>C,1</sup>	8.59±3.22 <sup>c,2</sup>
Er,Cr:YsGG lazer(4W)	15.53±3.77 <sup>D,1</sup>	8.37±2.56 <sup>d,2</sup>
Nd:YAG lazer(2W)	21.22±5.21 <sup>E,1</sup>	8.96±3.44 <sup>e,2</sup>
Nd:YAG lazer(3W)	20.60±7.24 <sup>F,1</sup>	10.83±2.75 <sup>f,2</sup>
Ultrahızlı fiber lazer(10W)	23.84±5.08 <sup>G,1</sup>	12.24±3.02 <sup>g,2</sup>
Ultrahızlı fiber lazer(20W)	21.57±2.91 <sup>H,1</sup>	12.85±3.40 <sup>h,2</sup>

\*Gruplar arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılık vardır.

(a-b, b-c, b-e, b-d, b-f, A-B, A-G, B-C, B-D, B-E, B-F, C-G, D-E, D-G, D-H için  $p<0.001$  ve a-g, a-h, b-g, b-h, c-g, c-h, d-g, d-h, e-g, e-h, A-E, A-F, A-H, B-G, B-H, E-C, C-F, C-H, D-F, F-G için  $p<0.05$ ). Diğer ikili karşılaştırmalar arasında fark yoktur ( $p>0.05$ ).

\*Herbir grubun kendi içerisinde metal primer uygulanmasına göre istatistiksel olarak anlamlı farklılık vardır. (1-2 için  $p<0.001$ )

Ort: Ortalama, Ss: Standart Sapma

Yapmış olduğumuz çalışmada elde edilen ortalama makaslama bağlanma dayanımı değerleri 8.01±2.38 MPa ile 28.98±6.58 MPa arasında tespit edildi. Rakamsal olarak en düşük bağlanma değeri zirkonya yüzeyine primer uygulanmayan kontrol grubunda izlendi.

En yüksek bağlanma değeri ise zirkonya yüzeyine primer uygulanan kumlama işlemi yapılan grupta izlendi.

Metal primer uygulanan gruplarda kumlama işlemi yapılan grubun makaslama bağlanma değerleri metal primer uygulanan diğer tüm gruplardan istatistiksel olarak anlamlı şekilde yüksek tespit edilmiştir ( $p<0.05$ ). Metal primer uygulanmayan gruplarda kumlama işlemi yapılan grubun makaslama bağlanma değerleri metal primer uygulanmayan diğer tüm gruplardan istatistiksel olarak anlamlı şekilde yüksek tespit edilmiştir ( $p<0.05$ ). Ultrahızlı fiber lazerin 10 W ve 20W olarak uygulandığı ve metal primerin uygulanmadığı grubun sonuçları, kumlama işlemi uygulanan grup hariç diğer gruplardan yüksek tespit edildi. Bu değer kontrol, Er, Cr: YsGG lazerin 3W ve 4W olarak uygulandığı grup, Nd: YAG lazerin 2W olarak uygulandığı gruplardan istatistiksel olarak anlamlı düzeyde yüksek bulundu. Ultrahızlı fiber lazerin 10W ve 20W olarak uygulandığı ve metal primerin uygulanmadığı gruplar karşılaştırıldığında ultrahızlı fiber lazerin 20W olarak uygulandığı grup daha yüksek sonuç gösterdi ancak bu sonucun istatistiksel olarak anlamlı olmadığı tespit edildi ( $p>0.05$ ). Ultrahızlı fiber lazerin 10 W ve 20W olarak uygulandığı ve sonrasında metal primer' in uygulandığı grubun bağlantı değerleri kumlama işlemi uygulanan grup hariç diğer gruplardan yüksek tespit edildi. Ultrahızlı fiber lazeri metal primer ile beraber uyguladığımız gruplar karşılaştırıldığında ultrahızlı fiber lazerin 10W olarak uygulanması daha yüksek bağlantı dayanımı oluşturdu ancak aradaki fark istatistiksel olarak anlamlı bulunmadı ( $p>0.05$ ). Er, Cr: YsGG lazeri 3W ve 4W olarak uygulanıp metal primer uygulanmayan gruplar kontrol grubu ile karşılaştırıldığında bağlanma dayanımını artırdığını tespit ettik ancak aradaki fark istatistiksel olarak anlamlı değildi ( $p>0.05$ ). Nd: YAG lazeri metal primer ile beraber uyguladığımız gruplar kontrol grubu ile karşılaştırdığımızda bağlanma değerini artırdı ve aradaki farkın istatistiksel olarak anlamlı olduğu tespit edildi ( $p<0.05$ ).

Tüm gruplarda yüzey işlemleri yapıp metal primer uygulanan örneklerin bağlanma değerleri yüzey işlemleri yapıp metal primer uygulanmayan örneklerin bağlanma değerlerinden şekilde yüksek bulundu yani yüzey işlemleri uygulanan gruplarda her bir grup için ilave metal primer uygulanma işlemi bağlanma dayanımını istatistiksel olarak anlamlı şekilde artırdı ( $p<0.001$ ).

#### 4.4. Failure Mode Bulguları

Tüm örneklerin kırılma şekilleri stereomikroskopta incelendi ve koheziv tip başarısızlık (veneer seramiğin tamamen kendi içinde kırıldığı kopma), adeziv tip başarısızlık (veneer seramiğin alt yapı zirkonyadan tamamen ayrıldığı kopma) ve miks tip başarısızlık (adeziv+koheziv) olarak değerlendirildi. Örneklerin kırılma şekillerinin sonuçları Tablo 6’da verildi.

**Tablo 6.** Gruplardaki örneklerin kırılma tiplerinin oranları (%)

	Metal Primer(-)			Metal Primer(+)		
	A	K	M	A	K	M
Kontrol	%68.75	-	%31.25	%68.75	-	%31.25
Kumlama	%31.25	%6.25	%62.5	%31.25	-	%68.75
Er, Cr:YsGG lazer(3W)	%43.75	-	%56.25	%31.25	-	%68.75
Er, Cr:YsGG lazer(4W)	%62.5	-	%37.5	%68.75	-	%31.25
Nd: YAG lazer(2W)	%31.25	%12.5	%56.25	%43.75	%18.75	%37.5
Nd: YAG lazer(3W)	%56.25	%12.5	%31.25	%31.25	%12.5	%56.25
Ultrahızlı fiber lazer(10W)	%37.5	-	%62.5	%18.75	-	%81.25
Ultrahızlı fiber lazer(20W)	%56.25	-	%43.75	%50,00	%6.25	%43.75

\* A, Adeziv başarısızlık; K, koheziv başarısızlık; M, miks başarısızlık

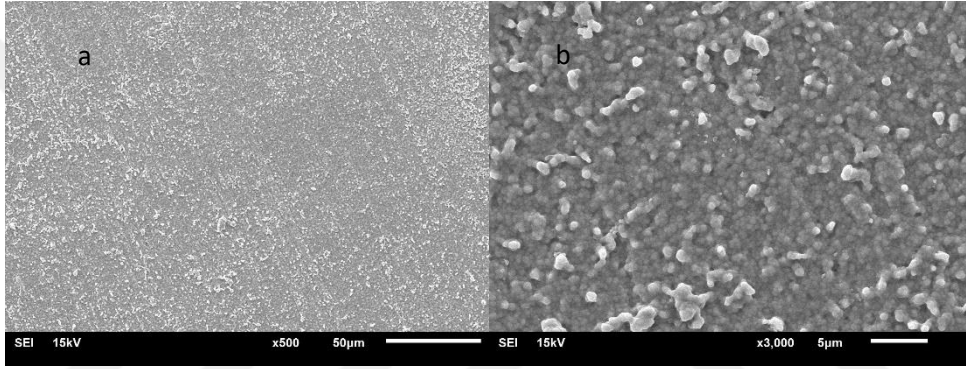
Tablo 6’da örneklerin kırılma tiplerinin yüzde olarak oranları verildi. Sonuçlara bakıldığında metal primer uygulanan ve uygulanmayan tüm gruplarda daha çok adeziv ve miks tipi kırılmalar tespit edildi. Koheziv kopma yalnızca metal primer uygulanmayan kumlama yapılan (%6.25), metal primer uygulanmayan Nd: YAG lazerin 2W olarak uygulandığı (%12.5), metal primer uygulanan Nd: YAG lazerin 2W olarak uygulandığı (%18.75), metal primer uygulanmayan Nd: YAG lazerin 3W olarak uygulandığı (%12.5), metal primer uygulanan Nd: YAG lazerin 3W olarak uygulandığı (%12.5) ve metal primer uygulanan ultrahızlı fiber lazerin 20W olarak uygulandığı gruplarda tespit edildi. En yüksek oranda adeziv kopma metal primer uygulanan ve uygulanmayan kontrol grubunda (%68.75) tespit edildi. En yüksek koheziv kopma metal primer uygulanan Nd: YAG lazerin 2W olarak uygulandığı grupta (%18.75), en yüksek miks kopma ise metal primer uygulanan ultrahızlı fiber lazerin 10W olarak uygulandığı grupta tespit edildi.



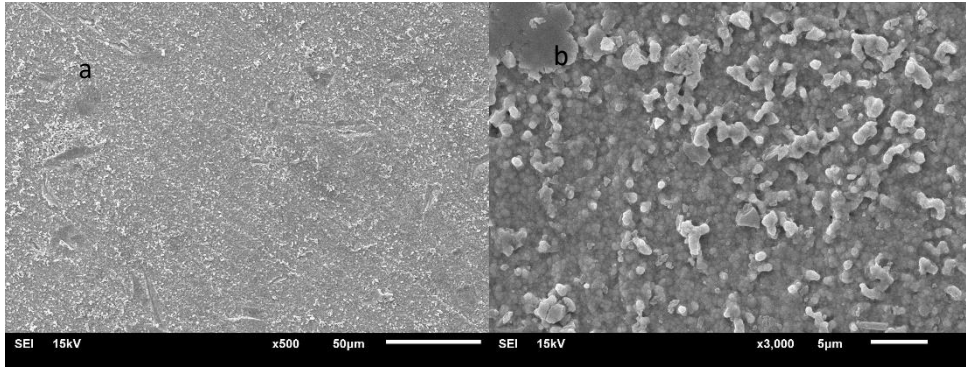
#### 4.5. Yüzey işlemleri yapılan örneklerin Tarama Elektron Mikroskop (TEM) ile İncelenmesi

Zirkonya örneklerine uygulanan yüzey işlemleri sonrasında makaslama bağlantı testi uygulaması ile oluşan kırık yüzeylerindeki topografik değişikliklerin incelenmesi için TEM kullanıldı.

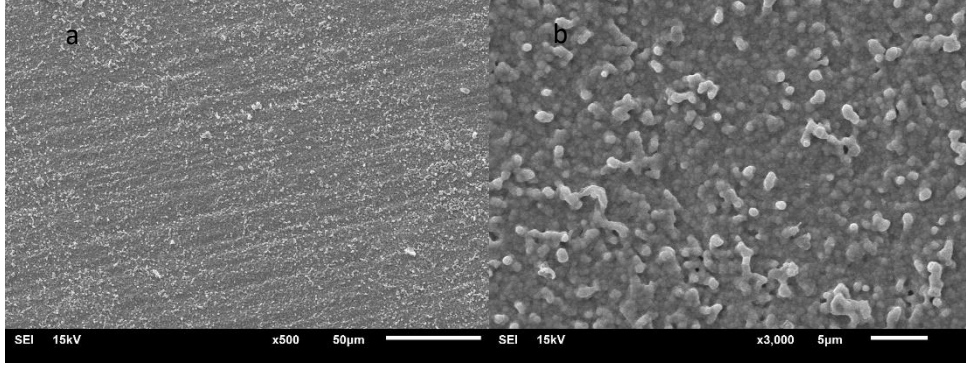
Zirkonya materyali iletken olmadığı için incelenecek her bir örnek yüzeyi altın kaplama cihazında kaplandı ve 20 Kv' da inceleme yapıldı. TEM cihazındaki görüntüler x500 büyütme ve x3000 büyütmelerde incelendi.



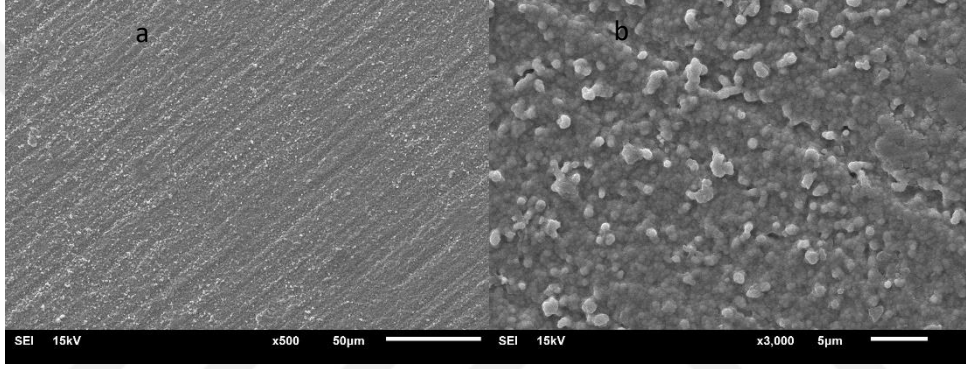
**Resim 43.** Kontrol grubunun TEM görüntüleri, a. x500 büyütme, b. x3000 büyütme



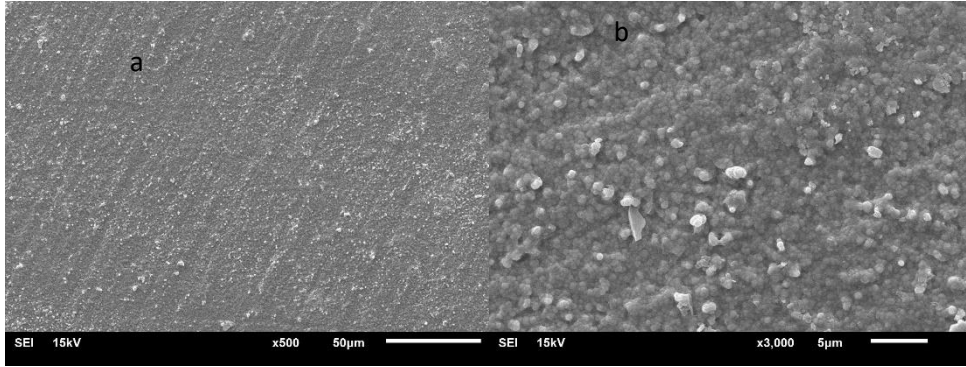
**Resim 44.** Kumlama grubunun TEM görüntüleri, a. x500 büyütme, b. x3000 büyütme



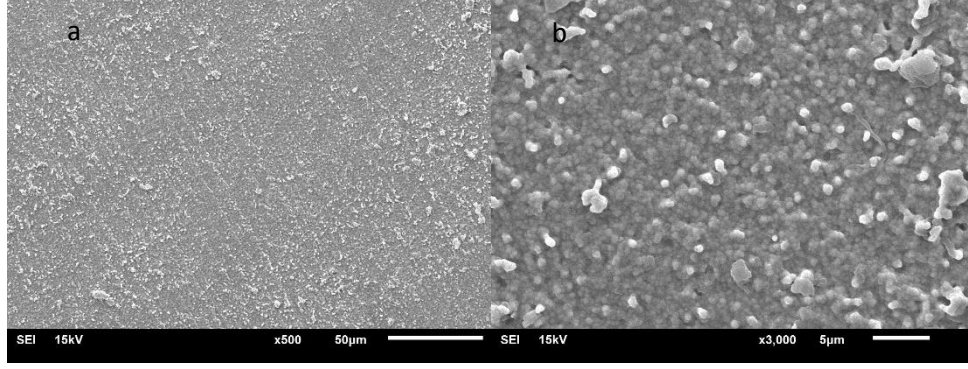
**Resim 45.** Er, Cr: YsGG lazer 3W grubunun TEM görüntüleri, a. x500 büyütme, b. x3000 büyütme



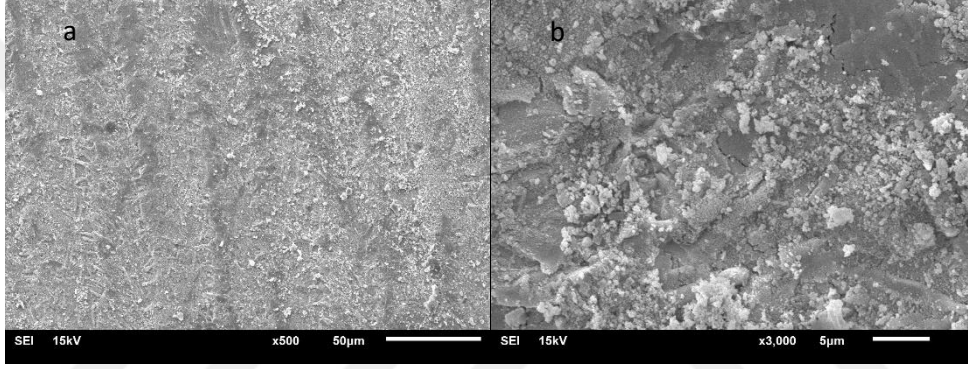
**Resim 46.** Er, Cr: YsGG lazer 4W grubunun TEM görüntüleri, a. x500 büyütme, b. x3000 büyütme



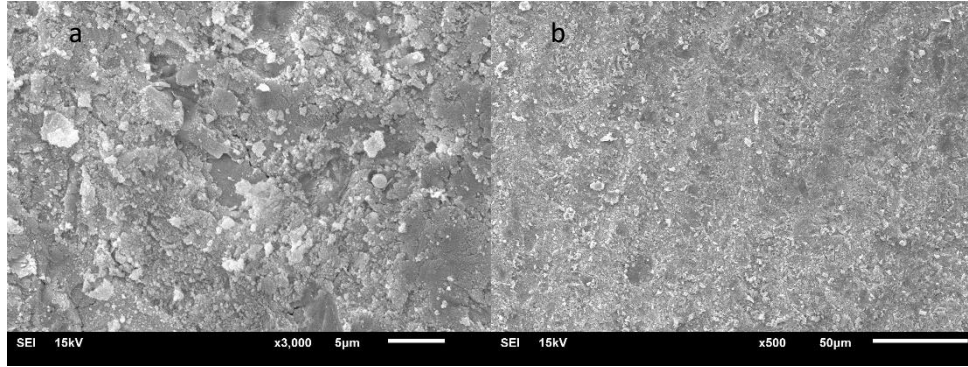
**Resim 47.** Nd: YAG lazer 2W grubunun TEM görüntüleri, a. x500 büyütme, b. x3000 büyütme



**Resim 48.** Nd: YAG lazer 3W grubunun TEM görüntüleri, a. x500 büyütme, b. x3000 büyütme



**Resim 49.** Ultrahızlı fiber lazer 10W grubunun TEM görüntüleri, a. x500 büyütme, b. x3000 büyütme



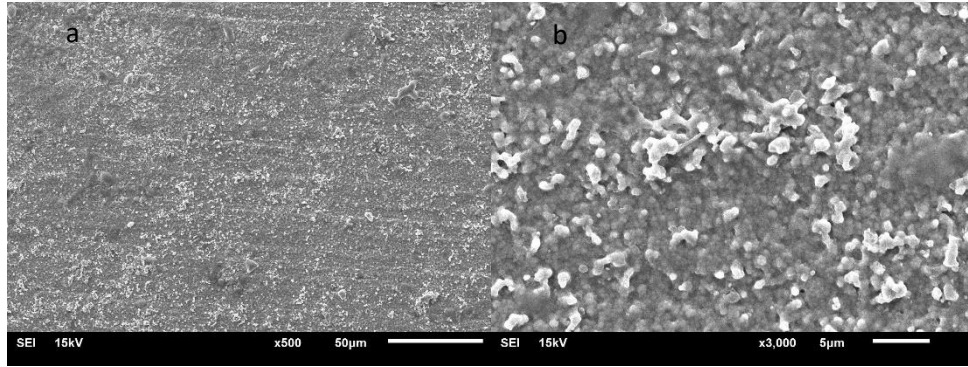
**Resim 50.** Ultrahızlı fiber lazer 20W grubunun TEM görüntüleri, a. x500 büyütme, b. x3000 büyütme

Gruplara uygulanan farklı yüzey işlemleri TEM görüntülerine farklı yüzey morfolojisi görüntüsü olarak yansımıştır. Kontrol grubunun TEM görüntüsünde zirkonya grenleri düzenli ve eşit sıralandığı gözlemlendi. Kuşlama grubunda, örnek yüzeyinde daha girintili çıkıntılı bir yapı ve sık gözenekler izlendi. Kontrol grubuna kıyasla mikromekanik

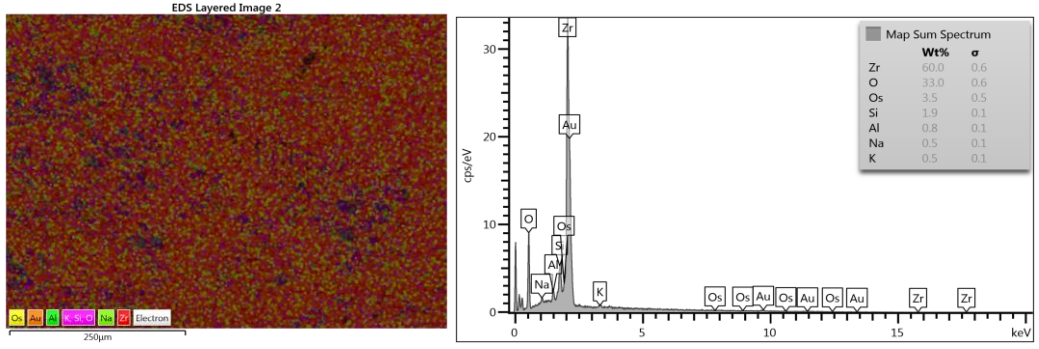
pürüzlendirme oluşturan düzensiz ancak homojen bir yüzey gözlemlendi. Lazer grubu örneklerinde aynı lazerlerin farklı güç uygulanan gruplarında yüzeyler arasında benzer görüntüler izlendi. Ultrahızlı fiber lazer uygulaması yapılan zirkonya örneklerin TEM görüntüsünde, zirkonyanın moleküler tanecikleri izlenmekteydi ancak diğer gruplarla en farklı yüzey yapısını ultrahızlı fiber lazer 10W ve 20W grupları gösterdi. Diğer gruplardan farklı olarak yüzeyde tanecikler arasında ciddi derinlik farkı gözlemlendi. Bu durum bize diğer yüzey pürüzlendirme yöntemleri ile karşılaştırıldığında daha fazla pürüzlülüğünün oluşabileceğini işaret etmektedir. TEM görüntülerinde yalnızca ultrahızlı fiber lazer 10W ve 20W grubunun x3000'lik görüntüsünde yüzeyde çatlak görünümü meydana geldi (Resim 50 ve Resim 51).

#### 4.6. Makaslama Bağlantı Deneyi Testi Sonrası Örneklerinin Kopma Yüzeylerinin Tarama Elektron Mikroskop (TEM) ve Enerji Dağılım Spektrometresi (EDS) Analizi

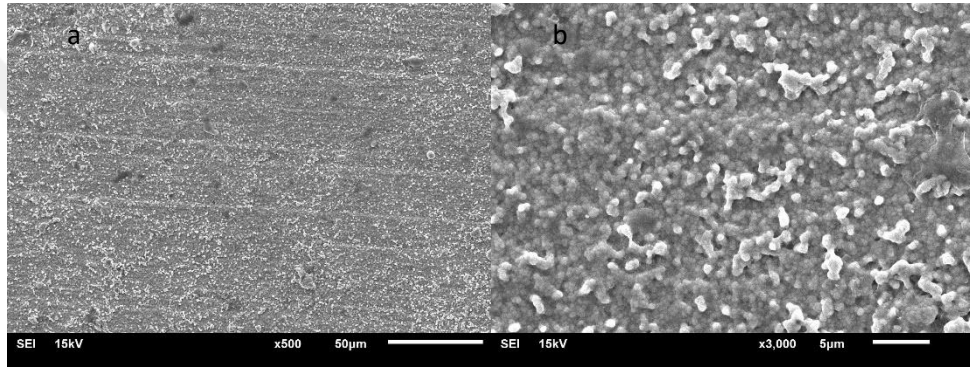
Makaslama bağlantı testinden sonra örneklerin yüzeylerinde oluşan kopma bölgeleri üzerinde yapılan incelemede elde edilen TEM görüntüleri ve EDS analizleri doğrultusunda yüzeylerde yaygın adeziv, miks ve koheziv kopmalar meydana geldiği tespit edildi.



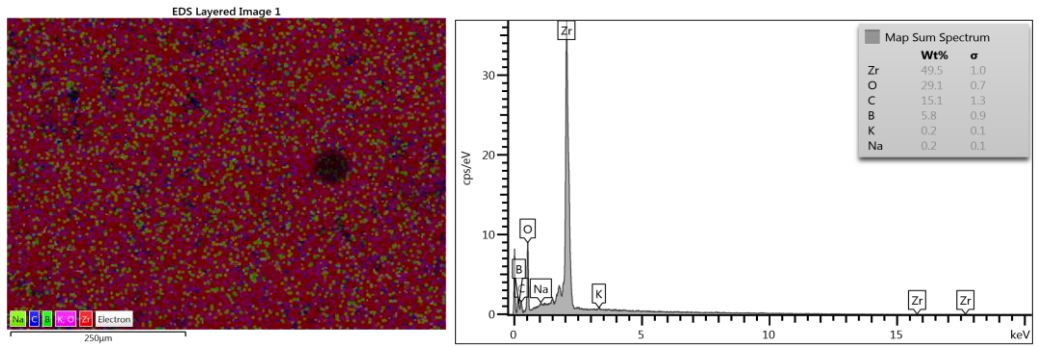
**Resim 51.** Metal primer uygulanan kontrol grubunun kopma yüzeyinin TEM görüntüleri a. x500, b. x3000 büyütme (adeziv)



**Resim 52.** Metal primer uygulanan kontrol grubunun adeziv kopma yüzeyinin EDS analizi sonuçları

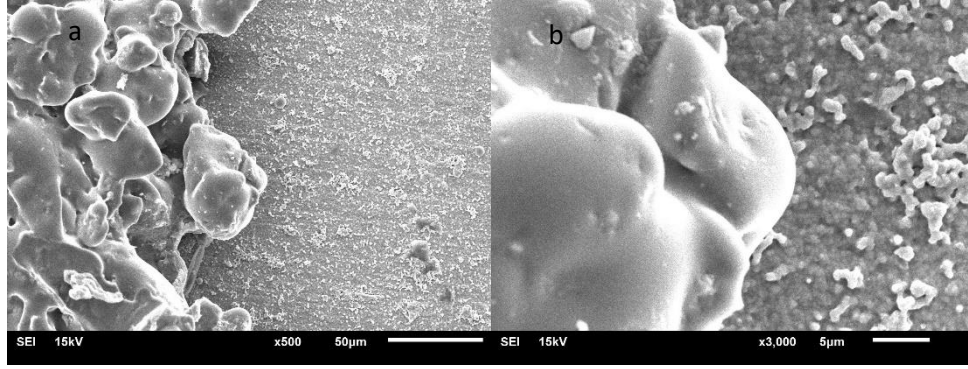


**Resim 53.** Metal primer uygulanmayan kontrol grubunun kopma yüzeyinin TEM görüntüleri a. x500, b. x3000 büyütme (adeziv)

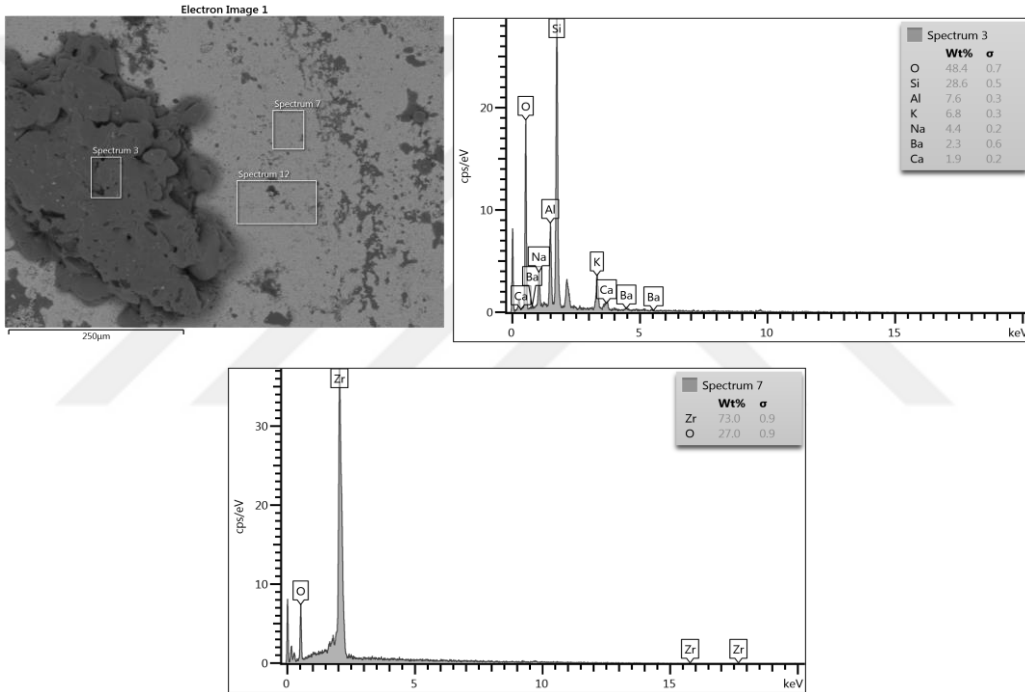


**Resim 54.** Metal primer uygulanmayan kontrol grubunun adeziv kopma yüzeyinin EDS analizi sonuçları

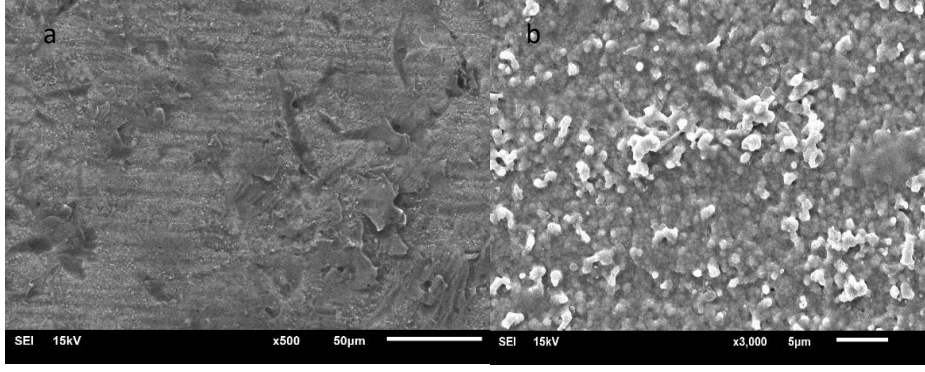




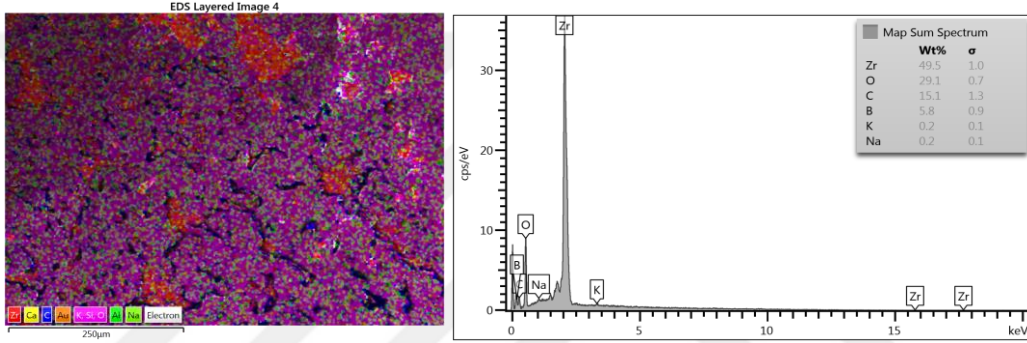
**Resim 55.** Metal primer uygulanmayan kontrol grubunun kopma yüzeyinin TEM görüntüleri a. x500, b. x3000 büyütme (miks)



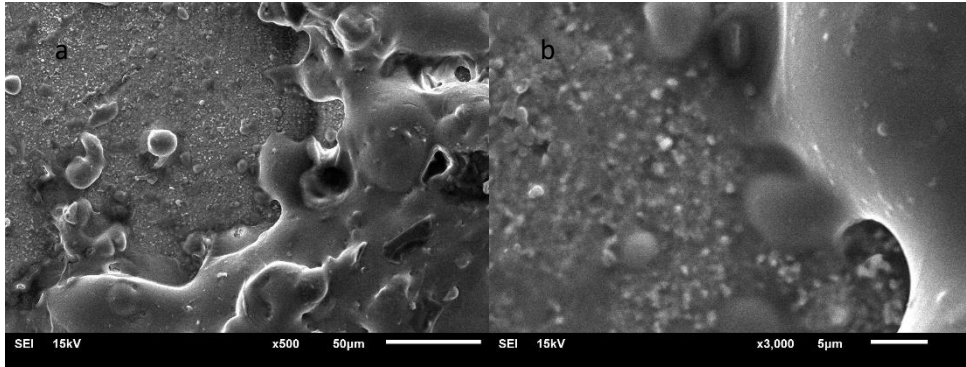
**Resim 56.** Metal primer uygulanmayan kontrol grubunun miks kopma yüzeyinin farklı bölgelerinin EDS analizi sonuçları



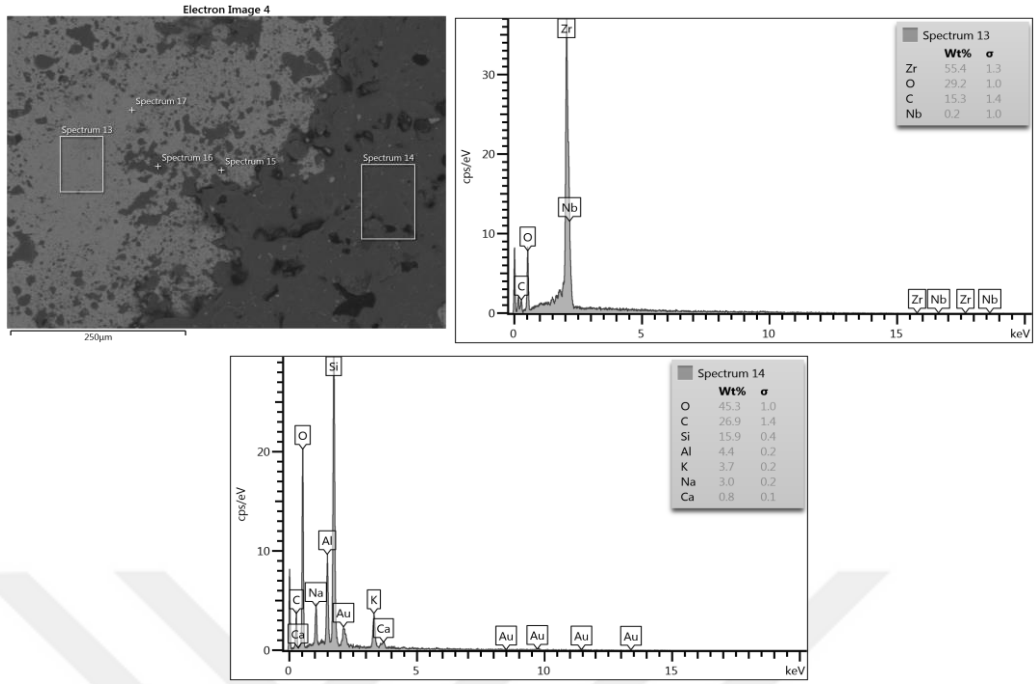
**Resim 57.** Metal primer uygulanan kumlama grubunun kopma yüzeyinin TEM görüntüleri a. x500, b. x3000 büyütme (adeziv)



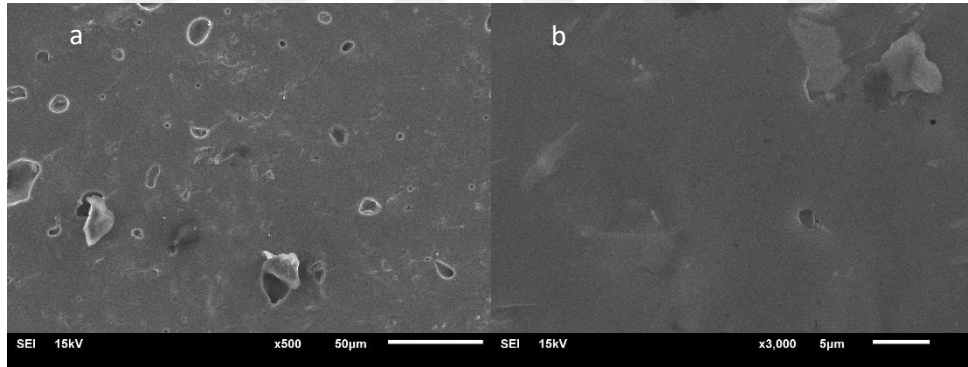
**Resim 58.** Metal primer uygulanan kumlama grubunun adeziv kopma yüzeyinin EDS analizi sonuçları



**Resim 59.** Metal primer uygulanan kumlama grubunun kopma yüzeyinin TEM görüntüleri a. x500, b. x3000 büyütme (miks)



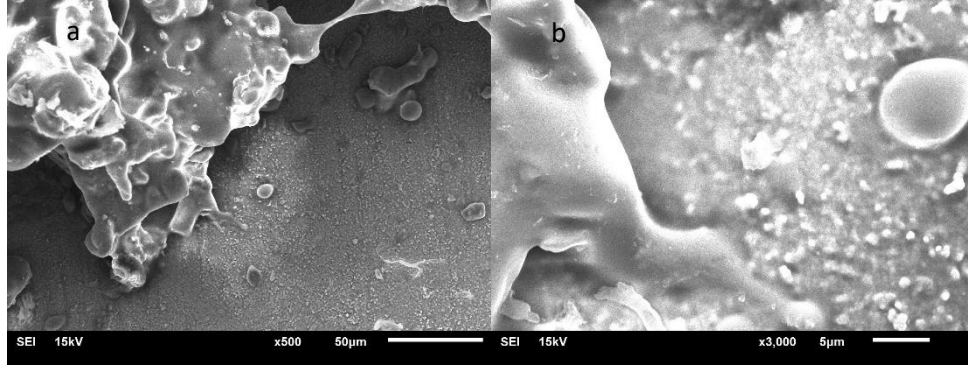
**Resim 60.** Metal primer uygulanan kumlama grubunun miks kopma yüzeyinin farklı bölgelerinin EDS analizi sonuçları



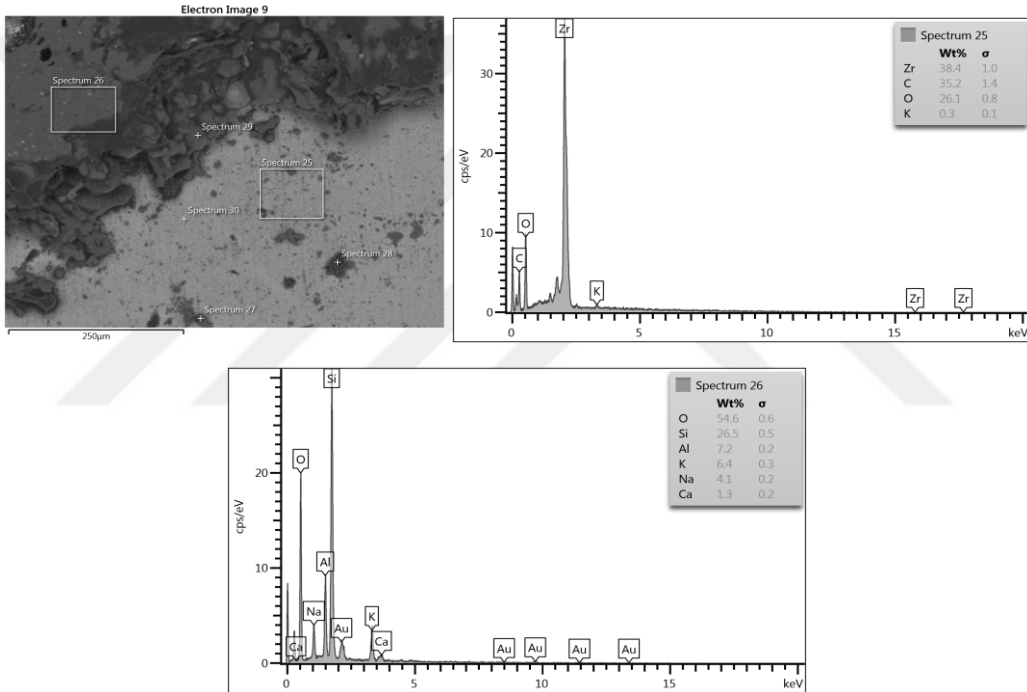
**Resim 61.** Metal primer uygulanmayan kumlama grubunun kopma yüzeyinin TEM görüntüleri a. x500, b. x3000 büyütme (koheziv)



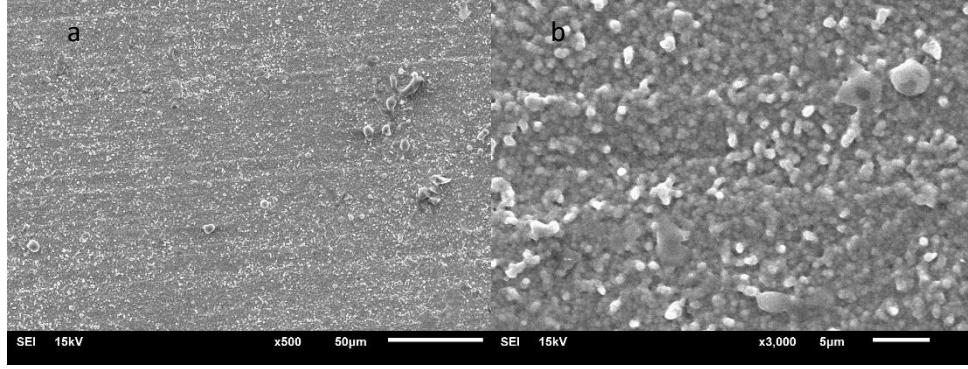




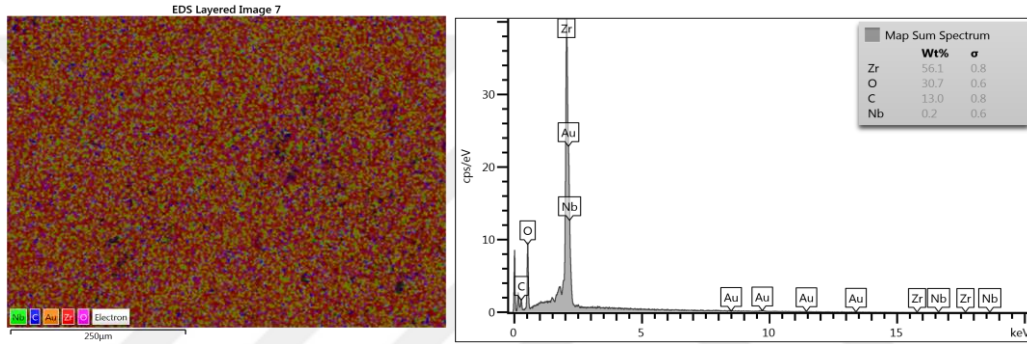
**Resim 65.** Metal primer uygulanan Er, Cr: YsGG lazer 3W grubunun kopma yüzeyinin TEM görüntüleri a. x500, b. x3000 büyütme (miks)



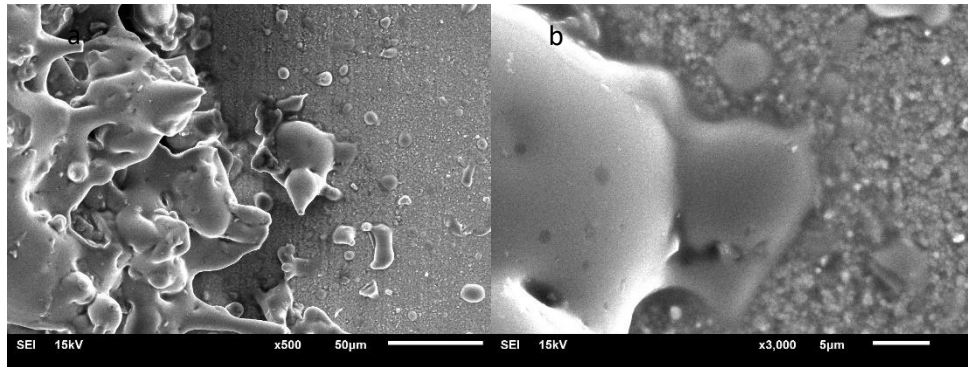
**Resim 66.** Metal primer uygulanan Er, Cr: YsGG lazer 3W grubunun miks kopma yüzeyinin farklı bölgelerinin EDS analizi sonuçları



**Resim 67.** Metal primer uygulanmayan Er, Cr: YsGG lazer 3W grubunun kopma yüzeyinin TEM görüntüleri a. x500, b. x3000 büyütme (adeziv)

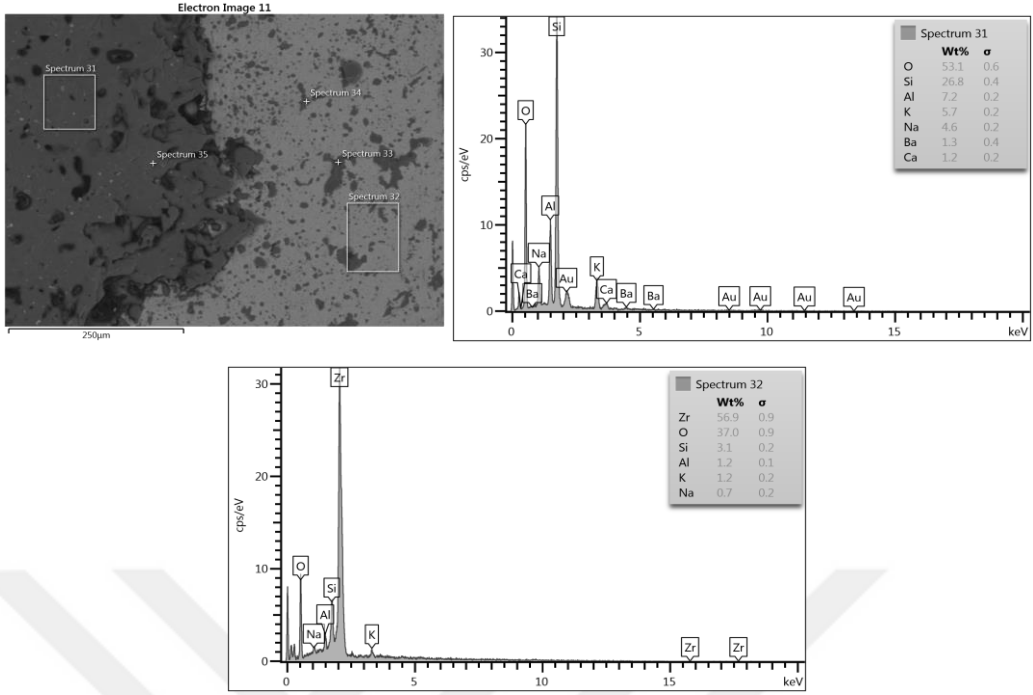


**Resim 68.** Metal primer uygulanmayan Er, Cr: YsGG lazer 3W grubunun adeziv kopma yüzeyinin EDS analizi sonuçları

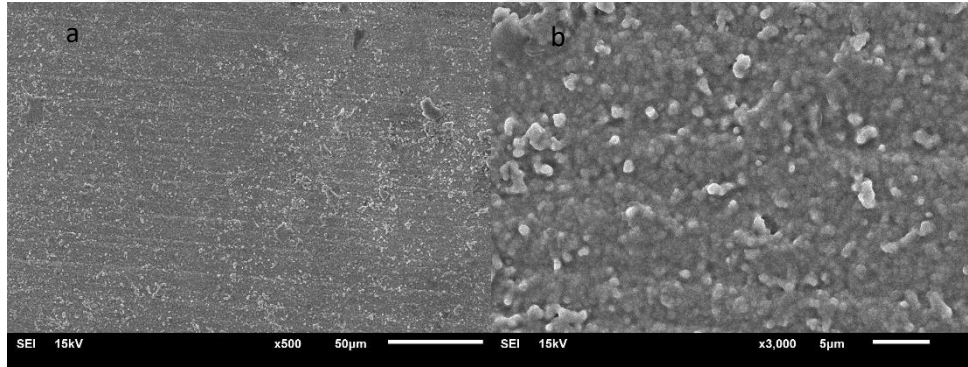


**Resim 69.** Metal primer uygulanmayan Er, Cr: YsGG lazer 3W grubunun kopma yüzeyinin TEM görüntüleri a. x500, b. x3000 büyütme (miks)

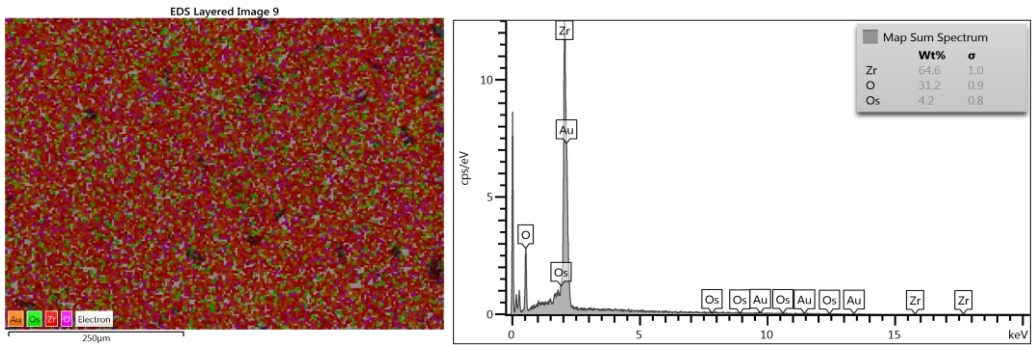




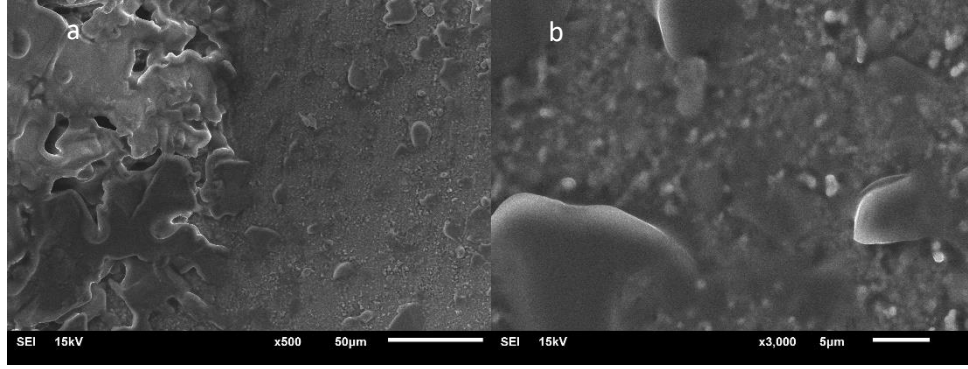
**Resim 70.** Metal primer uygulanmayan Er, Cr: YsGG lazer 3W grubunun miks kopma yüzeyinin farklı bölgelerinin EDS analizi sonuçları



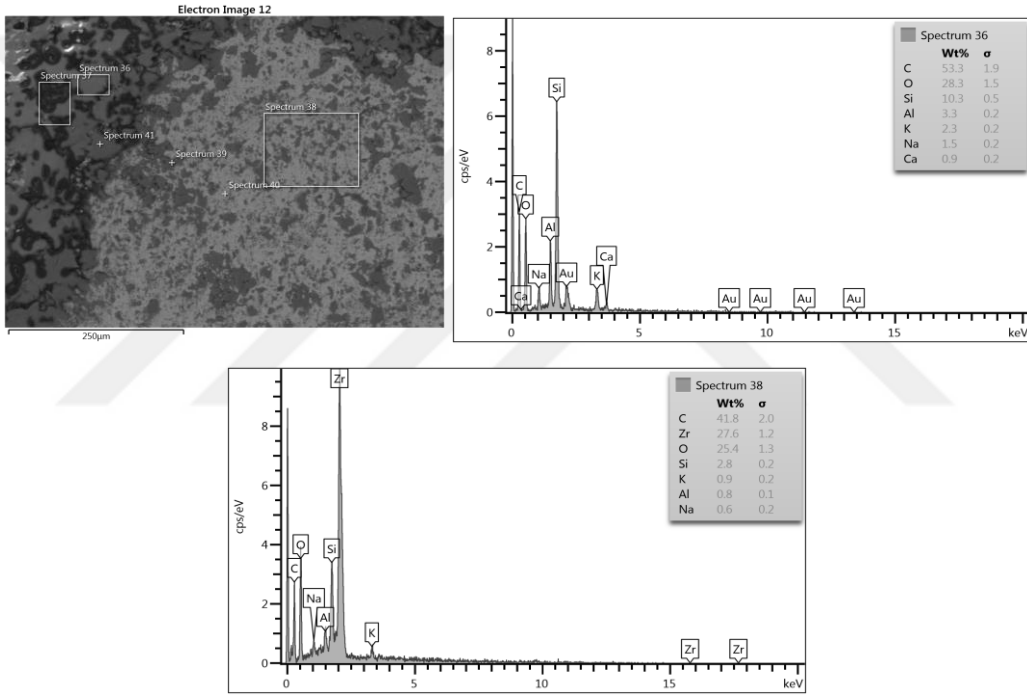
**Resim 71.** Metal primer uygulanan Er, Cr: YsGG lazer 4W grubunun kopma yüzeyinin TEM görüntüleri a. x500, b. x3000 büyütme (adeziv)



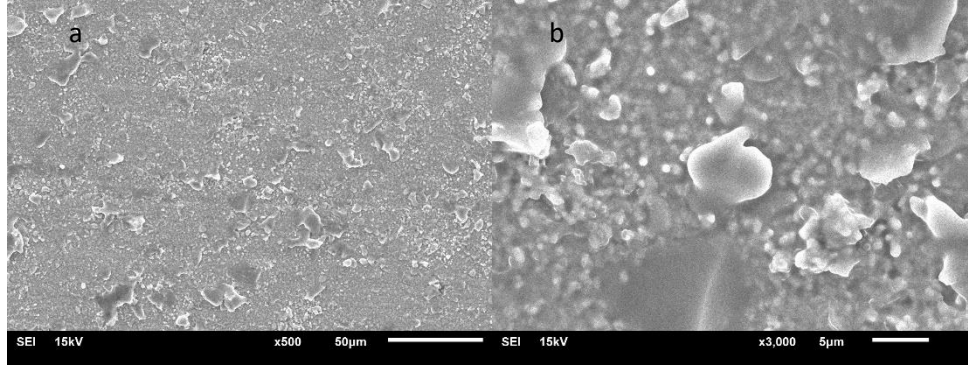
**Resim 72.** Metal primer uygulanan Er, Cr: YsGG lazer 4W grubunun adeziv kopma yüzeyinin EDS analizi sonuçları



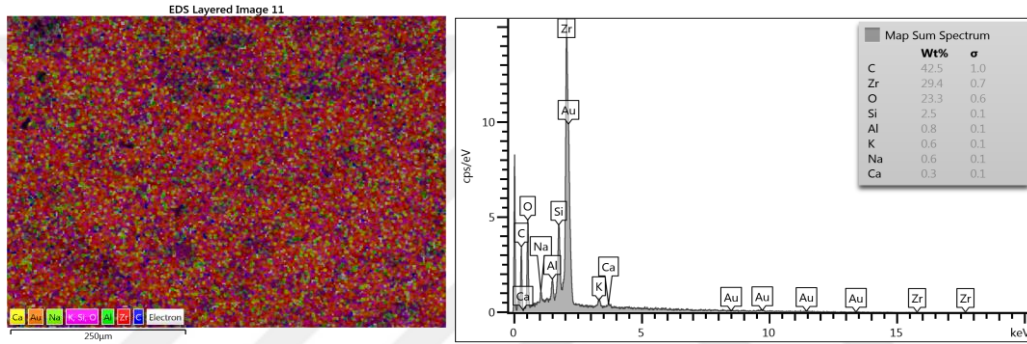
**Resim 73.** Metal primer uygulanan Er, Cr: YsGG lazer 4W grubunun kopma yüzeyinin TEM görüntüleri a. x500, b. x3000 büyütme (miks)



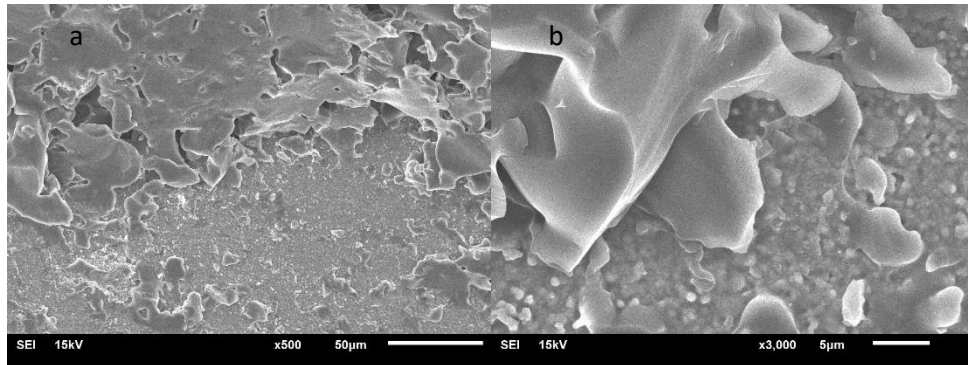
**Resim 74.** Metal primer uygulanan Er, Cr: YsGG lazer 4W grubunun miks kopma yüzeyinin farklı bölgelerinin EDS analizi sonuçları



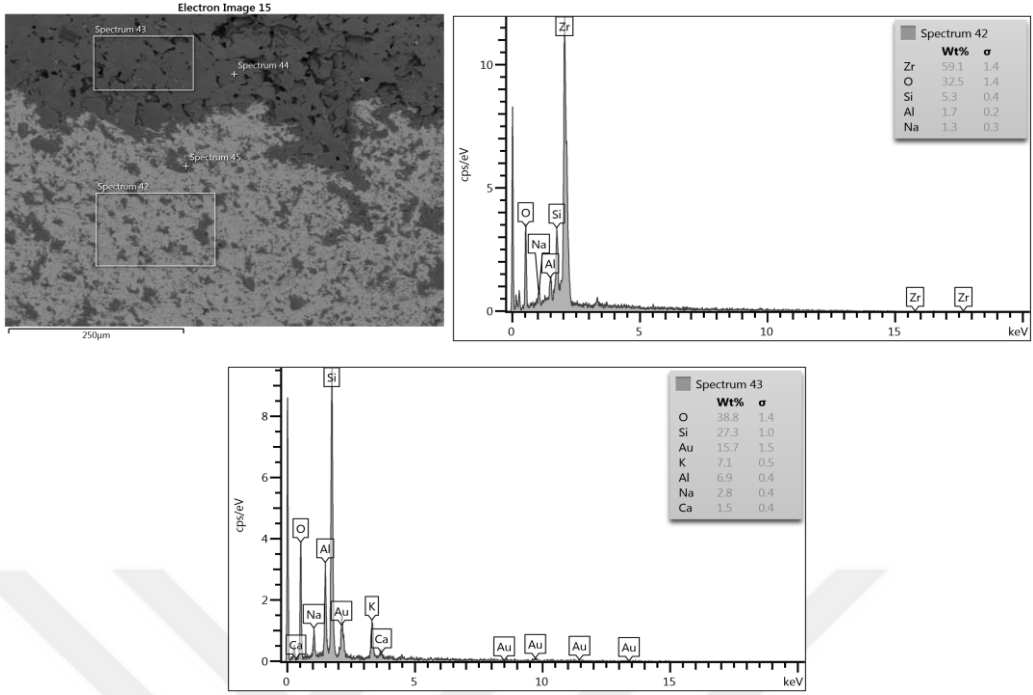
**Resim 75.** Metal primer uygulanmayan Er, Cr: YsGG lazer 4W grubunun kopma yüzeyinin TEM görüntüleri a. x500, b. x3000 büyütme (adeziv)



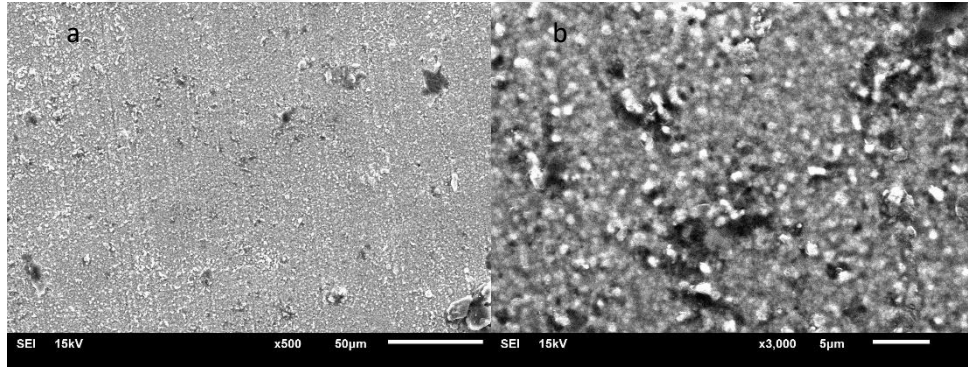
**Resim 76.** Metal primer uygulanmayan Er, Cr: YsGG lazer 4W grubunun adeziv kopma yüzeyinin EDS analizi sonuçları



**Resim 77.** Metal primer uygulanmayan Er, Cr: YsGG lazer 4W grubunun kopma yüzeyinin TEM görüntüleri a. x500, b. x3000 büyütme (miks)

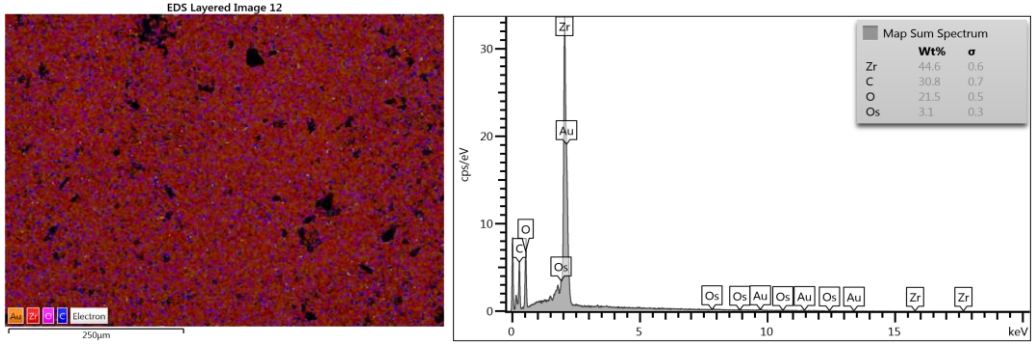


**Resim 78.** Metal primer uygulanmayan Er, Cr: YsGG lazer 4W grubunun miks kopma yüzeyinin farklı bölgelerinin EDS analizi sonuçları

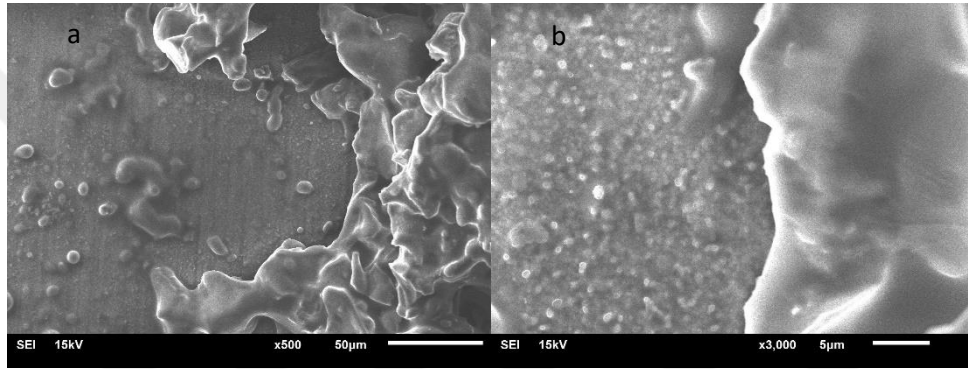


**Resim 79.** Metal primer uygulanan Nd: YAG lazer 2W grubunun kopma yüzeyinin TEM görüntüleri a. x500, b. x3000 büyütme (adeziv)

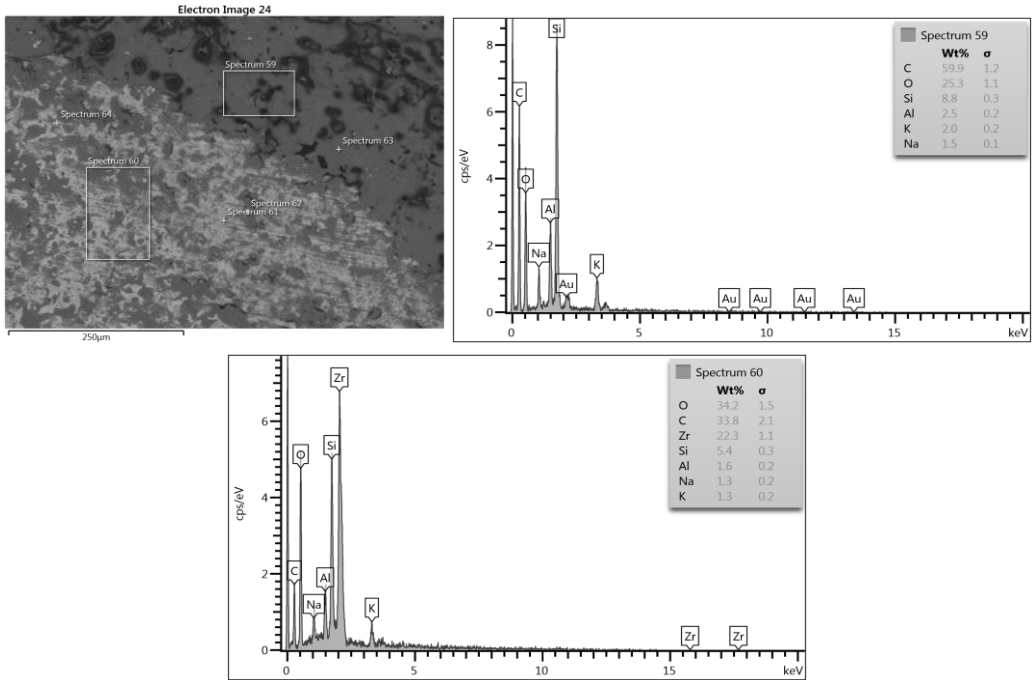




**Resim 80.** Metal primer uygulanan Nd: YAG lazer 2W grubunun adeziv kopma yüzeyinin EDS analizi sonuçları

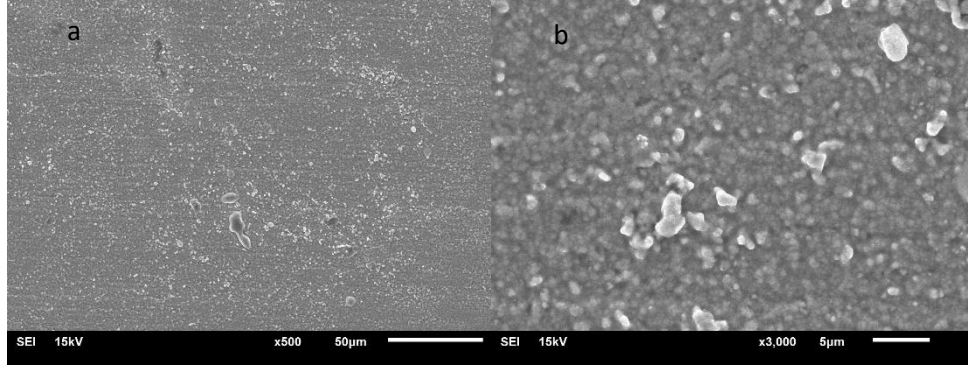


**Resim 81.** Metal primer uygulanan Nd: YAG lazer 2W grubunun kopma yüzeyinin TEM görüntüleri a. x500, b. x3000 büyütme (miks)

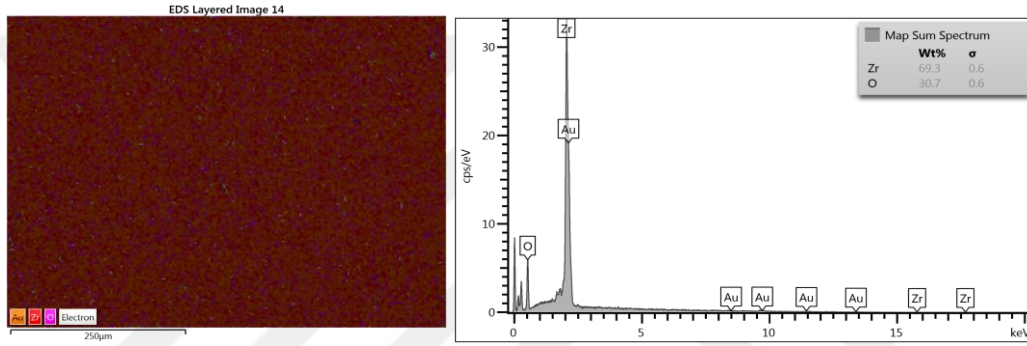


**Resim 82.** Metal primer uygulanan Nd: YAG lazer 2W grubunun miks kopma yüzeyinin farklı bölgelerinin EDS analizi sonuçları

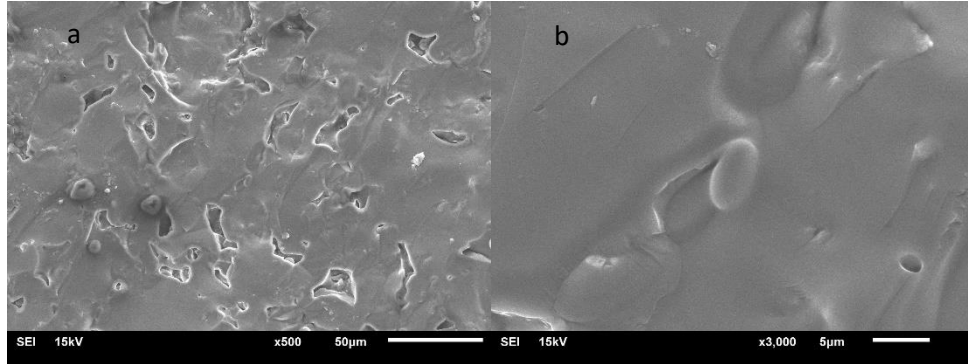




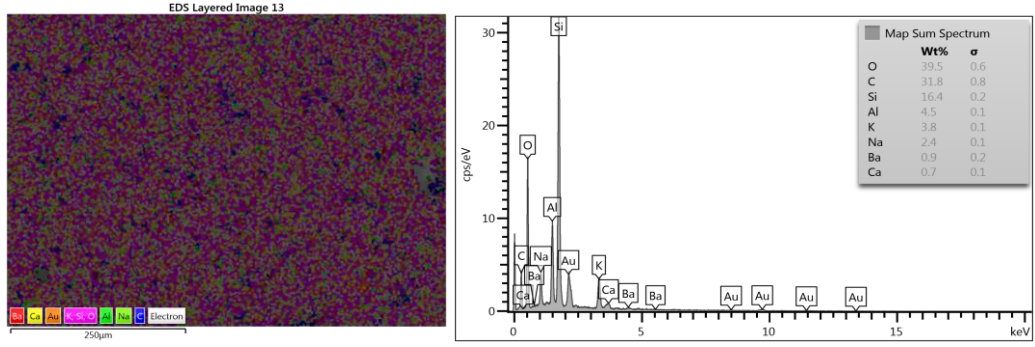
**Resim 83.** Metal primer uygulanmayan Nd: YAG lazer 2W grubunun kopma yüzeyinin TEM görüntüleri a. x500, b. x3000 büyütme (adeziv)



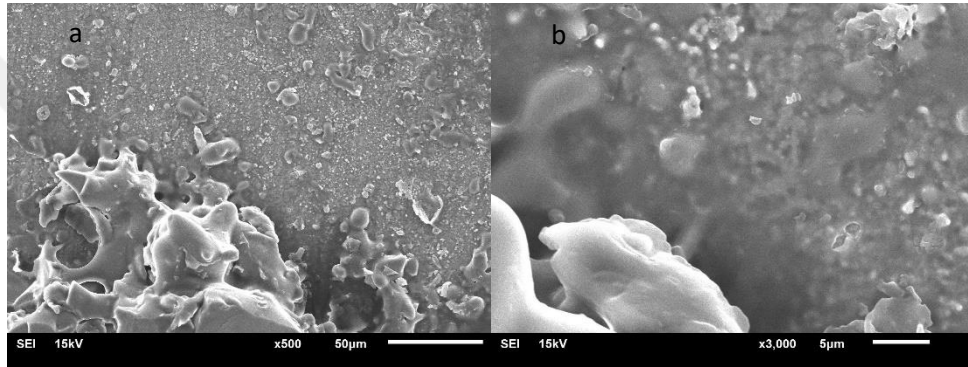
**Resim 84.** Metal primer uygulanmayan Nd: YAG lazer 2W grubunun adeziv kopma yüzeyinin EDS analizi sonuçları



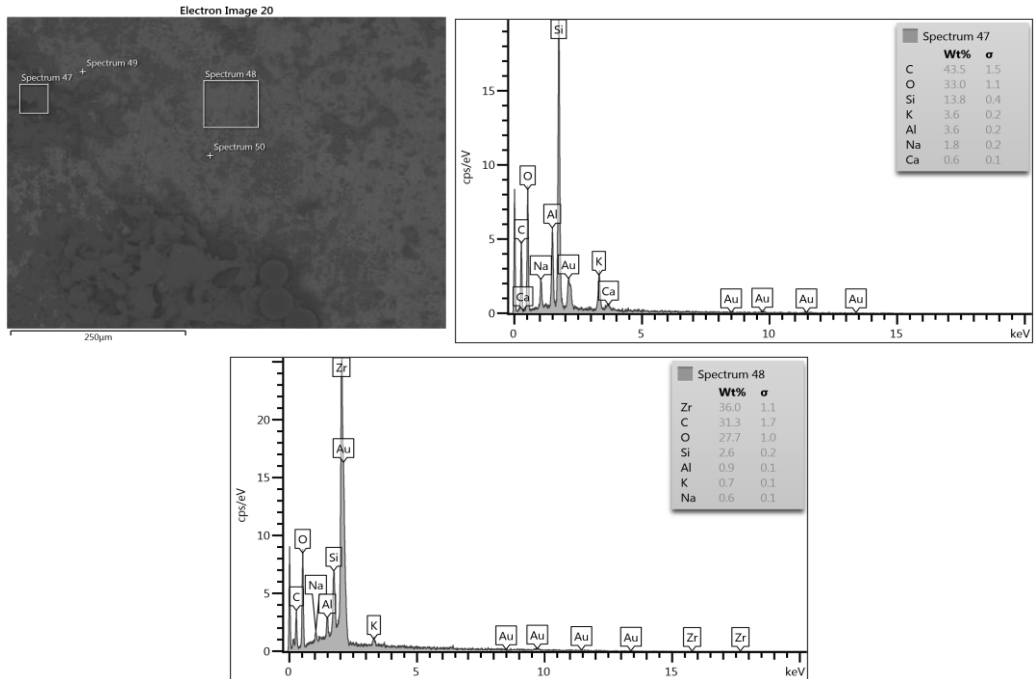
**Resim 85.** Metal primer uygulanmayan Nd: YAG lazer 2W grubunun kopma yüzeyinin TEM görüntüleri a. x500, b. x3000 büyütme (koheziv)



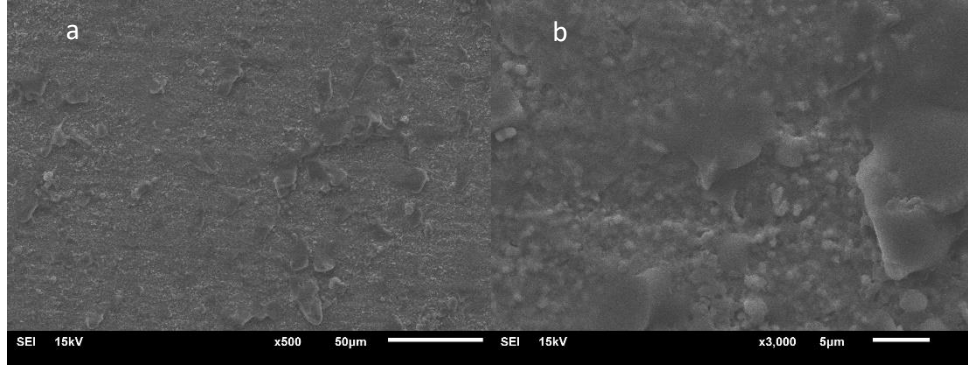
**Resim 86.** Metal primer uygulanmayan Nd: YAG lazer 2W grubunun koheziv kopma yüzeyinin EDS analizi sonuçları



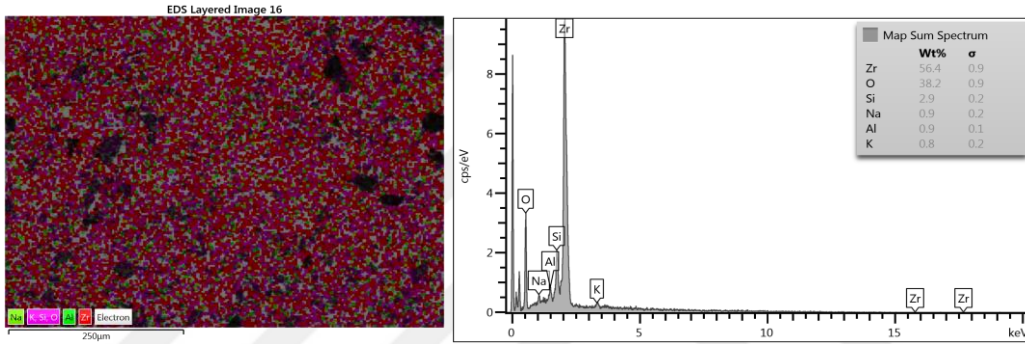
**Resim 87.** Metal primer uygulanmayan Nd: YAG lazer 2W grubunun kopma yüzeyinin TEM görüntüleri a. x500, b. x3000 büyütme (miks)



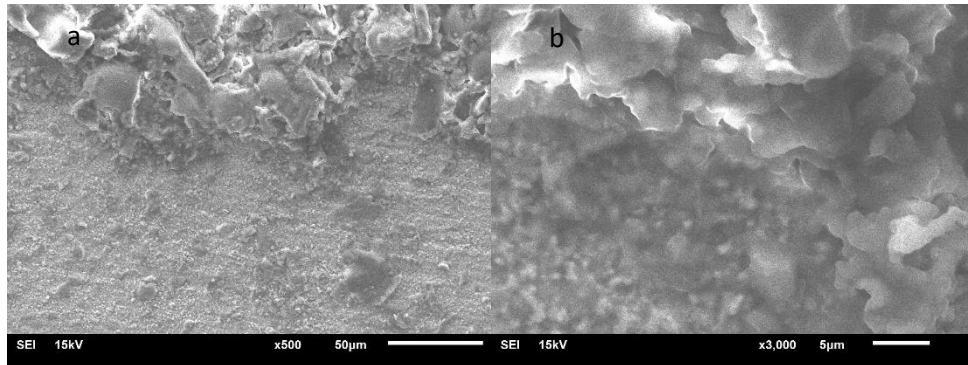
**Resim 88.** Metal primer uygulanmayan Nd: YAG lazer 2W grubunun miks kopma yüzeyinin farklı bölgelerinin EDS analizi sonuçları



**Resim 89.** Metal primer uygulanan Nd: YAG lazer 3W grubunun kopma yüzeyinin TEM görüntüleri a. x500, b. x3000 büyütme (adeziv)

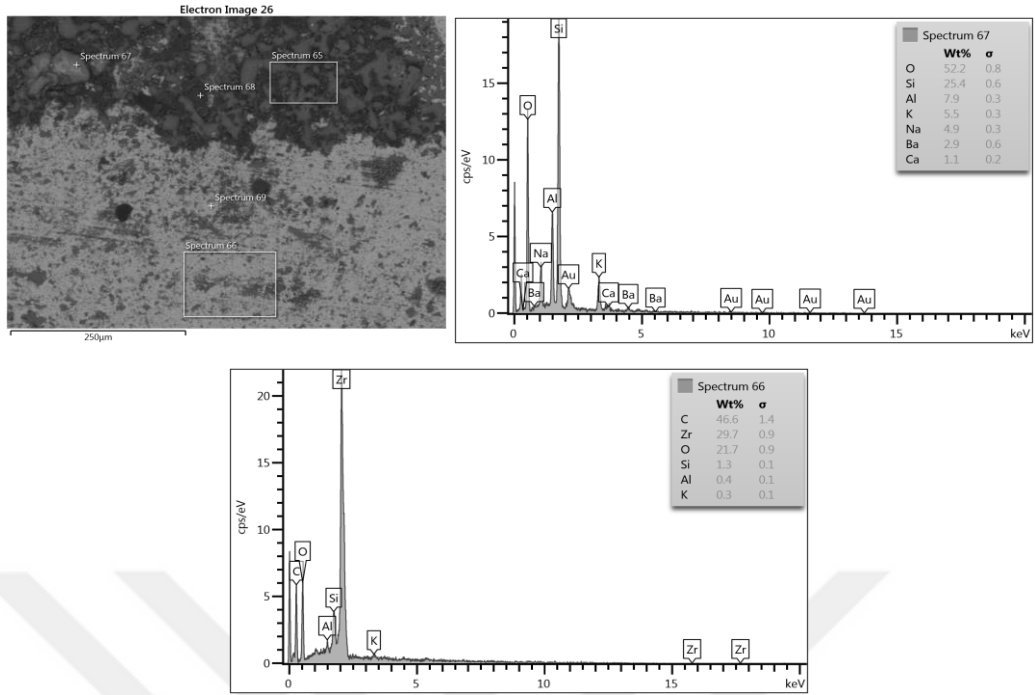


**Resim 90.** Metal primer uygulanan Nd: YAG lazer 3W grubunun adeziv kopma yüzeyinin EDS analizi sonuçları

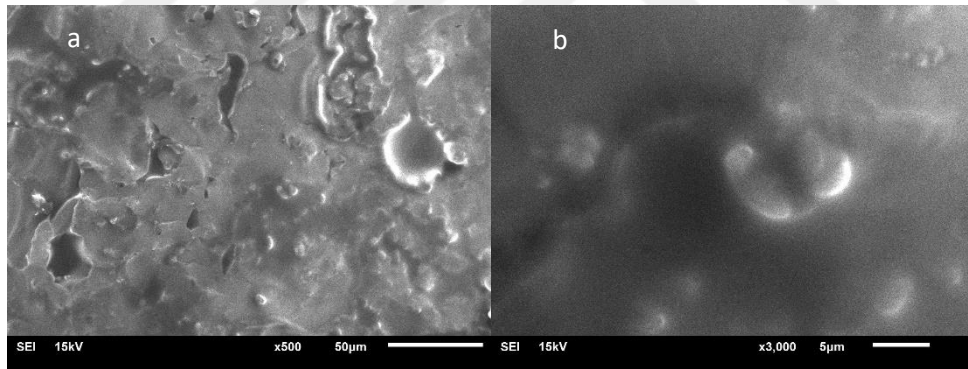


**Resim 91.** Metal primer uygulanan Nd: YAG lazer 3W grubunun kopma yüzeyinin TEM görüntüleri a. x500, b. x3000 büyütme (miks)

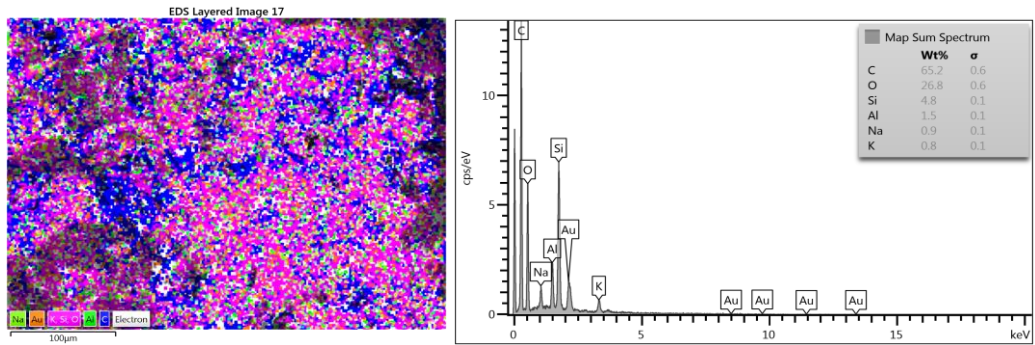




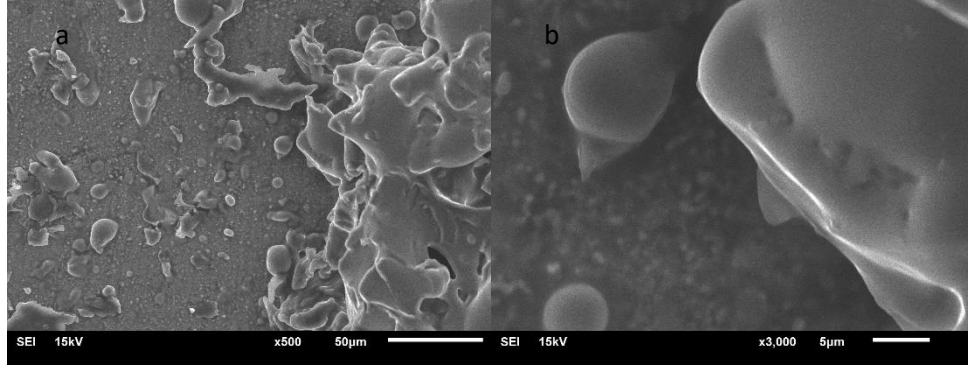
**Resim 92.** Metal primer uygulanan Nd: YAG lazer 3W grubunun miks kopma yüzeyinin farklı bölgelerinin EDS analizi sonuçları



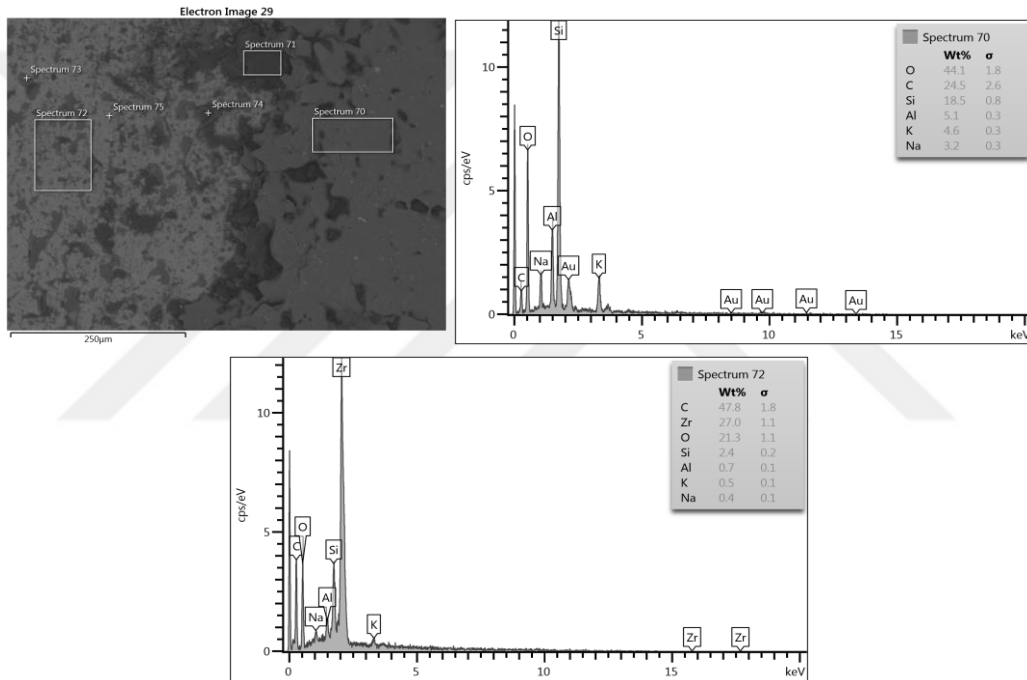
**Resim 93.** Metal primer uygulanmayan Nd: YAG lazer 3W grubunun kopma yüzeyinin TEM görüntüleri a. x500, b. x3000 büyütme (koheziv)



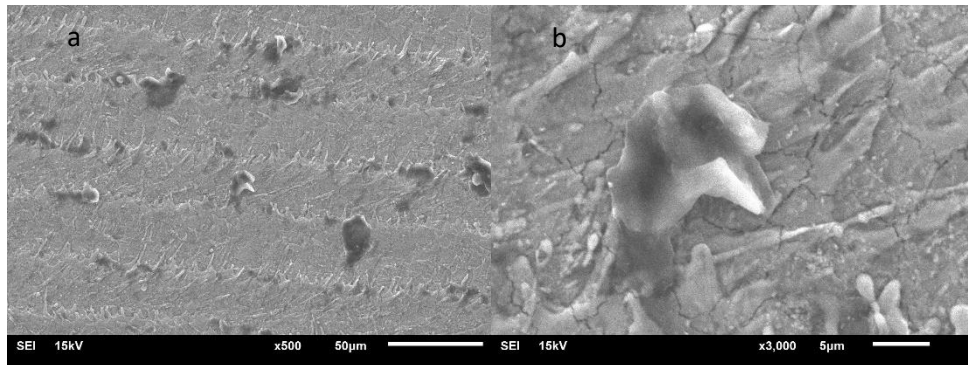
**Resim 94.** Metal primer uygulanmayan Nd: YAG lazer 3W grubunun koheziv kopma yüzeyinin EDS analizi sonuçları



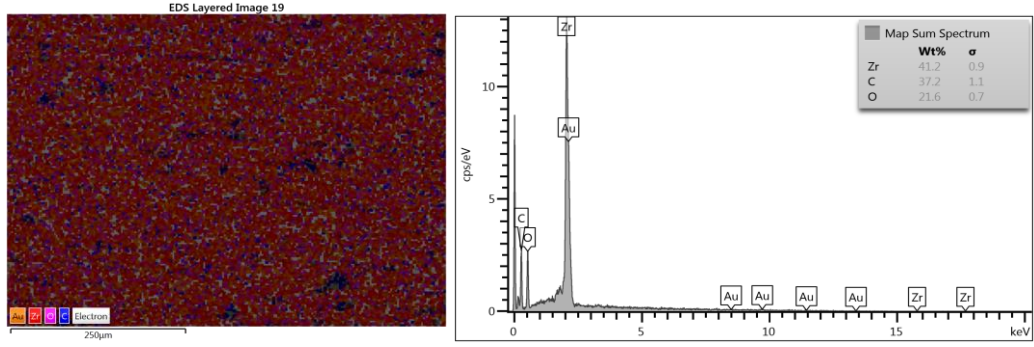
**Resim 95.** Metal primer uygulanmayan Nd: YAG lazer 3W grubunun kopma yüzeyinin TEM görüntüleri a. x500, b. x3000 büyütme (miks)



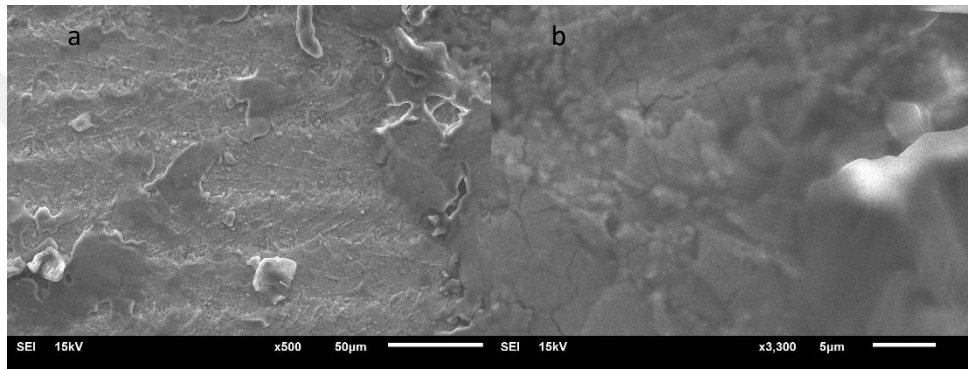
**Resim 96.** Metal primer uygulanmayan Nd: YAG lazer 3W grubunun miks kopma yüzeyinin farklı bölgelerinin EDS analizi sonuçları



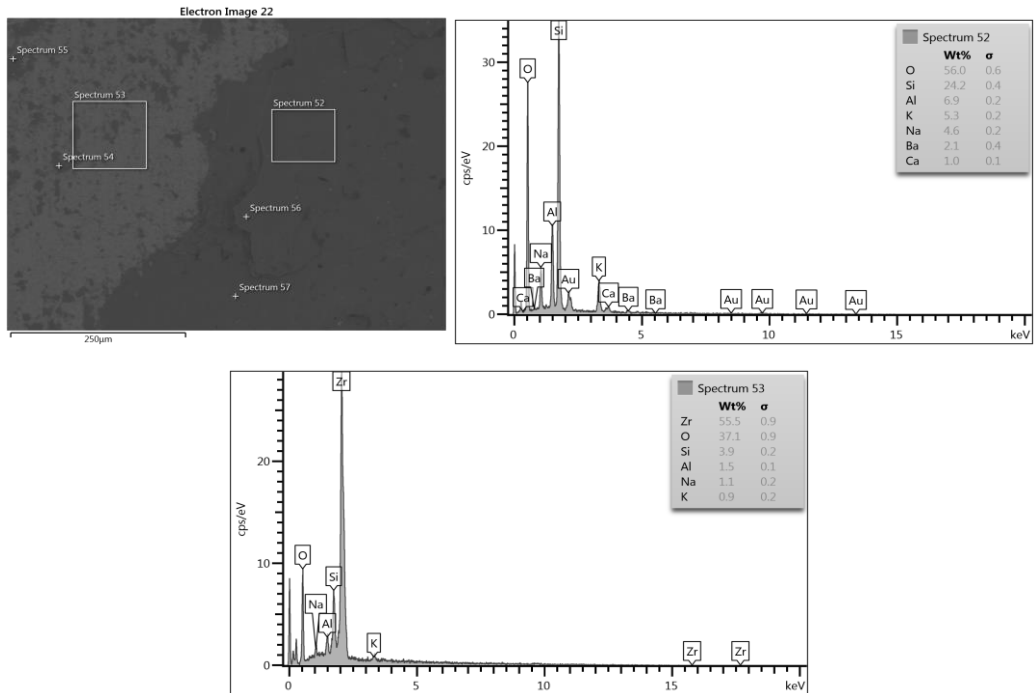
**Resim 97.** Metal primer uygulanan ultrahızlı fiber lazer 10W grubunun kopma yüzeyinin TEM görüntüleri a. x500, b. x3000 büyütme (adeziv)



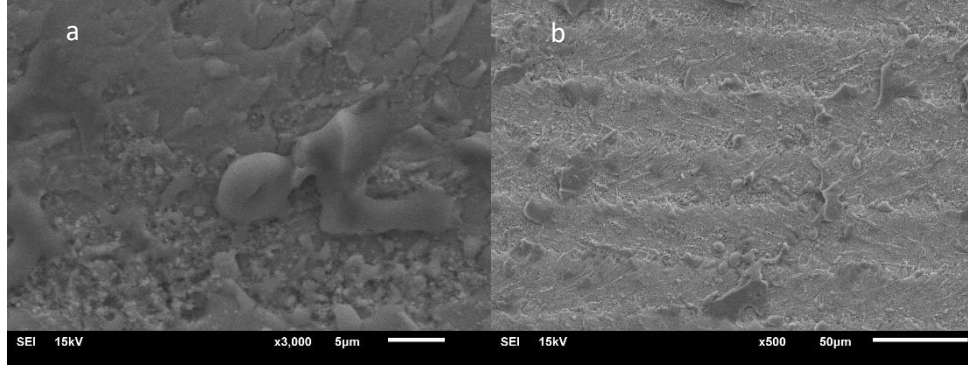
**Resim 98.** Metal primer uygulanan ultrahızlı fiber lazer 10W grubunun adeziv kopma yüzeyinin EDS analizi sonuçları



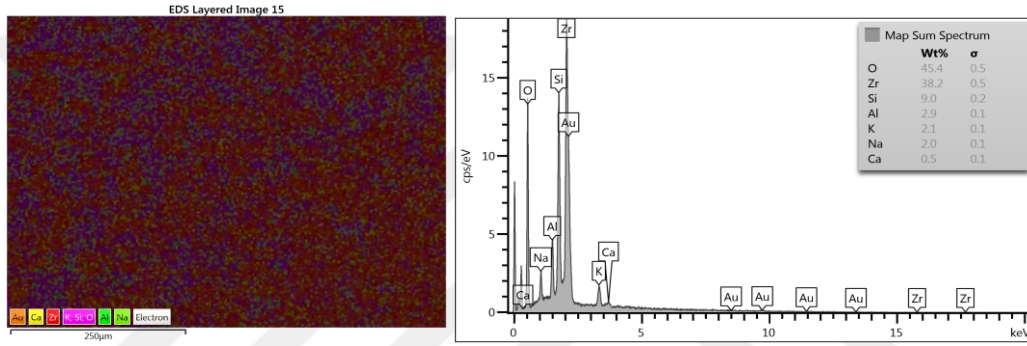
**Resim 99.** Metal primer uygulanan ultrahızlı fiber lazer 10W grubunun kopma yüzeyinin TEM görüntüleri a. X500, b. x3000 büyütme (miks)



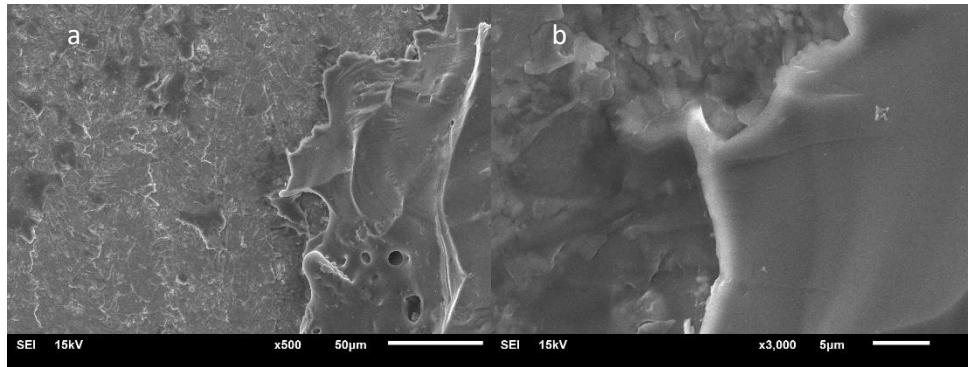
**Resim 100.** Metal primer uygulanan ultrahızlı fiber lazer 10W grubunun miks kopma yüzeyinin farklı bölgelerinin EDS analizi sonuçları



**Resim 101.** Metal primer uygulanmayan ultrahızlı fiber lazer 10W grubunun kopma yüzeyinin TEM görüntüleri a. x500, b. x3000 büyütme (adeziv)

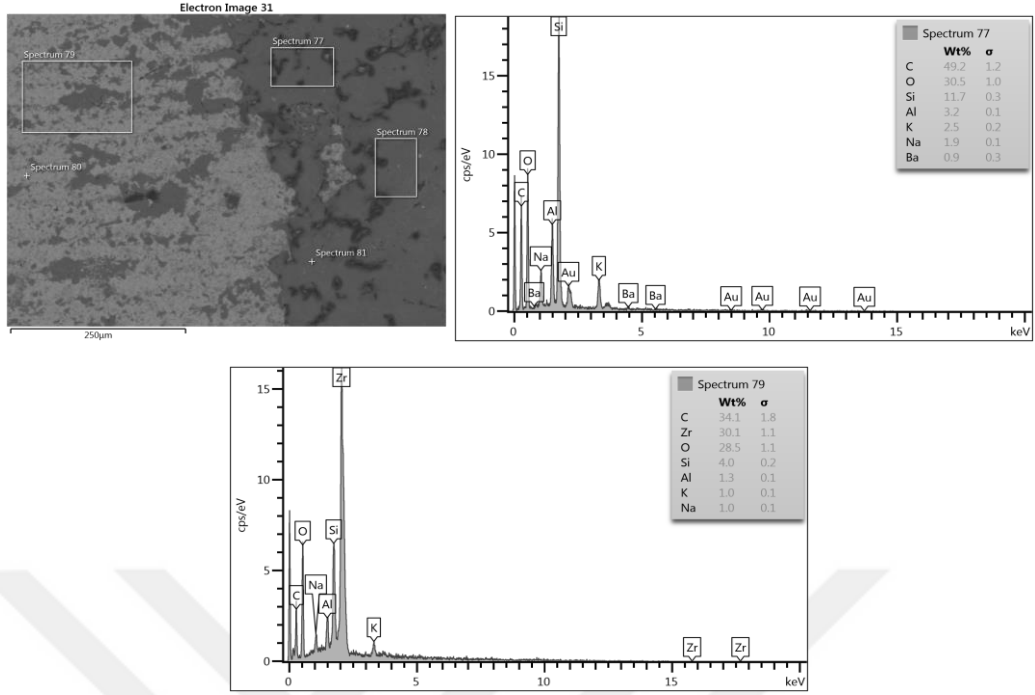


**Resim 102.** Metal primer uygulanmayan ultrahızlı fiber lazer 10W grubunun adeziv kopma yüzeyinin EDS analizi sonuçları

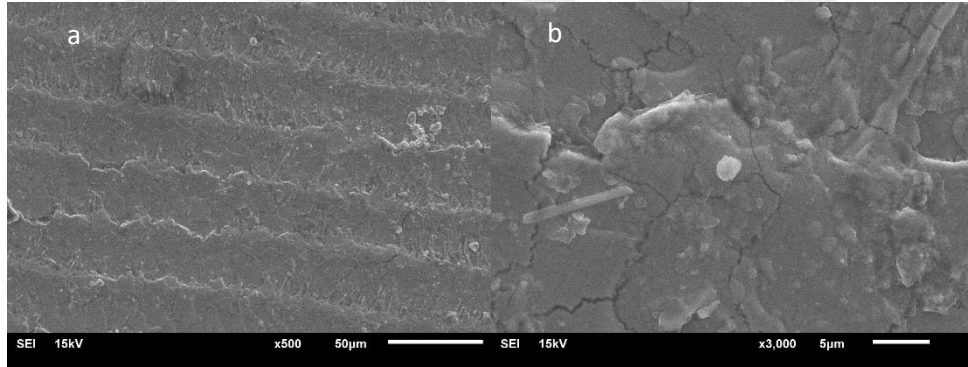


**Resim 103.** Metal primer uygulanmayan ultrahızlı fiber lazer 10W grubunun kopma yüzeyinin TEM görüntüleri a. x500, b. x3000 büyütme (miks)

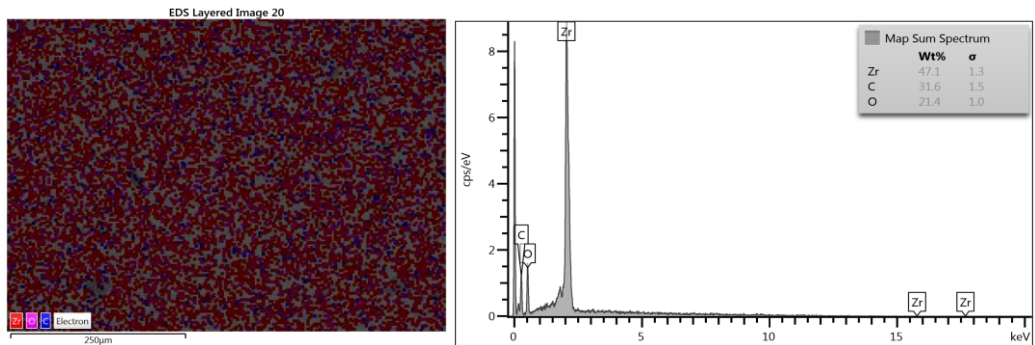




**Resim 104.** Metal primer uygulanmayan ultrahızlı fiber lazer 10W grubunun miks kopma yüzeyinin farklı bölgelerinin EDS analizi sonuçları

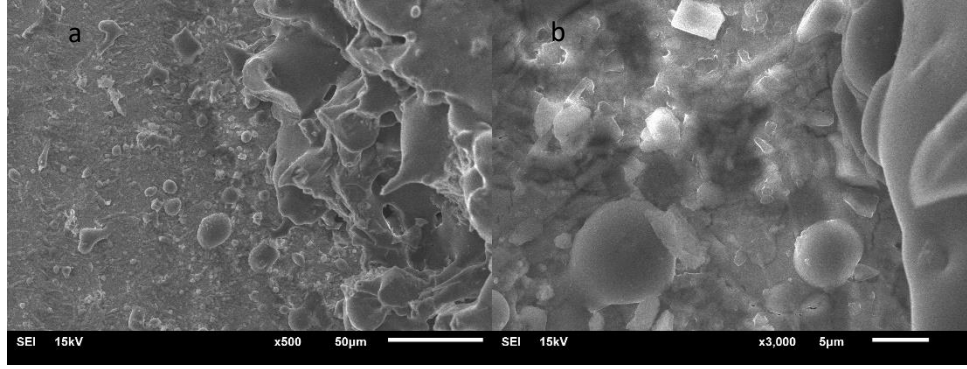


**Resim 105.** Metal primer uygulanan ultrahızlı fiber lazer 20W grubunun kopma yüzeyinin TEM görüntüleri a. x500, b. x3000 büyütme (adeziv)

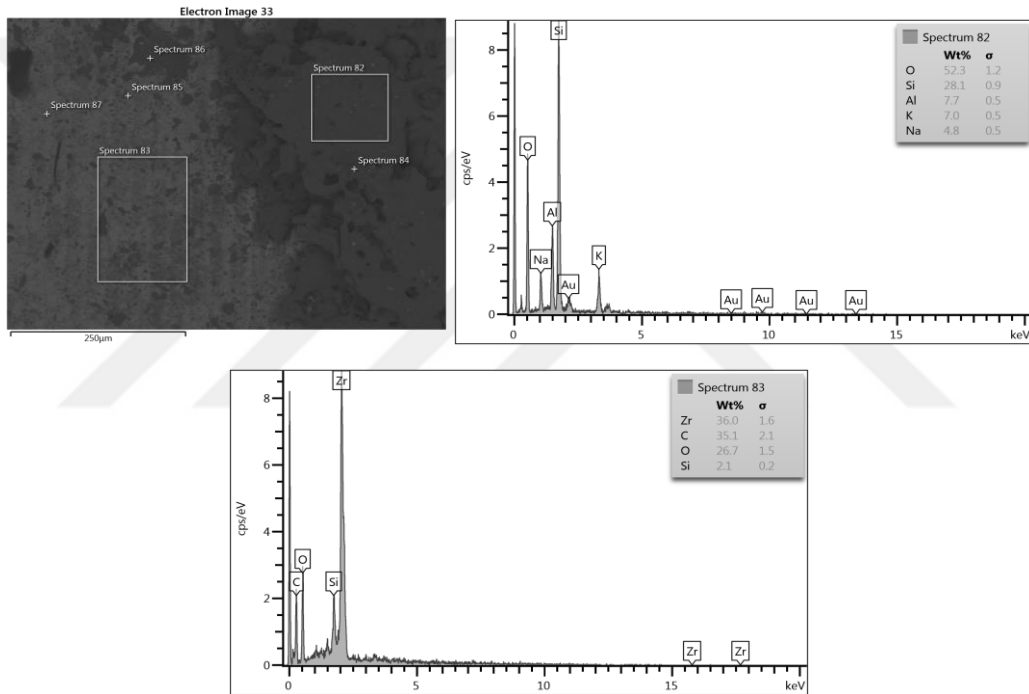


**Resim 106.** Metal primer uygulanan ultrahızlı fiber lazer 20W grubunun adeziv kopma yüzeyinin EDS analizi sonuçları

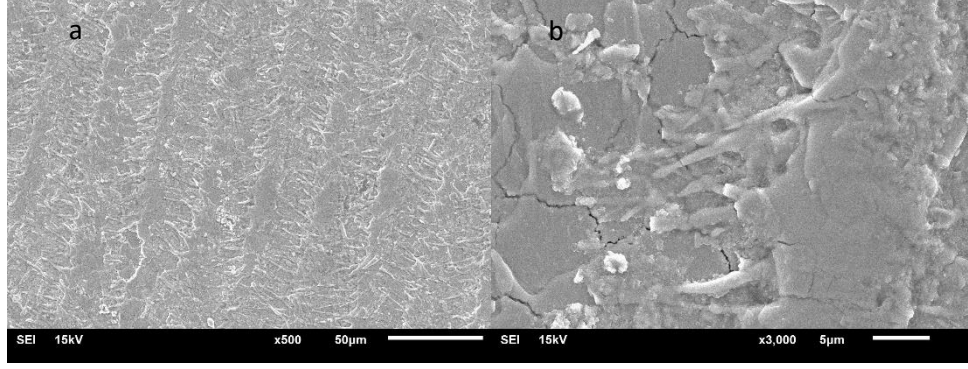




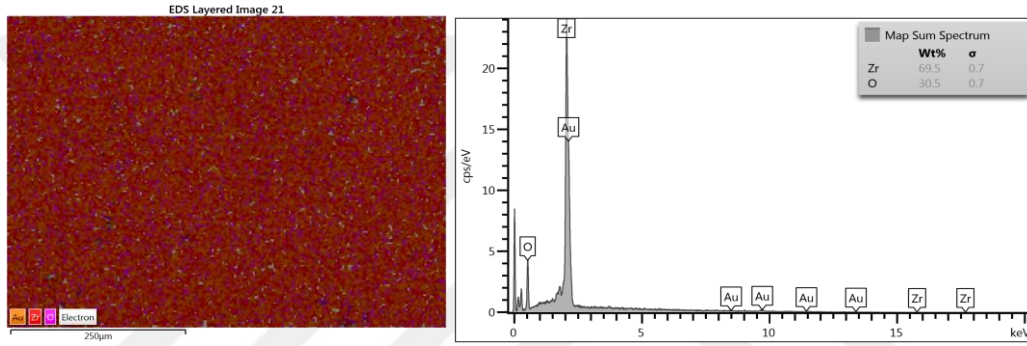
**Resim 107.** Metal primer uygulanan ultrahızlı fiber lazer 20W grubunun kopma yüzeyinin TEM görüntüleri a. x500, b. x3000 büyütme (miks)



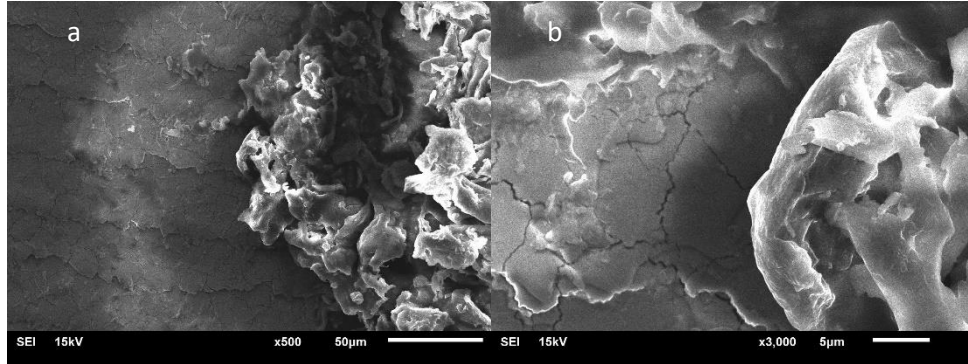
**Resim 108.** Metal primer uygulanan ultrahızlı fiber lazer 20W grubunun miks kopma yüzeyinin farklı bölgelerinin EDS analizi sonuçları



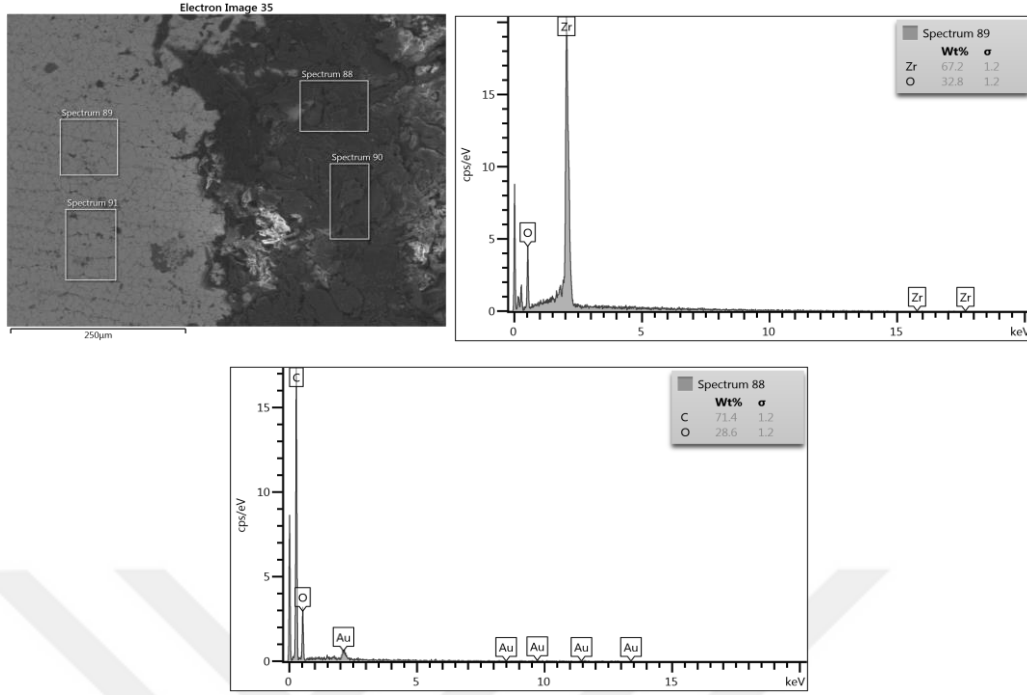
**Resim 109.** Metal primer uygulanmayan ultrahızlı fiber lazer 20W grubunun kopma yüzeyinin TEM görüntüleri a. x500, b. x3000 büyütme (adeziv)



**Resim 110.** Metal primer uygulanmayan ultrahızlı fiber lazer 20W grubunun adeziv kopma yüzeyinin EDS analizi sonuçları



**Resim 111.** Metal primer uygulanmayan ultrahızlı fiber lazer 20W grubunun kopma yüzeyinin TEM görüntüleri a. x500, b. x3000 büyütme (miks)



**Resim 112.** Metal primer uygulanmayan ultrahızlı fiber lazer 20W grubunun miks kopma yüzeyinin farklı bölgelerinin EDS analizi sonuçları

İncelenen örneklerde adeziv tip kopmalarda yüzeyde açık renkli alanlar gözlemlendi ve bu alanların açığa çıkan zirkonya yüzeyi olduğu tespit edildi. Tüm yüzeyde zirkonyanın kristal yapısı izlendi. EDS analizlerinde ise büyük oranda Zr ve O, bazı örneklerde ise az miktarda Si elementi tespit edildi. Bu veriler yüzeydeki alanların zirkonya olduğunu doğruladı.

Koheziv tipi kopmalarda incelenen kopma yüzeyinin tamamen veneer seramik ile kaplı olduğu tespit edildi. Zirkonyanın kristal yapısı izlenmedi. EDS analizinde yüzeyde Si, O, Al, K, C ve Ca elementleri tespit edildi. Zr elementine rastlanmadı. Bu veriler yüzeyde zirkonya olmadığını yalnızca veneer bulunduğunu doğruladı.

Miks tipi kopmalarda ise koyu ve açık renkli alanlar tespit edildi. Görüntülerde veneer porselenin olduğu ve bölgesel zirkonya yüzeyinin açığa çıktığı alanlar tespit edildi. Zirkonya yüzeyinin açığa çıktığı alanlarda zirkonya kristal yapısı gözlemlendi. EDS analizinde veneer porselenin olduğu kısımlarda Si elementi, zirkonya açığa çıktığı alanlarda ise Zr elementi tespit edildi. Bu veriler yüzeyde zirkonya ve veneer seramiğin beraber bulunduğunu doğrulamaktadır.

## 5. TARTIŞMA ve SONUÇ

Estetik beklentilerin artması ve bazı metal alaşımlarının biyolojik uyumluluğunun sorgulanmasıyla metal seramik restorasyonlara alternatif materyaller geliştirilmeye başlanmıştır (7). Zirkonya tam seramik restorasyonlar üstün mekanik özellikleri ve metallerle karşılaştırıldığında estetik üstünlüklerinden dolayı diş hekimliğinde geniş kullanım alanı bulmuştur (217). 1990'ların sonlarından itibaren anterior ve posterior bölgede tam seramik restorasyonlarda zirkonya seramikler kullanılmaya başlanmıştır. Zirkonya bazlı materyaller biyoyumludurlar, düşük bakteri adezyonu gösterirler ve konvansiyonel simantasyon yöntemleri ile simante edilebilirler (81, 218). Zirkonyanın geliştirilmesiyle güçlü alt yapı ve estetik üst yapı seramik kombinasyonları başarıyla kullanılmaya başlanmıştır. Çalışmamızda estetik kabul edilebilirliği yüksek, klinik kullanımda üstün mekanik özelliklere sahip ve en güncel dental materyal olan zirkonya materyali kullanıldı.

Parsiyel stabilize zirkonyanın kullanımı CAD-CAM sistemlerinin üretimi ile kolaylaşmıştır. Yarı sinterize zirkonya blokların kullanılmasında daha kısa frezeleme zamanı ve aşındırmak için kullanılan frezlerin daha az yıpranması gibi avantajlar vardır (219, 220). Bu bilgiler doğrultusunda çalışmamızda yarı sinterize zirkonya bloklar kullanıldı ve örnekler CAD-CAM sistemiyle üretildi.

Zirkonya alt yapı ve üst yapı arasındaki bağlanma kuvvetini değerlendiren çalışmalarda örnek boyutu açısından bir standart bulunmadığından araştırmamızda uygulamayı kolay yapabileceğimiz boyutlar tercih edildi. Daha önce zirkonya ve metal destekli kronların bağlanma dayanımını karşılaştıran bir çalışmada zirkonya alt yapı 10x10x10 mm hazırlanmıştır (221). Liu ve ark. (11) yaptığı bir çalışmada ise zirkonya örnekler 10x10x2 mm olarak hazırlanmıştır. Bizim çalışmamızda ise örnekler 8x8 mm genişliğinde ve zirkonya dayanıklılığında ödün verilmemesi için 3 mm kalınlığında hazırlanmıştır.

Zirkonya alt yapı restorasyonların uzun dönemli fonksiyonel, biyolojik ve estetik gereksinimleri yerine getirebilmesi için güçlendirilmiş alt yapı ve estetik üst yapı arasındaki seramik bağlantının başarılı olması gerekmektedir (222). Zirkonyanın saydamlık konusunda yetersiz olması, restorasyonların daha estetik sonuçlanması için zirkonyanın felspatik porselen ile kaplanmasını gerekli kılmıştır.

Üst yapı porseleni alt yapı üzerine uygulandıktan sonra restorasyonlarda dayanıklılıkta azalma, debonding ve porselende atma gibi sorunlara yol açabilecek iç kusurlar oluşabilmektedir (172).

Posterior dişlerde zirkonya alt yapı üzerine üst yapı porseleni uygulanması dayanıklılık için yeterli bulunmamaktadır ve okluzal kuvvetler altında çoğunlukla porselen ayrılmasıyla sonuçlanmaktadır (172). Zirkonya ile veneer seramikler arası bağlanma kuvvetini artırmak için yapılan yüzey işlemleri yüzeye ekleme veya yüzeyden eksiltme yoluyla yapılmaktadır (9). Zirkonya ve veneer seramik arasındaki mikromekanik bağlantı dayanımını artırmak amacıyla zirkonya yüzeyine alüminyum oksit ile kumlama, asit ile pürüzlendirme, aşındırma, plazma sprej uygulaması, ısı uygulaması, tribokimyasal silika kaplama, lazer ile pürüzlendirme, zirkonyum oksit tozu ile kaplama ve liner materyalinin uygulanması gibi birçok yüzey işlemi uygulanmaktadır (9-11). Bağlantıyı artırmak amacıyla yapılan bu işlemler zirkonya alt yapı yüzeyinin mikromekanik retansiyonunu artırmaya yönelik işlemler olmaktadır. Ancak bu uygulamalar sonucu ortaya çıkabilen küçük çatlaklar ve faz değişimleri zirkonya seramiklerin mekanik özelliklerinde istenmeyen değişikliklere neden olabilmektedir (223). Bu durum da zirkonya-veneer seramik arası bağlantının bozulmasına ve delaminasyona neden olmaktadır. Birçok in vitro ve in vivo çalışma Y-TZP ve veneer seramiği arasındaki bağlantıda adeziv ve koheziv başarısızlık bildirilmiştir (224, 225). Bu nedenle bizim çalışmamızda zirkonya alt yapı ve veneer seramiği arasındaki bağlanma kuvvetini artırmak için yapılan kumlama, farklı çeşit ve çıkış gücünde uygulanan lazerler (Nd: YAG lazer, Er, Cr: YsGG lazer, Ultrahızlı fiber lazer) gibi yüzey işlemlerinin yüzey pürüzlülüğüne ve bağlanma dayanımına olan etkisinin kontrol grubuyla karşılaştırmalı olarak incelenmesi amaçlanmıştır. Ayrıca; zirkonya alt yapıya uygulanan bu farklı yüzey işlemlerinin metal primer uygulaması ile beraber zirkonya ve üst yapı seramiği arasındaki makaslama bağlanma dayanımına olan etkisini değerlendirmek de bir diğer amacımız olmuştur.

Zirkonya yüzeyine uygulanan yüzey işlemleri yüzeyi debristen temizlemek, mikroskobik seviyede yüzey pürüzlülüğünü ve yüzey enerjisini artırarak ıslanabilirliği artırmak amacıyla uygulanır (226). Kumlama temiz ve aktif porselen yüzeyi elde etmek ve mikromekanik retansiyon sağlamak için yaygın kullanılan yüzey işlemidir. Bu yöntem için genellikle alüminyum oksit ( $Al_2O_3$ ) partikülleri kullanılır. Kumlama zirkonya ve porselen arasında bağlantıyı arttırmak için günümüzde dahi sıklıkla kullanılan yüzey işlemidir. Her

ne kadar bazı çalışmalar kumlama işleminin zirkonya alt yapıli restorasyonlarda bağlanma dayanımını artırabildiğini bildirsede (11, 227), bazı araştırmalar kumlama işleminin bağlanma dayanımını etkilemediğini bildirmektedir (10). Yapılan çalışmalar kumlama ile yüzeyde mikroçatlakların oluştuğunu ve tetragonalden monoklinik (t-m) faza dönüşümün gerçekleşmesi ile materyalin mekanik özelliklerinin olumsuz yönde etkilendiğini bildirmektedir (223, 228-230). Zirkonya restorasyonların simantasyonundan önce pürüzlendirilmesinde daha çok 25, 50, 110 ya da 125 µm büyüklüğünde Al<sub>2</sub>O<sub>3</sub> kum kullanılmaktadır (231-233). Yüzey işlemlerinin zirkonya esaslı seramiklerin morfolojisine olan etkisinin araştırıldığı bir çalışmada 125 µm'lik Al<sub>2</sub>O<sub>3</sub> partikülleri ile yapılan kumlama işleminin yüzey işlemleri uygulanmayan kontrol gruplarına göre daha yüksek yüzey pürüzlülüğü sağladığı belirtilmiştir (233). Yine aynı çalışmada 125 µm'lik Al<sub>2</sub>O<sub>3</sub> partikülleriyle kumlama ile tribokimyasal kumlamanın zirkonya yüzeyine etkisini araştırmış ve her iki kumlamanında yüzeyi pürüzlendirmede etkili olduğunu bulmuşlardır. Ayrıca bu çalışmada en yüksek pürüzlülük değeri 125 µm'lik Al<sub>2</sub>O<sub>3</sub> partikülleriyle kumlama sonucu ortaya çıkmıştır (233). Bizim çalışmamızda hem materyal yüzeyinde pürüzlü bir yüzey oluşturmak hemde zirkonya alt yapı ile üst yapı porseleni arasındaki bağlantıya kumlamanın etkisini araştırmak için bir grup örneğimiz 125 µm partikül boyutundaki Al<sub>2</sub>O<sub>3</sub> tozu ile kumlama işlemine tabi tutulmuştur.

Teknolojinin gelişimiyle birlikte zirkonyanın simantasyonundan önce zirkonya restorasyonların simantasyonunu iyileştirmek ve zirkonya-seramik bağlantısının gücünü artırmak için kumlamaya alternatif olarak lazerler kullanılmaya başlanmıştır (230, 236). Lazerler zirkonya seramik bağlantısını artırmasına rağmen son çalışmalar kumlamanın bu bağlantıda Er: YAG lazer uygulamasından daha üstün olduğunu göstermiştir (230, 237). Bizde çalışmamızda kumlamaya alternatif olabilecek lazerleri ve zirkonya seramik bağlantısına etkisini inceledik.

Literatürde Nd: YAG lazer zirkonya yüzeyini pürüzlendirmek amacıyla kullanılmıştır. Akın ve ark. (238) Nd: YAG lazeri zirkonyum yüzeyine 20 Hz, 200 mJ ve 4 W olarak uygulamışlardır. Liu ve ark. (239) 1W, 2W, 3W çıkış güçlerinde 100 mJ ve 10 Hz olarak uygulamışlar ve 2W ve 3W çıkış güçlerinde pürüzlülük değerlerini daha yüksek bildirmişlerdir. Asadzadeh ve ark. (240) Nd: YAG lazeri ise zirkonya yüzeyine 3W çıkış gücünde 200 mJ ve 10 Hz olarak uygulamış ve yüzey pürüzlülüğünü artırdığını bildirmişlerdir. Ural ve ark. (241) ise yine Nd: YAG lazeri 2, 3, 4, 5 W çıkış güçlerinde

uygulamışlar ve en yüksek yüzey bağlanma dayanımını 2W uyguladıkları grupta bildirmişlerdir. Bizde bu bilgiler doğrultusunda Nd: YAG lazeri 2W ve 3W çıkış güçlerinde 100 mJ ve 20 Hz uyguladık.

Ghasemi ve ark. (242) Er, Cr: YsGG lazeri zirkonya yüzeylerine 3W-2W çıkış güçlerinde uygulamışlardır ve Er, Cr: YsGG lazeri yüksek enerji seviyelerinde uyguladıklarında zirkonya yüzeyinde karbonizasyon alanlarının oluştuğunu ve bu alanların yüzeye zarar verdiğini bildirmişlerdir (242). Ozevcimen ve ark. (243) Er, Cr: YsGG lazeri zirkonya yüzeyine 3W çıkış gücünde 8 Hz, 15 Hz ve 20 Hz değerlerinde uygulamışlardır ve 3W çıkış gücünde 20 Hz uygulanan grupta daha yüksek pürüzlülük değeri bildirmişlerdir. Kirmali ve ark. (244) ise Er, Cr: YsGG lazeri 1W, 2W, 3W, 4W, 5W, 6W çıkış gücünde uygulamışlar ve lazeri 4W, 6W çıkış gücünde uyguladıklarında en yüksek bağlanma dayanımını bildirmişlerdir. Biz de çalışmamızda Er, Cr: YsGG lazeri 3W ve 4W çıkış güçlerinde 20 Hz uyguladık.

Ateş ve ark. (163) rezin siman ve titanyum arasındaki bağlantı dayanımını inceledikleri çalışmalarında ultrahızlı fiber lazer uygulamasını 20W çıkış gücünde, 100 kHz ve 1 mJ yapmışlar ve ultrahızlı fiber lazeri yüzey pürüzlendirmede kumlamaya alternatif olarak bildirmişlerdir. Garcia ve ark. (245) zirkonya yüzeyini pürüzlendirmek için ultrahızlı fiber lazeri 20W çıkış gücünde ve 1 kHz uygulamışlardır. Biz de çalışmamızda ultrahızlı fiber lazeri 10W ve 20W çıkış güçlerinde 1 mJ, 100 kHz uyguladık.

Literatürde yüzey pürüzlülüğünü arttırmak amacıyla genelde aşındırma yöntemi ile yapılan yüzey işlemleri önerilmektedir. Ancak zirkonya yüzeyinden aşındırarak eksiltme zirkonyanın tetragonal yüzeyine zarar verebilir düşüncesiyle zirkonya yüzeyine katkı maddesi ekleme tekniği de kullanılmıştır. Bu tekniğin de yararlı olabileceği bildirilmiştir (246). Chen ve Suh'un (247) son yıllarda yapılan çalışmalarında Metal/Zirconia Primer (Ivoclar-Vivadent, Schaan, Liechtenstein), MonobondPlus (Ivoclar-Vivadent), Clearfil Ceramic Primer (Kuraray, Tokyo, Japonya), Signum Zirconia Bond (Heraeus Kulzer, Hanau, Almanya), AZ Primer (ShofuInc, Kyoto, Japonya) ve Zprime Plus (Bisco, Schaumburg, IL, ABD) gibi fosfat monomer içeren zirkonya primerler rezin siman zirkonya bağlantı dayanıklılığını hem başlangıçta hemde uzun dönemde önemli miktarda arttırmakta olduğu bildirilmiştir. Yapılan başka bir çalışmada ise metal alaşımlar için üretilmiş olan çeşitli metal primerlerin (Metaltite, Tokuyama, Tokyo, Japonya; Metal PrimerII, GC, Tokyo, Japonya; Alloy Primer, Kuraray, Tokyo, Japonya; Total Bond,

Parkell, NY, ABD) zirkonya-rezin siman bağlantısına etkisi incelenmiş ve metal primerlerin uzun dönemde zirkonya-rezin siman arasındaki bağlantı dayanıklılığını arttırmadığı bildirilmiştir (248). Korkmaz ve ark. (249) zirkonya ve dental porselen arasındaki bağlanma dayanımını inceledikleri çalışmalarında metal primerin zirkonya ve dental porselen arasındaki bağlanma dayanımını artırdığını bildirmişlerdir.

Bugüne kadar literatürde metal primer uygulaması ile alakalı bilgiler kesin sonuca varamadığından bizim çalışmamızda metal primer uygulamasının zirkonya ve porselen arasındaki bağlantıya etkisi incelendi. Metal primer yüzey işlemleri yapıldıktan sonra her bir gruptaki örnek sayısının yarısına uygulandı. Bizde çalışmamızda Korkmaz ve ark. (249) benzer olarak herbir grubun kendi içerisinde metal primer uygulanan gruplarda zirkonya ve porselen arasındaki bağlanma dayanımını artırdığını tespit ettik.

Zirkonya alt yapı ve üst yapı seramikleri arasındaki bağlanma kuvvetini değerlendiren herhangi bir standart olmadığından dolayı araştırmamızda ISO'nun diş dokularına bağlanma deneyi için hazırladığı TR 11405 No'lu spesifikasyonu kullanılarak (208) örneklerin bağlanma yüzeyi 5 mm ve yüksekliği 3 mm olarak hazırlandı.

İn-vitro çalışmalarda ağız içini taklit etme yöntemlerinden birisi de termal yaşlandırma uygulamasıdır. Hashimoto ve ark. (250) yaptıkları in- vivo bir çalışmada su içinde 5°C-55°C arasında yapılan 1000 sıklusun 1 yıllık oral fonksiyona karşılık geldiğini söylemişlerdir. Başka bir çalışmada da 5000 devirlik termal yaşlandırma prosedürünün yaklaşık olarak altı aylık klinik kullanımı yansıttığı bildirilmiştir (194). Bizim çalışmamızda da hazırlanan örneklerle 5°C-55°C'lik su banyosunda 5000 termal yaşlandırma uygulaması yapıldı.

Zirkonya yüzeyine uyguladığımız farklı yüzey işlemleri neticesinde zirkonya seramiklerin yüzeylerinde değişimler oluşmaktadır. Yüzey pürüzlülüğünün zirkonya ile porselen arasındaki bağlantıda etkili olduğu daha önce yapılan çalışmalarda gösterilmiştir (251). Bu çalışmada pürüzlendirme işlemi yapılan yüzeylerin yüzey pürüzlülüğünün tespiti amacıyla Profilometre cihazı kullanıldı. Bu cihazlar yüzey pürüzlülüğünün iki boyutlu ölçümünü sağlayan pürüzlülük ile ilgili rakamsal değer verebilen ve kullanımı kolay olan cihazlardır (234).

İki materyal arasındaki bağlanma dayanımını öğrenmek için bağlanma dayanım değerlerinin tespiti gerekir. Dental materyallerin klinik kullanımlarının ve etkinliklerinin değerlendirilmesi amacıyla kesme (shear), çekme (tensile), mikro-çekme (mikro-tensile),



mikro-kesme (mikro-shear) testleri bağlanma dayanımı tespitinde sıklıkla kullanılmaktadır (252). Makaslama bağlantı testi örneklerin kolay hazırlanabilmesi, çabuk sonuç alınabilmesi, örnek boyutlarının kontrol altında tutulabilmesi gibi avantajlarından dolayı bağlantı direncinin tespitinde en yaygın kullanılan test yöntemlerinden birisidir (127). Bu nedenle bizim çalışmamızda makaslama bağlantı testi kullanıldı. Makaslama bağlantı testinden sonra kopma tipinin tespiti için Steromikroskop kullanıldı. Başarısızlık tipleri; adeziv (zirkonya ve seramik arasında tam ayrılma), koheziv (zirkonya veya seramiğin kendi içinde olan ayrılma) veya miks (adeziv ve koheziv başarısızlık birlikte) olarak değerlendirildi.

Zirkonya ve veneer porseleni arasındaki bağlanma dayanımını artırmak ve iyileştirmek için zirkonya yüzeylerini pürüzlendirmede kumlama işlemi sıklıkla kullanılmaktadır. Yapılan çalışmaların çoğunda kumlama işleminin zirkonya-veneer porseleni arasındaki bağlantıyı artırdığı belirtilmiştir (236, 238). Biz de çalışmamızda metal primer uygulanan ve uygulanmayan kumlama işlemi yapılan grupların kontrol grubuna göre bağlanma dayanımını istatistiksel olarak anlamlı şekilde artırdığını tespit ettik ( $p < 0.001$ ). Henriques ve ark. (253) zirkonya ve veneer seramikler arasındaki bağlanma dayanımına Nd: YAG lazerin geleneksel kumlama işlemine göre etkisini inceledikleri çalışmalarında Nd: YAG lazerin kumlama işlemine kıyasla bağlanma dayanımını önemli ölçüde artırdığını bildirmişlerdir. Liu ve ark. (239) yaptığı çalışmada kumlama işleminin zirkonya yüzeyini Nd: YAG lazere göre daha fazla pürüzlendirdiğini ve zirkonya ile rezin siman arasındaki bağlanma dayanımı da artırdığını bildirmişlerdir. Asadzadeh ve ark. (240) Nd: YAG lazerin zirkonya seramiklerle rezin siman ve cam iyonomer siman arasındaki bağlantı dayanımına etkisinin incelendiği bir çalışmada Nd: YAG lazerin rezin siman-zirkonya bağlantısını önemli derecede artırdığı bildirmişlerdir. Kasraei ve ark. (254) zirkonya-rezin siman arasındaki makaslama bağlanma dayanımına CO<sub>2</sub> ve Nd: YAG lazerlerin etkisini incelemişler ve yaşlandırma sonrasında her iki lazer uygulamasının bağlanma dayanımını artırdığını bildirmişlerdir. Biz çalışmamızda Nd: YAG lazerin 2W ve 3W olarak uygulandığı gruplar ile kumlama işlemi yapılan grubun yüzey pürüzlülüğünü benzer oranda artırdığını tespit ettik. Metal primer uygulanan veya uygulanmayan kumlama işlemi yapılan grupların bağlanma dayanımı değerlerini Nd: YAG lazerin 2W ve 3W olarak uygulandığı gruplardan daha fazla artırdığı tespit edildi.

Zirkonya seramiklere kumlama, CO<sub>2</sub> lazer, Er, Cr: YsGG lazer uygulanan bir çalışmada kumlamanın zirkonya ile rezin siman arasındaki bağlanma dayanımını lazerlerin her ikisinden de fazla artırdığı tespit edilmiştir (252). Zirkonya yüzeyine kumlama işlemi yapılan ve Er, Cr: YsGG lazer uygulanan bir çalışmada yüzey işlemlerinin ve termal yaşlandırmanın bağlanma dayanımına etkisi araştırılmıştır. Bu çalışmada bağlanma dayanımı için kontrol, kumlama ve Er, Cr: YsGG lazer gruplarında önemli bir farklılık oluşmadığı bildirilmiştir (243). Kırmali ve ark. (244) zirkonya ve veneer seramik arasındaki bağlantıya Er, Cr: YsGG lazerin etkisini inceledikleri çalışmalarında kontrol, kumlama ve Er, Cr: YsGG lazer (1W, 2W, 3W, 4W, 5W, 6W) gruplarını oluşturmuşlardır. Bizim çalışmamıza benzer olan Er, Cr: YsGG lazeri 3W, 4W çıkış güçlerinde uyguladıklarında bağlanma dayanımını kontrol grubundan yüksek, kumlama işlemi yapılan gruptan düşük olduğunu bildirmişlerdir. Biz de çalışmamızda Er, Cr: YsGG lazeri 3W ve 4W olarak uyguladığımız gruplar için metal primer uygulamadığımızda bağlanma dayanımını kontrol grubundan yükek tespit ettik ancak aradaki fark istatistiksel olarak anlamlı değildi. Er, Cr: YsGG lazeri 3W ve 4W olarak uyguladığımız gruplar için metal primer uygulamadığımızda bağlanma dayanımını kumlama işlemi yapılan gruptan düşük tespit ettik (p<0.001).

Dental lazerlerle yapılan yüzey işlemi malzeme üzerinde istenen etkiyi sağlamadığından etkiyi arttırmak için daha güçlü lazerler gerekli olmaktadır. Fiber lazerler iyi ışın kalitesine sahiptir, yüzeylerden kolayca emilirler ve kısa pulse uzunlukları ile ısı etkisi olmadan yüzey işlemi sağlarlar (25, 27 36, 37). Bu lazerler yüksek hıza sahiptirler, düşük maliyetlidirler ve yüzeyde küçük modifikasyonlar oluştururlar (160). Bu avantajlar son yıllarda malzeme işlemede fiber lazerlerin tercih edilmesine yol açmıştır (23, 24 36, 37). Ancak fiber lazerlerin diş hekimliğinde kullanımları ile ilgili çalışmalar sınırlıdır ve son dönemlerde kullanım alanı bulmaya başlamıştır. Ultrahızlı fiber lazerler dental uygulamalarda daha çok implantların yüzeylerini pürüzlendirme ve şekillendirme işleminde kullanılmaktadır (160-162).

Ateş ve ark. (163) yaptıkları bir çalışmada ultrahızlı fiber lazerin metal yüzeyleri pürüzlendirmede kumlama işlemine alternatif bir yöntem olabileceğini belirtmişlerdir. Yapılan bir çalışmada zirkonya yüzeylerini pürüzlendirmede Yb: Fiber lazer uygulamasının pürüzlülüğü önemli ölçüde artırdığı ve yüzey işlemi olarak kullanılabilceği önerilmektedir (173). Biz de çalışmamızda yüzey pürüzlülüğünü ultrahızlı fiber lazeri 10W

ve 20W olarak uyguladığımız gruplarda kumlama işlemi yapılan gruba göre istatistiksel olarak anlamlı şekilde yüksek tespit ettik ( $p < 0.001$ ). Bu sonuçlara göre ultrahızlı fiber lazer uygulamasının zirkonya yüzeylerini pürüzlendirmede kumlamaya alternatif olabileceği düşünülmektedir. Daha önce yapılan bir çalışmada femtosaniye lazerlerin rezin siman ve zirkonya arasındaki bağlanma kuvvetini arttırmada diğer lazerlerden daha yüksek bağlanma kuvveti sağladığı bildirilmiştir (37). Başka bir çalışma femtosaniye lazer tedavisinin zirkonya ve metal braketler arasındaki bağı arttırdığını bildirmişken (25), Tatal ve ark. (24) ise femtosaniye lazer uygulamasının post ve rezin siman arasındaki bağı arttırmadığını bildirmişlerdir (24). Fiber lazerin akrilik rezin ve titanyum arasındaki bağlantıya etkisinin incelediğimiz bir çalışmamızda fiber lazer uygulamasının tek başına kumlama işlemine benzer sonuçlar verdiği tespit edildi, fiber lazerin akrilik rezin ve titanyum arasındaki bağlanma dayanımını artırmak için kumlamaya alternatif olabileceği bildirildi (255). Zirkonya seramiklere femtosecond lazer, Nd: YAG, Er: YAG lazer uygulanan ve dental seramikler ile bağlantı dayanımının incelendiği bir çalışmada femtosecond lazerin zirkonya yüzeyinde en fazla pürüzlülük ve bağlantı değerini oluşturduğu bildirilmiştir (256). Yine aynı çalışmada bizim çalışmamıza benzer şekilde femtosecond lazer zirkonya seramiklerin yüzeyini pürüzlendirmede etkili bir işlem olarak sunulmuştur (256). Biz de çalışmamızda metal primer uygulanan ve uygulanmayan ultrahızlı fiber lazerin 10W ve 20W olarak uygulandığı gruplarda zirkonya ve porselen arasındaki bağlanma dayanımını kontrol grubundan yüksek kumlama işlemi yapılan gruba benzer tespit ettik.

Zirkonya-veneer seramik arası bağlantıyı artırmak amacıyla yapılan yüzey işlemleri sonucu seramik yüzeyinde pürüzlülük, plastik deformasyon, yüzey çatlakları ve rezidüel stres oluşumu gibi değişikliklerle beraber tetragonal-monoklinik faz değişimi de meydana gelmektedir (257). Bu çalışmada uygulanan yüzey işlemleri sonucu zirkonyanın yüzeyinde meydana gelen faz değişim miktarının hesaplanmasında materyalin yapısını bozmaması, kullanımının basit olması gibi avantajlarından dolayı geleneksel bir yöntem olan XRD yöntemi kullanıldı. Kontrol grubuna kıyasla diğer grupların zirkonya yüzeyinde XRD analizi sonucunda göreceli olarak daha fazla miktarda monoklinik zirkonya tespit edildi. Zirkonya seramiği üzerine kumlama işlemi ve lazer uygulanan bir çalışmada da yüzey işlemlerinin monoklinik zirkonya oranını yüksek derecede artırdığı bildirilmiştir (251). Bu artan monoklinik zirkonyanın malzemenin mekanik özellikleri üzerindeki etkisi daha ileri çalışmalarla sorgulanmalıdır.

Metal primerler saf metal ve metal alaşımlarla kuvvetli bağlantı kurarlar çünkü metal yüzeyindeki oksitlere yatkındırlar. Zirkonya yüzeyi titanyum yüzeyine benzer şekilde kolaylıkla ince bir pasif oksit tabakası ile kaplanmaktadır (258). Böylece zirkonya yüzeyi metallerin yüzey özelliklerine benzer bir hal almakta ve metal primer uygulanması için elverişli duruma gelmektedir (258). Son yıllarda rezin simanların silikadan yoksun zirkonya yüzeyine bağlantılarını arttırmak için 10 metakriloksidil dihidrojen fosfat (MDP) gibi organofosfat monomerleri içeren bağlantı ajanları veya primerler kullanılmaktadır (247, 259). Rezin siman ve zirkonya arasındaki bağlanma dayanımını inceleyen bir çalışmada uygun metal primer ve hava aşındırması beraber kullanıldığında bağlanma dayanımını artırmada etkili bir yöntem olduğu bildirilmiştir (260). Korkmaz ve ark. (249) zirkonya yüzeyine kumlama, seramik primer ve alloy primer uyguladıkları bir çalışmada metal primerin zirkonya ve dental seramik arasındaki bağlanma dayanımını artırdığını bildirmişlerdir. Metal primerin zirkonya ve rezin siman arasındaki bağlanma dayanımına etkisi üzerine araştırmalar yapılmıştır ancak zirkonya ve dental seramikler arasındaki bağlanma dayanımını artırıp artırmayacağı sorusu hala netlik kazanamamıştır. Korkmaz ve ark. (249) çalışmasına benzer olarak bizim çalışmamızda da metal primer uygulaması tüm gruplarda bağlanma dayanımını artırmıştır. En yüksek bağlanma dayanımı değeri metal primer uygulanan kumlama işlemi yapılan grupta tespit edilmiştir.

Zirkonya alt yapılar üzerine farklı yüzey işlemlerinin etkilerini inceleyen çalışmalarda uygulanan yüzey işlemlerinin zirkonya alt yapı üzerinde oluşturduğu morfolojik değişikliklerin ve kopma alanları incelenirken iyi detayların alınmasında TEM kullanılmaktadır. Bu inceleme kırık yüzeylerin topografisi, kırığın başlangıç noktası ve yayılımı hakkında bilgi elde edilmesine, yükleme karakteristiğinin ve yerel streslerle mikroyapısal etkileşimin tanımlanmasına olanak sağlamaktadır. Kopma yüzeylerinin elemental analizi amacıyla EDS kullanılmaktadır ve yüzeyde hangi elementin hangi oranda bulunduğuna ilişkin bilgi sağlamaktadır. Bu çalışmada EDS yöntemi yüzey işlemi uygulanıp makaslama bağlanma testi uygulanan örneklerdeki kopma yüzeylerinin element içeriğinin incelenmesi amacıyla kullanıldı. Bu şekilde yüzey işlemi sonrası kopma yüzeylerinde meydana gelen elementer değişim ve yüzeyde porselen kalıp kalmadığı doğrulanmış oldu.

Ünal'ın (173) tez çalışmasında kumlama yapılan örneklerde TEM incelenmesinde pürüzlü yapının izlendiği ancak ultrafast lazer uygulanan örneklerde daha belirgin bir

pürüzlülük görüldüğü bildirilmiştir. Ultrafast lazer uygulanan gruplarda çatlak görüntüsü bildirilmemektedir. Biz çalışmamızda bu çalışmaya benzer olarak kumlama yapılan örneklerde örnek yüzeyinde daha girintili çıkıntılı bir yapı tespit ettik. Yine bu çalışmaya benzer şekilde ultrahızlı fiber lazer uygulaması yapılan zirkonya örneklerin TEM görüntüsünde tanecikler arasında ciddi derinlik farkı tespit ettik. Bu durum bize diğer yüzey pürüzlendirme yöntemleri ile karşılaştırıldığında ultrahızlı fiber lazer uygulamasının yüzeyde daha fazla pürüzlülük oluşturduğuna işaret etmektedir. Bu sonuç bulduğumuz yüzey pürüzlülüğü değerleriyle de örtüşmektedir. Ancak bizim çalışmamızda ultrahızlı fiber lazerin 10W ve 20W olarak uygulandığı grupların x3000' lik görüntüsünde yüzeyde çatlak görünümü tespit edildi. Çatlak görüntüsü X500' lik büyütmede tespit edilmedi. Bizim örneklerimizde çatlak oluşumu farklı çıkış gücünde ve farklı tip ultrahızlı fiber lazer kullanmamıza bağlanabilir. Çatlak oluşumu yüzey işlemi sırasında ortaya çıkabilecek potansiyel bir problemdir. Lazer uygulama esnasında yüzeydeki iyon, elektron ve atomların yüzeysel emisyonu sonucunda seramik yüzey sıcaklığı artar (241). Bu yüksek sıcaklık ile yüzeyde baskı artar ve mikroçatlak oluşabilir (261). Bu mikroçatlaklar zirkonya direncini azaltabilir (251). Mutluay ve ark. (262) yaptıkları bir çalışmada zirkonya üzerine farklı çıkış güçlerinde (5, 12, 17 ve 20W) fiber lazer uygulamış ve 5W hariç diğer gruplarda bizim çalışmamıza benzer şekilde mikroçatlak gözlemlemişlerdir. Ultrahızlı fiber lazerin sebep olduğu bu mikroçatlak oluşumunun etkilerinin değerlendirilebilmesi için ileri çalışmalar gerekmektedir.

Yapılan bazı çalışmalarda kopma yüzeyleri adeziv, koheziv ve miks olarak sınıflandırılmıştır (263). Bizim çalışmamızda da kopma yüzeyleri bu şekilde sınıflandırılmıştır. Makaslama bağlanma dayanımı değerinin en yüksek olduğu metal primer uygulanan kumlama grubunda koheziv kopma hiç görülmezken miks kopma en fazla görünen başarısızlık tipi olmuştur. Makaslama bağlanma dayanımı değerinin en düşük olduğu metal primer uygulanmayan kontrol grubunda koheziv kopmaya hiç rastlanmadı. Bu grupta en fazla adeziv tip başarısızlık gözlemlendi. Dolayısıyla kopma şekli bulguları ile makaslama bağlanma dayanımı testi bulguları paralellik göstermiştir.

Bu in vitro çalışmanın limitasyonları olarak termal yaşlandırma uygulaması yapılmasına rağmen ağız içindeki sıvıların, ağız ortamı ıslasının, pH değişiminin ve okluzal yüklerin in vitro çalışma ortamı ile birebir yansıtılamayışı söylenebilir. Çeşitli faktörler

sonuçları etkilediği için, lazerlerin farklı çıkış güçlerinde kullanılmasıyla ve farklı metal primerler ile kombine edilmesiyle daha kesin sonuçlara ulaşılabilecektir.

Bu in-vitro çalışmanın limitleri dahilinde elde edilen bulgular ışığında aşağıdaki sonuçlara ulaşılmıştır.

1. Zirkonya alt yapıya uygulanan farklı yüzey işlemleri zirkonya-veneer porselen arasındaki bağlanma dayanımını etkilemiştir.
2. En yüksek bağlanma dayanımı kumlama işleminin ardından metal primer uygulanan grupta tespit edilmiştir. Zirkonya yüzeylerini pürüzlendirmede kumlama işlemi standart bir işlem olarak uygulanabilir.
3. Metal primer uygulanan veya uygulanmayan tüm gruplarda Nd: YAG, Er, Cr: YsGG (Er, Cr: YsGG 4W+ MP hariç) ultrahızlı fiber lazer uygulamaları tüm atım güçlerinde kontrol grubuna kıyasla daha yüksek bağlantı dayanım değerleri oluşturmuşlardır. Bu durum metal primer uygulama işlemine bağlı olmaksızın lazerle yüzey pürüzlendirmenin zirkonya-veneer seramik bağlantısını artırdığını göstermiştir.
4. Tüm gruplarda metal primer uygulama işlemi bağlanma dayanımı değerlerini istatistiksel olarak anlamlı derecede artırmıştır. Bu yüzden metal primer uygulaması zirkonya ve veneer seramik bağlantısını iyileştirmek için tercih edilebilir bir yöntem olabilir.
5. Aynı lazerler farklı çıkış gücünde uygulandıklarında hem yüzey pürüzlülüğü hemde bağlanma dayanımı için benzer sonuçlar göstermiştir. Uygulanan lazerlerin çıkış güçleri ilave çalışmalarla çeşitlendirilerek daha kesin sonuçlara ulaşılabilir.
6. Ultrahızlı fiber lazer uygulaması bağlantı dayanımı açısından kumlama işlemine yakın sonuçlar sergilemiştir. Bu yüzden ultrahızlı fiber lazer uygulama zirkonya-veneer porselen arasındaki bağlantı dayanımını artırmada kumlamaya alternatif olarak gösterilebilir.
7. Ultrahızlı fiber lazer uygulamalarının zirkonya alt yapı ile veneer porseleni arasındaki bağlantı dayanımına etki mekanizmasının tam olarak anlaşılabilmesi için ilave çalışmalara ihtiyaç vardır.

## 6. KAYNAKLAR

1. Tinschert J, Zvez D, Marx R, Anusaviceet KJ (2000). Structural reliability of alümina feldspar-, leucite-, mica-and zirconia-based ceramics. *Journal of Dentistry* 28(7): 529-535.
2. Fischer J, Kuntze C, Lampert FJQI (1997). Modified partial coverage ceramics for anterior teeth: A new restorative method. *Quintessence International* 28(5): 293-299.
3. Özcan M, Akkaya AJTJ (2002). New approach to bonding all-ceramic adhesive fixed partial dentures: a clinical report. *The Journal of Prosthetic Dentistry* 88(3): 252-254.
4. Van Meerbeek B, Peumans M, Poitevin A, Mine A, Van Ende A, Neves A, NDe Munck J (2010). Relationship between bond-strength tests and clinical outcomes. *Dental Materials* 26(2): 100-121.
5. Kang SH, Akkaya A (2013). Flexural strength and microstructure of two lithium disilicate glass ceramics for CAD/CAM restoration in the dental clinic. *The Journal of Prosthetic Dentistry* 38(3): 134-140.
6. Luthardt RG, Holzhüter MS, Rudolph H, Herold V, Walter MH (2004). CAD/CAM-machining effects on Y-TZP zirconia. *Dental Materials* 20(7): 655-662.
7. Guess PC, Kulis A, Witkowski S, Wolkewitz M, Zhang Y, Strub JR (2008). Shear bond strengths between different zirconia cores and veneering ceramics and their susceptibility to thermocycling. *Dental Materials* 24(11): 1556-1567.
8. Sailer I, Feher A, Filser F, Lüthy H, Gauckler LJ, Schärer P, Hämmerl CHF (2006). Prospective clinical study of zirconia posterior fixed partial dentures: 3-year follow-up. *Quintessence International* 37(9): 685-686.
9. Teng J, Wang H, Liao Y, Liang X (2012). Evaluation of a conditioning method to improve core veneer bond strength of zirconia restorations. *The Journal of Prosthetic Dentistry* 107(6): 380-387.
10. Fischer J, Grohmann P, Stawarczyk B (2008). Effect of zirconia surface treatments on the shear strength of zirconia/veneering ceramic composites. *Dental Materials Journal* 27(3): 448-454.

11. Liu D, Matinlinna J P, Tsoi JKH, Pow EH, Miyazaki T, Shibata Y, Kan CW (2013). A new modified laser pretreatment for porcelain zirconia bonding. *Dental Materials* 29(5): 559-565.
12. McLaren EA, Cao PT (2009). Ceramics in dentistry-part I: classes of material. *Inside Dentistry* 5(9): 94-103.
13. Anusavice KJ, Shen C, Rawls HR (2012). *Phillips' science of dental materials*. Elsevier Health Sciences 418-473.
14. O'Brien WJ (2002). *Dental materials and their selection*. Quintessence Publishing Co. Inc. Chicago 113-131.
15. McLean JW (2001). Evolution of dental ceramics in the twentieth century. *Journal of Prosthetic Dentistry* 85(1): 61-66.
16. Sakaguchi RL, Powers JM (2012). *Craig's restorative dental materials-e-book*. Elsevier Health Sciences 142-155.
17. McLean JW (1979). The science and art of dental ceramics. The nature of dental ceramics and their clinical use 79-82.
18. McCabe JF, Nayır EH (1999). *Diş Hekimliği Maddeler Bilgisi Baskı*. İstanbul: İÜ Basımevi 110-115.
19. McLean JW. (1980). The Science and art of dental ceramics volume II, bridge design and laboratory procedures in dental ceramics 7(2): 189-241.
20. Zaimoğlu A, Can G, Ersoy E, Aksu L (1993). *Diş hekimliğinde maddeler bilgisi*. AÜ Basımevi, Ankara 515-516.
21. Özkan Y, Uludamar A, Evren BA, Gozneli R (2012). Metal-seramik sistemlerde estetik başarıyı sağlamak için önerilen teknikler. *Cumhuriyet Dental Journal* 15(4): 348-356.
22. Albakry M, Guazzato M, Swain MV (2003). Biaxial flexural strength, elastic moduli, and x-ray diffraction characterization of three pressable all-ceramic materials. *The Journal of Prosthetic Dentistry* 89(4): 374-380.
23. Brochu JF, El Mowafy O (2002). Longevity and clinical performance of IPS-Empress ceramic restorations-a literature review. *Journal of the Canadian Dental Association* 68(4): 233-238.



24. Tatal Z, Yamaner IDŞ, Tuncer EB (2015). Dental seramiklerin tarihsel gelişimi. Atatürk Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi 10(10): 157-166.
25. Hondrum SO (1992). A review of the strength properties of dental ceramics. The Journal of Prosthetic Dentistry 67(6): 859-865.
26. Bayındır F, Uzun AGDİH (2007). Tam seramik kuron sistemleri. Atatürk Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi 2: 33-42
27. Coşkun A, Yaluğ S (2002). Metal desteksiz porselen sistemleri. Cumhuriyet Üniversitesi Dişhekimliği Fakültesi Dergisi 5(2): 97-102.
28. Kelly JR, Nishimura I, Campbell SD (1996). Ceramics in dentistry: historical roots and current perspectives. The Journal of Prosthetic Dentistry 75(1): 18-32.
29. Silva RHBT, Ribeiro APD, Catirze ABCE, Pinelli LAP, Fais LMG (2009). Clinical performance of indirect esthetic inlays and onlays for posterior teeth after 40 months. Brazilian Journal of Oral Sciences 8(3): 154-158.
30. Uctasli S, Wilson HJ, Unterbrink G, Zaimoglu A (1996). The strength of a heat-pressed all-ceramic restorative material. Journal of Oral Rehabilitation 23(4): 257-261.
31. Moffa JP (1988). Clinical evaluation of castable ceramic material. Three-year study {IADR abstract 43}. Journal of Dental Research 67, 118-119.
32. Kelly JR (1997). Ceramics in restorative and prosthetic dentistry. Annual review of materials science 27(1): 443-468.
33. Sjögren G, Lantto R, Tillberg A (1999). Clinical evaluation of all-ceramic crowns (Dicor) in general practice. The Journal of Prosthetic Dentistry 81(3): 277-284.
34. Seghi RR, Sorensen JA, Seghi RR, Sorensen JA (1995). Relative flexural strength of six new ceramic materials. International Journal of Prosthodontics 8(3): 239-246.
35. Giordano II R A, Pelletier L, Campbell S, Pober R (1995). Flexural strength of an infused ceramic, glass ceramic, and feldspathic porcelain. The Journal of Prosthetic Dentistry 73(5): 411-418.
36. Wall JG, Cipra DL (1992). Alternative crown systems. Is the metal-ceramic crown always the restoration of choice?. Dental Clinics of North America 36(3): 765-782.

37. Thompson JY, Anusavice KJ, Naman A, Morris HE (1994). Fracture surface characterization of clinically failed all-ceramic crowns. *Journal of Dental Research* 73(12): 1824-1832.
38. Powers JM, Sakaguchi RL, Craig RG (2012). *Craig's restorative dental material*. Philadelphia, PA: Elsevier/Mosby 51-96.
39. Guazzato M, Albakry M, Swain MV, Ironside J (2002). Mechanical properties of In-ceram alumina and In-ceram zirconia. *International Journal of Prosthodontics* 15(4): 339-346.
40. Raigrodski AJ (2004). Contemporary materials and technologies for all-ceramic fixed partial dentures: a review of the literature. *The Journal of Prosthetic Dentistry* 92(6): 557-562.
41. Wagner WC, Chu TM (1996). Biaxial flexural strength and indentation fracture toughness of three new dental core ceramics. *The Journal of Prosthetic Dentistry* 76(2): 140-144.
42. Dickinson AJ, Moore BK, Harris R.K, Dykema RW (1989). A comparative study of the strength of aluminous porcelain and all ceramic crowns. *Journal of Prosthetic Dentistry* 61(3): 297-304.
43. Heffernan MJ, Aquilino SA, Diaz-Arnold AM, Haselton DR, Stanford CM, Vargas MA (2002). Relative translucency of six all-ceramic systems. Part I: core materials. *The Journal of Prosthetic Dentistry* 88(1): 4-9.
44. Heffernan MJ, Aquilino SA, Diaz-Arnold AM, Haselton DR, Stanford CM, Vargas MA (2002). Relative translucency of six all-ceramic systems. Part II: core and veneer materials. *The Journal of Prosthetic Dentistry* 88(1): 10-15.
45. Sundh A, Molin M, Sjögren G (2005). Fracture resistance of yttrium oxide partially-stabilized zirconia all-ceramic bridges after veneering and mechanical fatigue testing. *Dental Materials* 21(5): 476-482.
46. Piconi C, Maccouro G (1991). Zirconia as a ceramic biomaterial. *Journal of Applied Biomaterials and Biomechanics* 20(1): 1-25.
47. Rosenblum MA, Schulman A (1997). A review of all-ceramic restorations. *The Journal of the American Dental Association* 128(3): 297-307.

48. Cattell MJ, Clarke RL, Lynch EJR (1997). The transverse strength, reliability and microstructural features of four dental ceramics-Part I. *Journal of Dentistry* 25(5): 399-407.
49. Wen MY, Mueller HJ, Chai J, Wozniak WT (1999). Comparative mechanical property characterization of 3 all-ceramic core materials. *International Journal of Prosthodontics* 12(6): 534-541.
50. Şener ID, Türker ŞB (2009). Kimyasal yapılarına göre tam seramik restorasyonlar. *Atatürk Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi* 1: 61-67.
51. Chu SJ (2012). Current clinical strategies with lithium-disilicate restorations. *Compendium of Continuing Education in Dentistry* 33(1): 64-66.
52. Yalım B, Türker ŞB (2012). Klinikte tam seramik sistemler. *Atatürk Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi* 2: 76-90.
53. Wildgoose DG, Johnson A, Winstanley RB (2004). Glass/ceramic/refractory techniques, their development and introduction into dentistry: A historical literature review. *The Journal of Prosthetic Dentistry* 91(2): 136-143.
54. Bindl A, Mörmann WH (2002). An up to 5-year clinical evaluation of posterior In-Ceram CAD/CAM core crowns. *International Journal of Prosthodontics* 15(5): 451-456.
55. Chai J, Takahashi Y, Sulaiman F, Chong KH, Lautenschlager EP (2000). Probability of fracture of all-ceramic crowns. *International Journal of Prosthodontics* 13(5): 420-424.
56. Giray Z, Özkurt Z, Kazazoğlu E (2007). Zirkonyumun yapısı ve zirkonya alt yapıların üretim teknikleri. *Dentiss* 3: 34-8.
57. <http://www.sirona.com.tr/tr/>
58. Van Der Zel JM, Vlaar S, de Ruiter WJ, Davidson C (2001). The CICERO system for CAD/CAM fabrication of full-ceramic crowns. *The Journal of Prosthetic Dentistry* 85(3): 261-267.
59. Crispin BJ (1992). Computerized design and manufacturing of esthetic dental restorations. *Dental Clinics of North America* 36(3): 797-807.

60. Bachhav VC, Aras MA (2011). Zirconia-based fixed partial dentures: A clinical review. *Quintessence international* 42(2): 173-187.
61. Conrad HJ, Seong WJ, Pesun IJ (2007). Current ceramic materials and systems with clinical recommendations: a systematic review. *The Journal of Prosthetic Dentistry* 98(5): 389-404.
62. Bindl A, Lüthy H, Mörmann WH (2006). Strength and fracture pattern of monolithic CAD/CAM-generated posterior crowns. *Dental Materials* 22(1): 29-36.
63. Christensen GJ (2001). Computerized restorative dentistry: state of the art. *The Journal of the American Dental Association* 132(9): 1301-1303.
64. Strub JR, Rekow ED, Witkowski S (2006). Computer-aided design and fabrication of dental restorations: current systems and future possibilities. *The Journal of the American Dental Association* 137(9): 1289-1296.
65. Beuer F, Schweiger J, Edelhoff D (2008). Digital dentistry: an overview of recent developments for CAD/CAM generated restorations. *British Dental Journal* 204(9): 505-506.
66. Euán R, Figueras-Álvarez O, Cabratosa-Termes J, Oliver-Parra R (2014). Marginal adaptation of zirconium dioxide copings: influence of the CAD/CAM system and the finish line design. *The Journal of Prosthetic Dentistry* 112(2): 155-162.
67. Çelik G, Sarı T, Üşümez A (2013). Bilgisayar destekli diş hekimliği ve güncel CAD/CAM sistemleri. *Cumhuriyet Dental Journal* 16(1): 74-82.
68. Miyazaki T, Hotta Y, Kunii J, Kuriyama S, Tamaki Y (2009). A review of dental CAD/CAM: current status and future perspectives from 20 years of experience. *Dental Materials Journal* 28(1): 44-56.
69. Tinschert J, Natt G, Hassenpflug S, Spiekermann H (2004). Status of current CAD/CAM technology in dental medicine. *International Journal of Computerized Dentistry* 7(1): 25-45.
70. Cavalcanti AN, Foxton RM, Watson TF, Oliveira MT, Giannini M, Marchi GM (2009). Y-TZP ceramics: key concepts for clinical application. *Operative Dentistry* 34(3): 344-351.

71. Piconi C, Burger W, Richter HG, Cittadini A, Maccauro G, Covacci V, Marmo E (1998). Y-TZP ceramics for artificial joint replacements. *Biomaterials* 19(16): 1489-1494.
72. Bayramoğlu DE, Özkan Y (2012). Cam seramik restorasyonlar ve zirkonya alt yapılı seramik restorasyonların karşılaştırılması. *Atatürk Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi* 6: 110-123.
73. Raigrodski AJ (2004). Contemporary all-ceramic fixed partial dentures: a review. *Dental Clinics of North America* 48(2): 44-531.
74. Chevalier J (2006). What future for zirconia as a biomaterial?. *Biomaterials* 27(4): 535-543.
75. Blatz MB (2002). Long-term clinical success of all-ceramic posterior restorations. *Quintessence International* 33(6): 415-426.
76. Bultan Ö, Öngül D, Türkoğlu P (2010). Zirkonyanın mikroyapılarına ve üretim şekillerine göre sınıflandırılması. *Journal of Istanbul University Faculty of Dentistry* 44(3): 197-204.
77. Kohal RJ, Klaus G, Strub JR (2006). Zirconia implant supported all ceramic crowns withstand long term load: a pilot investigation. *Clinical Oral İmplants Research* 17(5): 565-571.
78. Glauser R, Sailer I, Wohlwend A, Studer S, Schibli M, Schärer P (2004). Experimental zirconia abutments for implant-supported single-tooth restorations in esthetically demanding regions: 4-year results of a prospective clinical study. *International Journal of Prosthodontics* 17(3): 285-290.
79. Christensen GJ (2007). Choosing an all-ceramic restorative material: porcelain-fused-to-metal or zirconia-based?, *The Journal of the American Dental Association* 138(5): 662-665.
80. Aboushelib MN, Dozic A, Liem JK (2010). Influence of framework color and layering technique on the final color of zirconia veneered restorations. *Quintessence International* 41(5): 84-89.
81. Guess PC, Schultheis S, Bonfante EA, Coelho PG, Ferencz JL, Silva NR (2011). All-ceramic systems: laboratory and clinical performance. *Dental Clinics* 55(2): 333-352.

82. Tinschert J, Natt G, Mautsch W, Augthun M, Spiekermann H (2001). Fracture Resistance of Lithium Disilicate, Alumina, and Zirconia-Based Three-Unit Fixed Partial Dentures: A Laboratory Study. *International Journal of Prosthodontics* 14(3): 53-56.
83. Att W, Grigoriadou M, Strub JR (2007). ZrO<sub>2</sub> three unit fixed partial dentures: comparison of failure load before and after exposure to a mastication simulator. *Journal of Oral Rehabilitation* 34(4): 282-290.
84. Zahran M, El-Mowafy O, Tam L, Watson PA, Finer Y (2008). Fracture strength and fatigue resistance of all ceramic molar crowns manufactured with CAD/CAM technology. *Journal of Prosthodontics* 17(5): 370-377.
85. Dittmer MP, Borchers L, Stiesch M, Kohorst P (2009). Stresses and distortions within zirconia-fixed dental prostheses due to the veneering process. *Acta Biomaterialia* 5(8): 3231-3239.
86. Beuer F, Naumann M, Gernet W, Sorensen JA (2009). Precision of fit: zirconia three-unit fixed dental prostheses. *Clinical Oral Investigations* 13(3): 343-345.
87. Kelly JR, Denry I (2008). Stabilized zirconia as a structural ceramic: an overview. *Dental Materials* 24(3): 289-298.
88. Guazzato M, Proos K, Quach L, Swain, MV (2004). Strength, reliability and mode of fracture of bilayered porcelain/zirconia (Y-TZP) dental ceramics. *Biomaterials* 25(20): 5045-5052.
89. Apholt W, Bindl A, Lüthy HMWH, Mörmann WH (2001). Flexural strength of Cerec 2 machined and jointed InCeram-Alumina and InCeram-Zirconia bars. *Dental Materials* 17(3): 260-267.
90. Bindl A, Mörmann WH (2007). Fit of all-ceramic posterior fixed partial denture frameworks in vitro. *International Journal of Periodontics and Restorative Dentistry* 27(6): 566-575.
91. Reich S, Wichmann M, Nkenke E, Proeschel P (2005). Clinical fit of all ceramic three unit fixed partial dentures, generated with three different CAD/CAM systems. *European Journal of Oral Sciences* 113(2): 174-179.

92. Chong KH, Chai J, Takahashi Y, Wozniak W (2002). Flexural strength of In-Ceram alumina and In-Ceram zirconia core materials. *International Journal of Prosthodontics* 15(2): 183-188.
93. Christel P, Meunier A, Heller M, Torre JP, Peille CN (1989). Mechanical properties and short-term in vivo evaluation of yttrium-oxide-partially-stabilized zirconia. *Journal of Biomedical Materials Research* 23(1): 45-61.
94. Li RWK, Chow TW, Matinlinna JP (2014). Ceramic dental biomaterials and CAD/CAM technology: state of the art. *Journal of Prosthodontic Research* 58(4): 208-216.
95. Sundh A, Sjögren G (2006). Fracture resistance of all-ceramic zirconia bridges with differing phase stabilizers and quality of sintering. *Dental Materials* 22(8): 778-784.
96. McLaren EA (1998). All-ceramic alternatives to conventional metal-ceramic restorations. *Compendium* 19(3): 307-25.
97. Denry I, Kelly JR (2008). State of the art of zirconia for dental applications. *Dental Materials* 24(3): 299-307.
98. Matsui K, Horikoshi H, Ohmichi N, Ohgai M, Yoshida H, Ikuhara Y (2003). Cubic formation and grain growth mechanisms in tetragonal zirconia polycrystal. *Journal of the American Ceramic Society* 86(8): 1401-1408.
99. Chevalier J, Deville S, Münch E, Jullian R, Lair F (2004). Critical effect of cubic phase on aging in 3 mol% yttria-stabilized zirconia ceramics for hip replacement prosthesis. *Biomaterials* 25(24): 5539-5545.
100. Witkowski S (2005). CAD/CAM in dental technology. *Quintessence of Dental Technology* 28: 169-184.
101. Miyazaki T, Nakamura T, Matsumura H, Ban S, Kobayashi T (2013). Current status of zirconia restoration. *Journal of Prosthodontic Research* 57(4): 236-261.
102. Karakoca DS, Yılmaz H (2006). Zirkonyum ve sabit protezlerde kullanımı. *Atatürk Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi* 1: 36-44.
103. Wang M, Hou W, Mi CC, Wang WX, Xu ZR, Teng HH, Xu SK (2009). Immunoassay of goat antihuman immunoglobulin G antibody based on luminescence resonance energy transfer between near-infrared responsive NaYF<sub>4</sub>: Yb, Er

- upconversion fluorescent nanoparticles and gold nanoparticles. *Analytical Chemistry* 81(21): 8783-8789.
104. Yavuzylmaz H, Turhan B, Bavbek B, Kurt E (2005). Tam porselen sistemleri II. *Gazi Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi* 22(1): 49-60.
105. Rosentritt M, Preis V, Behr M, Hahnel S, Handel G, Kolbeck C (2012). Two-body wear of dental porcelain and substructure oxide ceramics. *Clinical Oral Investigations* 16(3): 935-943.
106. Mörmann WH, Bindl A (2002). All-ceramic, chair-side computer-aided design/computer-aided machining restorations. *Dental Clinics of North America* 46(2): 26-405
107. Kalaycı BB, Bayındır F (2015). Güncel dental bilgisayar destekli tasarım/bilgisayar destekli üretim sistemleri. *Atatürk Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi* 25: 129-136.
108. Bonfante EA, Coelho PG, Guess PC, Thompson VP, Silva NR (2010). Fatigue and damage accumulation of veneer porcelain pressed on Y-TZP. *Journal of Dentistry* 38(4). 318-324.
109. Ivoclar ürün kataloğu: IPS e-max CAD-on (2010).
110. Hsueh CH, Luttrell CR, Becher PF (2006). Analyses of multilayered dental ceramics subjected to biaxial flexure tests. *Dental Materials* 22(5): 460-469.
111. Claus H (1989). The structure and microstructure of dental porcelain in relationship to the firing conditions. *International Journal of Prosthodontics* 2(4): 376-384.
112. Goldin EB, Boyd III NW, Goldstein GR, Hittelman EL, Thompson VP (2005). Marginal fit of leucite-glass pressable ceramic restorations and ceramic pressed to metal restorations. *The Journal of Prosthetic Dentistry* 93(2): 143-147.
113. Holden JE, Goldstein GR, Hittelman EL, Clark EA (2009). Comparison of the marginal fit of pressable ceramic to metal ceramic restorations. *Journal of Prosthodontics: Implant, Esthetic and Reconstructive Dentistry* 18(8): 645-648.
114. Isgrò G, Kleverlaan CJ, Wang H, Feilzer AJ (2005). The influence of multiple firing on thermal contraction of ceramic materials used for the fabrication of layered all-ceramic dental restorations. *Dental Materials* 21(6): 557-564.



115. Fairhurst CW, Hashinger DT, Twiggs SW (1989). The effect of thermal history on porcelain expansion behavior. *Journal of Dental Research* 68(9): 1313-1315.
116. Aboushelib MN, Feilzer CKAJ (2006). Microtensile bond strength of different components of core veneered all-ceramic restorations: Part II: Zirconia veneering ceramics. *Dental Materials Journal* 40(4): 327-334.
117. McPhee ER (1975). Hot-pressed porcelain process for porcelain-fused-to-metal restorations. *The Journal of Prosthetic Dentistry* 33(5): 577-581.
118. Dong J K, Luthy H, Wohlwend A, Schärer P (1992). Heat-pressed ceramics: technology and strength. *International Journal of Prosthodontics* 5(1): 9-16.
119. Aboushelib MN, Kleverlaan CJ, Feilzer AJ (2008). Microtensile bond strength of different components of core veneered all ceramic restorations. Part 3: double veneer technique. *Journal of Prosthodontics* 17(1): 9-13.
120. Guess PC (2009). Effect of veneering techniques on damage and reliability of Y-TZP trilayers. *European Journal of Esthetic Dentistry* 4(3): 262-276.
121. Cercon Ceram Press ürün kataloğu. (2006).
122. Gorman, C. M, McDevitt, W. E, Hill, R. G. (2000). Comparison of two heat-pressed all-ceramic dental materials, *Dental Materials* 16(6): 389-395.
123. Gündüz DT, Özdemir G, Bursa MÇ, Polat ZS (2016). Zirkonya alt yapı ile veneer seramik arasındaki bağlantı başarısını etkileyen faktörler. *Atatürk Üniversitesi Dış Hekimliği Fakültesi Dergisi* 26(2): 1-2.
124. Tinschert J, Natt G, Latzke P, Schulze K, Heussen N, Spiekermann H (2005). All-ceramic FPDs made of DC-Zirkon-a clinical concept with success?, *Deutsche Zahnärztliche Zeitschrift* 60(8): 435-436.
125. Molin MK, Karlsson SL (2008). Five-year clinical prospective evaluation of zirconia-based denzir 3-unit FPDs. *International Journal of Prosthodontics* 21(3): 223-7.
126. Aboushelib MN, Kleverlaan CJ, Feilzer AJ (2005). Microtensile bond strength of different components of core veneered all-ceramic restorations. *Dental Materials Journal* 7(3): 984-91.

127. Al-Dohan HM, Yaman P, Dennison JB, Razzoog ME, Lang BR (2004). Shear strength of core-veneer interface in bi-layered ceramics. *The Journal of Prosthetic Dentistry* 91(4): 349-55.
128. Fischer J, Stawarczyk B (2007). Compatibility of machined Ce-TZP/Al<sub>2</sub>O<sub>3</sub> nanocomposite and a veneering ceramic. *Dental Materials* 23(12): 1500-5.
129. Fischer J, Stawarczyk B, Trottmann A, Hämmerle CH (2009). Impact of thermal properties of veneering ceramics on the fracture load of layered Ce-TZP/Al<sub>2</sub>O<sub>3</sub> nanocomposite frameworks. *Dental Materials* 25(3): 326-30.
130. Fischer J, Stawarczyk B, Sailer I, Hämmerle CH (2010). Shear bond strength between veneering ceramics and ceria-stabilized zirconia/alumina. *The Journal of Prosthetic Dentistry* 103(5): 267-274.
131. Saito A, Komine F, Blatz MB, Matsumura H (2010). A comparison of bond strength of layered veneering porcelains to zirconia and metal. *The Journal of Prosthetic Dentistry* 104(4): 247-257.
132. Luthardt RG, Sandkuhl O, Reitz B (1999). Zirconia-TZP and alumina--advanced technologies for the manufacturing of single crowns. *The European Journal of Prosthodontics and Restorative Dentistry* 7(4): 113-119.
133. De Kler M, De Jager N, Meegdes M, Van Der Zel JM (2007). Influence of thermal expansion mismatch and fatigue loading on phase changes in porcelain veneered Y-TZP zirconia discs. *Journal of Oral Rehabilitation* 34(11): 841-847.
134. Akkuş E (2009). Farklı zirkonyum sistemlerinin farklı yüzey özellikleri varlığında farklı yapıştırma ajanları ile simantasyonu sonucunda meydana gelen bağlantı direncinin in vitro olarak incelenmesi. Marmara Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü.
135. Uludamar A, Akalin B, Ozkan YK (2011). Zirkonyum esaslı tam seramik restorasyonlarda simantasyon öncesi yüzey hazırlıkları. *Cumhuriyet Dental Journal* 14(2): 140-153.

136. Sahafi A, Peutzfeldt A, Asmussen E, Gotfredsen K (2004). Effect of surface treatment of prefabricated posts on bonding of resin cement. *Operative Dentistry University of Washington* 29(1): 60-68.
137. Brackett SE, Leary JM, Turner KA, Jordan RD (1989). An evaluation of porcelain strength and the effect of surface treatment. *The Journal of Prosthetic Dentistry* 61(4): 446-451.
138. Moravej Salehi E, Moravej Salehi E, Valian A (2016). Surface topography and bond strengths of feldspathic porcelain prepared using various sandblasting pressures. *Journal of Investigative and Clinical Dentistry* 7(4): 347-354.
139. Dérand P, Dérand T (2000). Bond strength of luting cements to zirconium oxide ceramics. *International Journal of Prosthodontics* 13(2): 131-135.
140. Kosmač T, Oblak C, Jevnikar P, Funduk N, Marion L (1999). The effect of surface grinding and sandblasting on flexural strength and reliability of Y-TZP zirconia ceramic. *Dental Materials* 15(6): 426-433.
141. Uludamar A (2007). Zirkonyum oksit seramik restorasyonlarda farklı yüzey hazırlıklarının kompozit yapıştırma simanının bağlanmasına etkilerinin incelenmesi. Selçuk Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü.
142. Della AB (1998). Ceramic surface preparations for resin bonding. *American Journal of Dentistry* 11(6): 276-280.
143. Denes F (1997). Synthesis and surface modification by macromolecular plasma chemistry. *Trends in Polymer Science* 1(5): 23-31.
144. Kumbuloglu O, Lassila LVJ, User A, Toksavul S, Vallittu PK (2005). Shear bond strength of composite resin cements to lithium disilicate ceramics. *Journal of Oral Rehabilitation* 32(2): 128-133.
145. Anusavice KJ (1993). Recent developments in restorative dental ceramics. *The Journal of the American Dental Association* 124(2): 78-79.
146. Özcan A, Sevimay M (2016). Laser in Dentistry: Review. *Turkiye Klinikleri Journal of Dental Sciences* 22(2): 122-129.
147. Coluzzi DJ (2000). An overview of laser wavelengths used in dentistry. *Dental Clinics of North America* 44(4): 753-765.

148. Burt B (2005). Research, science and therapy committee of the american academy of periodontology. Position paper: Epidemiology of periodontal diseases. *Journal of Periodontol* 76, 1406-1419.
149. Aoki A, Sasaki KM, Watanabe H, Ishikawa I (2004). Lasers in nonsurgical periodontal therapy. *Periodontology* 2000 36(1): 59-97.
150. Arslan S (2011). Kronik periodontitis hastalarında başlangıç periodontal tedaviye yardımcı olarak kullanılan Er: Yag lazer ve topikal ozon uygulamasının klinik ve mikrobiyolojik olarak karşılaştırılmalı değerlendirilmesi. Yeditepe Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü.
151. Arslan S (2011). Ultrasonik uç veya Er: Cr: YSGG lazer ile hazırlanan kök ucu kavitelelerinde kök ucu dolgu materyali olarak kullanılan farklı adeziv sistemlerin apikal tıkkama etkinliği. Gazi Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü.
152. Coluzzi DJ (2004). Fundamentals of dental lasers: science and instruments. *Dental Clinics of North America* 48(4): 751-70.
153. Dederich DN (1993). Laser/tissue interaction: what happens to laser light when it strikes tissue?. *The Journal of the American Dental Association* 124(2): 57-61.
154. Dederich DN, Bushick RD (2004). Lasers in dentistry: separating science from hype. *The Journal of the American Dental Association* 135(2): 204-212.
155. Önal B (1993). Diş sert dokularında lazer kullanımı. *Diş Hekimliği Dergisi* (2): 61-64.
156. Frentzen M, Koort HJ (1990). Lasers in dentistry: new possibilities with advancing laser technology?. *International Dental Journal* 40(6): 323-332.
157. Üstün Ç (2007). The use of carbon dioxide laser in oral tissues. *ADO Journal of Clinical Sciences* 8(5): 55-62.
158. Bader C, Krejci I (2006). Indications and limitations of Er: YAG laser applications in dentistry. *American Journal of Dentistry* 19(3): 178-186.
159. <https://www.troteclaser.com/tr/teknik-bilgi/faqs/lazer-cesitleri>.
160. Erdoğan M, Öktem B, Kalaycıoğlu H, Yavaş S, Mukhopadhyay PK, Eken K, Ilday FÖ (2011). Texturing of titanium (Ti6Al4V) medical implant surfaces with MHz-

repetition-rate femtosecond and picosecond Yb-doped fiber lasers. *Optics Express* 19(11): 10986-10996.

161. Calvo-Guirado JL, Aguilar-Salvatierra A, DelgadoRuiz RA (2015). Histological and histomorphometric evaluation of zirconia dental implants modified by femtosecond laser versus titanium implants: an experimental study in fox hound dogs. *Clinical Implant Dentistry and Related Research* 17(3): 525–532.
162. Aivazi M, Hossein Fathi M, Nejatidanesh F (2016). The evaluation of prepared microgroove pattern by femtosecond laser on alumina-zirconia nano-composite for endosseous dental implant application. *Lasers in Medical Science* 31(9): 1837–1843.
163. Ates SM, Korkmaz FM, Caglar IS, Duymus ZY, Turgut S, Bagis EA (2017). The effect of ultrafast fiber laser application on the bond strength of resin cement to titanium. *Lasers in Medical Science* 32(5): 1121-1129.
164. Şen S, Ergün Kunt G, Ceylan G (2010). Lazerler ve protez öncesi uygulama alanları. *Ege Üniversitesi Dişhekimliği Fakültesi Dergisi* 31(1): 1-8.
165. Atik DE, Çiğer S (2013). Güncel lehimleme tekniği: lazer lehimleme. *Atatürk Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi* 23(1): 138-144.
166. Kesler G (2004). Clinical applications of lasers during removable prosthetic reconstruction. *Dental Clinics of North America* 48(4): 963-9.
167. Palomo F, Kopczyk RA (1978). Rationale and methods for crown lengthening. *Journal of the American Dental Association* 96(2): 257-260.
168. Williams RJ, Bibb R, Eggbeer D, Collis J (2006). Use of CAD/CAM technology to fabricate a removable partial denture framework. *The Journal of Prosthetic Dentistry* 96(2): 96-99.
169. Akova T, Ucar Y, Tukay A, Balkaya MC, Brantley WA (2008). Comparison of the bond strength of laser-sintered and cast base metal dental alloys to porcelain. *Dental Materials* 24(10): 1400-1404.
170. Pittayachawan P, McDonald A, Petrie A, Knowles JC (2007). The biaxial flexural strength and fatigue property of Lava™ Y-TZP dental ceramic. *Dental Materials* 23(8): 1018-1029.

171. Spohr AM, Borges GA, Júnior LHB, Mota EG, Oshima HMS (2008). Surface modification of In-Ceram Zirconia ceramic by Nd: YAG laser, Rocatec system, or aluminum oxide sandblasting and its bond strength to a resin cement. *Photomedicine and Laser Surgery* 26(3): 203-208.
172. Noda M, Okuda Y, Tsuruki J, Minesaki Y, Takenouchi Y, Ban S (2010). Surface damages of zirconia by Nd: YAG dental laser irradiation. *Dental Materials Journal* 29(5): 536-541.
173. Ünal S (2013). Fiber lazer sistemi ve farkli yüzey pürüzlendirme yöntemleri uygulayarak yüzeyi pürüzlendirilen zirkonya materyali ile dentin arasındaki bağlantı kuvvetinin in-vitro olarak değerlendirilmesi. Dicle Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü.
174. Bona AD, Anusavice KJ, Hood JA (2002). Effect of ceramic surface treatment on tensile bond strength to a resin cement. *International Journal of Prosthodontics* 15(3): 248-253.
175. Bona AD, Anusavice KJ (2002). Microstructure, composition, and etching topography of dental ceramics. *International Journal of Prosthodontics* 15(2): 159-167.
176. Özcan M, Vallittu PK (2003). Effect of surface conditioning methods on the bond strength of luting cement to ceramics. *Dental Materials* 19(8): 725-731.
177. Yoshida K, Tsuo Y, Atsuta M (2006). Bonding of dual-cured resin cement to zirconia ceramic using phosphate acid ester monomer and zirconate coupler. *Journal of Biomedical Materials Research Part B: Applied Biomaterials* 77(1): 28-33.
178. Oh WS, Shen C (2003). Effect of surface topography on the bond strength of a composite to three different types of ceramic. *The Journal of Prosthetic Dentistry* 90(3): 241-246.
179. Awliya W, Odén A, Yaman PB, Dennison JE, Razzoog M (1998). Shear bond strength of a resin cement to densely sintered high-purity alumina with various surface conditions. *Acta Odontologica Scandinavica* 56(1): 9-13.

180. Yun JY, Ha SR, Lee JB, Kim SH (2010). Effect of sandblasting and various metal primers on the shear bond strength of resin cement to Y-TZP ceramic. *Dental Materials*, 26(7): 650-658.
181. Qeblawi DM, Muñoz CA, Brewer JD, Monaco Jr EA (2010). The effect of zirconia surface treatment on flexural strength and shear bond strength to a resin cement. *The Journal of Prosthetic Dentistry* 103(4): 210-220.
182. Janda R, Roulet JF, Wulf M., Tiller HJ (2003). A new adhesive technology for all-ceramics. *Dental Materials Journal* 19(6): 567-573.
183. Özcan M, Nijhuis H, Valandro LF (2008). Effect of various surface conditioning methods on the adhesion of dual-cure resin cement with MDP functional monomer to zirconia after thermal aging. *Dental Materials Journal* 27(1): 99-104.
184. Kern M, Thompson VP (1994). Sandblasting and silica coating of a glass-infiltrated alumina ceramic: volume loss, morphology, and changes in the surface composition. *The Journal of Prosthetic Dentistry* 71(5): 453-461.
185. Laufer BZ, Nicholls JI, Townsend JD (1988). SiO<sub>2</sub>-C coating: a composite-to-metal bonding mechanism. *Journal of Prosthetic Dentistry* 60(3): 320-327.
186. Amaral R, Özcan M, Bottino MA, Valandro LF (2006). Microtensile bond strength of a resin cement to glass infiltrated zirconia-reinforced ceramic: the effect of surface conditioning. *Dental Materials Journal* 22(3): 283-290.
187. Braem M, Lambrechts P, Vanherle G (1994). Clinical relevance of laboratory fatigue studies. *Journal of Dentistry* 22(2): 97-102.
188. Frankenberger R, Tay FR (2005). Self-etch vs etch-and-rinse adhesives: effect of thermo-mechanical fatigue loading on marginal quality of bonded resin composite restorations. *Dental Materials Journal* 21(5): 397-412.
189. Frankenberger R, Pashley DH, Reich SM, Lohbauer U, Petschelt A, Tay FR (2005). Characterisation of resin-dentine interfaces by compressive cyclic loading. *Biomaterials* 26(14): 2043-2052.
190. Papacchini F, Toledano M, Monticelli F, Osorio R, Radovic I, Polimeni A, Ferrari M (2007). Hydrolytic stability of composite repair bond. *European Journal of Oral Sciences* 115(5): 417-424.

191. McInnes PM, Dickinson GL (1992). The effect of thermocycling in microleakage analysis. *Dental Materials Journal* 8(3): 181-184.
192. Morresi AL, D'Amario M, Capogreco M, Gatto R, Marzo G, D'Arcangelo C, Monaco A (2014). Thermal cycling for restorative materials: does a standardized protocol exist in laboratory testing? A literature review. *Journal of the Mechanical Behavior of Biomedical Materials* 29: 295-308.
193. Jang KT, Chung DH, Shin D, García-Godoy F (2001). Effect of eccentric load cycling on microleakage of Class V flowable and packable composite resin restorations. *Operative Dentistry* 26(6): 603-608.
194. Galea MS, Darvell BW (1999). Thermal cycling procedures for laboratory testing of dental restorations. *Journal of Dentistry* 27(2): 89-99.
195. Von Fraunhofer JA, Adachi EI, Barnes DM, Romberg E (2000). The effect of tooth preparation on microleakage behavior. *Operative Dentistry* 25(6): 526-533.
196. Wright MD, Masri R, Driscoll CF, Romberg E, Thompson GA, Runyan DA (2004). Comparison of three systems for the polishing of an ultra-low fusing dental porcelain. *The Journal of Prosthetic Dentistry* 92(5): 486-490.
197. Whitehead SA, Shearer AC, Watts DC, Wilson NHF (1995). Comparison of methods for measuring surface roughness of ceramic. *Journal of Oral Rehabilitation* 22(6): 421-427.
198. Yañez MJ, Barbosa SE (2003). Changes in particle area measurements due to SEM accelerating voltage and magnification. *Microscopy Research and Technique* 61(5): 463-468.
199. Reardon S (1985). The Operation of the Transmission Electron Microscope (*Microscopy Handbooks* 2) 696-699.
200. Cengiz T, Mısırlıgil A, Aydın M (2004). Tıp ve diş hekimliğinde genel ve özel mikrobiyoloji. Güneş Kitapevi Ankara 213-217.
201. Echlin P, Fiori CE, Goldstein J, Joy DC, Newbury DE (2013). Advanced scanning electron microscopy and X-ray microanalysis. Springer Science and Business Media 203-221.



202. Wassilkowska A, Czaplicka-Kotas A, Bielski A, Zielina M (2015). An analysis of the elemental composition of micro-samples using EDS technique. *Czasopismo Techniczne* 133-148.
203. Skoog DA, West DM, Holler FJ, Crouch SR (2013). *Fundamentals of analytical chemistry*. Nelson Education 56-63.
204. Samuel R, Chandrasekar S, Farris TN, Licht RH (1989). Effect of residual stresses on the fracture of ground ceramics. *Journal of the American Ceramic Society* 72(10): 1960-1966.
205. Woolfson MM, Woolfson MM (1997). *An introduction to X-ray crystallography*. Cambridge University Press 153-162.
206. Deville S, Gremillard L, Chevalier J, Fantozzi G (2005). A critical comparison of methods for the determination of the aging sensitivity in biomedical grade yttria-stabilized zirconia. *Journal of Biomedical Materials Research Part B: Applied Biomaterials* 2(2): 239-245.
207. Şatıroğlu İ (2012). Yüzey ve ısıt işlemlerinin zirkonya alt yapı sistemlerinin mekanik özelliklerine etkisinin ve X-ray dıfraktometre yüzey analizleri ile değerlendirilmesi. Karadeniz Teknik Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü.
208. ISO/TS 11405: 2003 (E) (2003). *Dental materials—testing of adhesion to tooth structure*, Geneve: International Organization for Standardization.
209. Della Bona A, Van Noort R (1995). Shear vs. tensile bond strength of resin composite bonded to ceramic. *Journal of Dental Research* 74(9): 1591-1596.
210. Fischer J, Stawarczyk B, Trottmann A, Hämmerle CH (2009). Impact of thermal misfit on shear strength of veneering ceramic/zirconia composites. *Dental Materials Journal* 25(4): 419-423.
211. Andrade AMD, Moura SK, Reis A, Loguercio AD, Garcia EJ, Grande RHM (2010). Evaluating resin-enamel bonds by microshear and microtensile bond strength tests: effects of composite resin. *Journal of Applied Oral Science* 18(6): 591-598.
212. Shono Y, Ogawa T, Terashita M, Carvalho RMD, Pashley EL, Pashley DH (1999). Regional measurement of resin-dentin bonding as an array. *Journal of Dental Research* 78(2): 699-705.

213. Schneider F, Maurer C, Friedberg RC (2017). International organization for standardization (ISO) 15189. *Annals of Laboratory Medicine* 37(5): 365-370.
214. Hammad IA, Talic YF (1996). Designs of bond strength tests for metal-ceramic complexes: review of the literature. *The Journal of Prosthetic Dentistry* 75(6): 602-608.
215. El Zohairy AA, De Gee AJ, De Jager N, Van Ruijven LJ, Feilzer AJ (2004). The influence of specimen attachment and dimension on microtensile strength. *Journal of Dental Research* 83(5): 420-424.
216. Sano H, Ciucchi B, Matthews WG, Pashley DH (1994). Tensile properties of mineralized and demineralized human and bovine dentin. *Journal of Dental Research* 73(6): 1205-1211.
217. Manicone PF, Iommetti PR, Raffaelli L (2007). An overview of zirconia ceramics: basic properties and clinical applications. *Journal of Dentistry* 35(11): 819-826.
218. Venkatachalam B, Goldstein GR, Pines MS, Hittelman EL (2009). Ceramic pressed to metal versus feldspathic porcelain fused to metal: a comparative study of bond strength. *International Journal of Prosthodontics* 22(1): 94-100.
219. Raigrodski AJ, Chiche GJ, Potiket N, Hochstedler JL, Mohamed SE, Billiot S, Mercante DE (2006). The efficacy of posterior three-unit zirconium-oxide-based ceramic fixed partial dental prostheses: A prospective clinical pilot study. *The Journal of Prosthetic Dentistry* 96(4): 237-244.
220. Vigolo P, Motterle M (2010). An in vitro evaluation of zirconia surface roughness caused by different scaling methods. *The Journal of Prosthetic Dentistry* 103(5): 283-287.
221. Abrisham SM, Tafti AF, Kheirkhah S, Tavakkoli MA (2017). Shear bond strength of porcelain to a base-metal compared to zirconia core. *Journal of Dental Biomaterials* 4(1): 367-368.

222. Fleming GJ, El-Lakwah SF, Harris JJ, Marquis PM (2004). The influence of interfacial surface roughness on bilayered ceramic specimen performance. *Dental Materials Journal* 20(2): 142-149.
223. Karakoca S, Yilmaz H (2009). Influence of surface treatments on surface roughness, phase transformation, and biaxial flexural strength of YTZP ceramics. *Journal of Biomedical Materials Research Part B: Applied Biomaterials* 91(2): 930-937.
224. Mahmood DJH, Linderoth EH, Wennerberg A, Von Steyern PV (2016). Influence of core design, production technique, and material selection on fracture behavior of yttria-stabilized tetragonal zirconia polycrystal fixed dental prostheses produced using different multilayer techniques: split-file, over-pressing, and manually built-up veneers. *Clinical, Cosmetic and Investigational Dentistry* 8: 15-27.
225. Sailer I, Feher A, Filser F, Gauckler LJ, Lüthy H, Hämmerle CHF (2007). Five-year clinical results of zirconia frameworks for posterior fixed partial dentures. *International Journal of Prosthodontics* 20(4): 23-25.
226. Liu D, Matinlinna JP, Pow EH (2012). Insights into porcelain to zirconia bonding. *Journal of Adhesion Science and Technology* 26(8): 1249-1265.
227. Nakamura T, Wakabayashi K, Zaima C, Nishida H, Kinuta S, Yatani H (2009). Tensile bond strength between tooth-colored porcelain and sandblasted zirconia framework. *Journal of Prosthodontic Research* 53(3): 116-119.
228. Tzanakakis EGC, Tzoutzas IG, Koidis PT (2016). Is there a potential for durable adhesion to zirconia restorations? A systematic review. *The Journal of Prosthetic Dentistry* 115(1): 9-19.
229. Thompson JY, Stoner BR, Piascik JR, Smith R (2011). Adhesion/cementation to zirconia and other non-silicate ceramics: where are we now?. *Dental Materials Journal* 27(1): 71-82.
230. Khan AA, Al Kheraif AAA, Jamaluddin S, Elsharawy M, Divakar DD (2017). Recent trends in surface treatment methods for bonding composite cement to zirconia: A Review. *Journal of Adhesive Dentistry* 19(1): 7-19.

231. Curtis AR, Wright AJ, Fleming GJ (2006). The influence of surface modification techniques on the performance of a Y-TZP dental ceramic. *Journal of Dentistry* 34(3): 195-206.
232. Subaşı MG, İnan Ö (2014). Influence of surface treatments and resin cement selection on bonding to zirconia. *Lasers in Medical Science* 29(1): 19-27.
233. Casucci A, Mazzitelli C, Monticelli F, Toledano M, Osorio R, Osorio E, Ferrari M (2010). Morphological analysis of three zirconium oxide ceramics: Effect of surface treatments. *Dental Materials* 26(8): 751-760.
234. Bourauel C, Fries T, Drescher D, Plietsch R (1998). Surface roughness of orthodontic wires via atomic force microscope, laser specular reflectance, and profilometry. *The European Journal of Orthodontics* 20(1): 79-92.
235. de Oyagüe RC, Monticelli F, Toledano M, Osorio E, Ferrari, Osorio R (2009). Influence of surface treatments and resin cement selection on bonding to densely-sintered zirconium-oxide ceramic. *Dental Materials Journal* 25(2): 172-179.
236. de Mello CC, Bitencourt SB, dos Santos DM, Pesqueira AA, Pellizzer EP, Goiato MC (2018). The effect of surface treatment on shear bond strength between YTZP and veneer ceramic: A systematic review and meta-analysis. *Journal of Prosthodontics* 27(7): 624-635.
237. Gomes AL, Castillo-Oyagüe R, Lynch CD, Montero J, Albaladejo A (2013). Influence of sandblasting granulometry and resin cement composition on microtensile bond strength to zirconia ceramic for dental prosthetic frameworks. *Journal of Dentistry* 41(1): 31-41.
238. Akın H, Ozkurt Z, Kırmalı O, Kazazoglu E, Ozdemir AK (2011). Shear bond strength of resin cement to zirconia ceramic after aluminum oxide sandblasting and various laser treatments. *Photomedicine and Laser Surgery* 29(12): 797-802.
239. Liu L, Liu S, Song X, Zhu Q, Zhang W 2015. Effect of Nd: YAG laser irradiation on surface properties and bond strength of zirconia ceramics. *Lasers in Medical Science* 30(2): 627-634.

240. Asadzadeh N, Ghorbanian F, Ahrary F, Rajati Haghi H, Karamad R, Yari A, Javan A (2019). Bond strength of resin cement and glass ionomer to Nd: YAG laser treated zirconia ceramics. *Journal of Prosthodontics* 28(4): e881-e885.
241. Ural Ç, Külünk T, Külünk Ş, Kurt M (2010). The effect of laser treatment on bonding between zirconia ceramic surface and resin cement. *Acta Odontologica Scandinavica* 68(6): 354-359.
242. Ghasemi A, Kermanshah H, Ghavam M, Nateghifard A, Torabzadeh H, Nateghifard A, Ahmadi H (2014). Effect of Er, Cr: YSGG laser treatment on microshear bond strength of zirconia to resin cement before and after sintering. *Journal of Adhesive Dentistry* 16(4): 377-382.
243. Ozevcimen AN, Kirmali O (2019). Shear bond strength between zirconia and veneer ceramic: effect of thermocycling and laser treatment. *Photobiomodulation, Photomedicine, and Laser Surgery* 37(7): 434-441.
244. Kirmali O, Kapdan A, Kustarci AK (2016). Veneer ceramic to YTZP bonding: comparison of different surface treatments. *Journal of Prosthodontics* 25(4): 324-329.
245. García-Sanz V, Paredes-Gallardo V, Bellot-Arcís C, Mendoza-Yero O, Doñate-Buendía C, Montero J, Albaladejo A (2017). Effects of femtosecond laser and other surface treatments on the bond strength of metallic and ceramic orthodontic brackets to zirconia. *Journal of Dentistry* 27(2): 89-99
246. Matani JD, Kheur M, Jambhekar SS, Bhargava P, Londhe A (2014). Evaluation of experimental coating to improve the zirconia-veneering ceramic bond strength. *Journal of Prosthodontics* 23(8): 626-633.
247. Chen L, Suh BI (2012). Bonding of resin materials to all-ceramics: a review. *Current Research Journal Dentistry* 3(1): 7-17.
248. de Souza GMD, Thompson VP, Braga RR (2011). Effect of metal primers on microtensile bond strength between zirconia and resin cements. *The Journal of Prosthetic Dentistry* 105(5): 296-303.
249. Korkmaz FM, Bagis B, Turgut S, Ates SM, Ayaz EA (2015). Effect of surface treatments on the bond strength of veneering ceramic to zirconia. *Journal of applied biomaterials and Functional Materials* 13(1): 17-27.

250. Hashimoto M, Ohno H, Kaga M, Endo K, Sano H, Oguchi H (2000). In vivo degradation of resin-dentin bonds in humans over 1 to 3 years. *Journal of Dental Research* 79(6): 1385-1391.
251. Usumez A, Hamdemirci N, Koroglu BY, Simsek I, Parlar O, Sari T (2013). Bond strength of resin cement to zirconia ceramic with different surface treatments. *Lasers in Medical Science* 28(1): 259-266.
252. Akhavan Zanjani, V, Ahmadi, H, Nateghifard A, Ghasemi A, Torabzadeh H, Abdoh Tabrizi M, Nateghifard A (2015). Effect of different laser surface treatment on microshear bond strength between zirconia ceramic and resin cement. *Journal of Investigative and Clinical Dentistry* 6(4): 294-300.
253. Henriques B, Fabris D, Souza JC, Silva FS, Carvalho Ó, Fredel MC, Mesquita-Guimarães, J (2018). Bond strength enhancement of zirconia-porcelain interfaces via Nd: YAG laser surface structuring. *Journal of the Mechanical Behavior of Biomedical Materials* 81: 161-167.
254. Kasraei S, Rezaei Soufi L, Yarmohamadi E, Shabani A (2015). Effect of CO<sub>2</sub> and Nd: YAG lasers on shear bond strength of resin cement to zirconia ceramic. *Journal of Dentistry (Tehran, Iran)* 12(9): 686-687.
255. Korkmaz F.M, Aycan S. (2019). Effect of fiber laser irradiation on the shear bond strength between acrylic resin and titanium. Scanning Article ID 5452919, 11 Pages, <https://doi.org/10.1155/2019/5452919>.
256. Kara O, Kara HB, Tobi ES, Ozturk AN, Kilic HS (2015). Effect of various lasers on the bond strength of two zirconia ceramics. *Photomedicine and Laser Surgery* 33(2): 69-76.
257. Ardlin BI (2002). Transformation-toughened zirconia for dental inlays, crowns and bridges: chemical stability and effect of low-temperature aging on flexural strength and surface structure. *Dental Materials Journal* 18(8): 590-595.
258. Kitayama S, Nikaido T, Takahashi R, Zhu L, Ikeda M, Foxton RM, Tagami J (2010). Effect of primer treatment on bonding of resin cements to zirconia ceramic. *Dental Materials Journal* 26(5): 426-432.

259. Tanaka R, Fujishima A, Shibata Y, Manabe A, Miyazaki T (2008). Cooperation of phosphate monomer and silica modification on zirconia. *Journal of Dental Research* 87(7): 666-670.
260. Kern M, Barloi A, Yang B (2009). Surface conditioning influences zirconia ceramic bonding. *Journal of Dental Research* 88(9): 817-822.
261. Ersu B, Yuzugullu B, Yazici AR, Canay S (2009). Surface roughness and bond strengths of glass-infiltrated alumina-ceramics prepared using various surface treatments. *Journal of Dentistry* 37(11): 848-856.
262. Mutluay US, Ozkir SE, Seyfioglu PZ, Guven S, Asutay H (2017). The effect of ytterbium-doped fiber laser with different parameters on physical properties of zirconia surface. *Photomedicine and Laser Surgery* 35(3): 157-163.
263. Blatz MB, 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. *The Journal of Prosthetic Dentistry* 91(4): 356-362.

## ÖZGEÇMİŞ

### KİŞİSEL BİLGİLER

**Soyadı, Adı** : YILMAZ, Selin  
**Uyruğu** : T.C.  
**Doğum Tarihi ve Yeri** : 01.01.1991- Trabzon  
**Telefon (İş)** : 0 462 377 39 96  
**E-Posta** : dtselinaayan@hotmail.com  
**Yazışma Adresi (İş)** : KTÜ Diş Hekimliği Fakültesi Protetik Diş Tedavisi  
Anabilim Dalı Trabzon

### EĞİTİM BİLGİLERİ

Derece	Mezun Olduğu Kurumun Adı	Mezuniyet Yılı
Lisans	Karadeniz Teknik Üniversitesi/Diş Hekimliği Fakültesi	2014
Lise	Rize Fen Lisesi	2009

### AKADEMİK/MESLEKİ DENEYİMİ

Görevi	Kurum	Süre (Yıl - Yıl)
1. Araştırma Görevlisi	Karadeniz Teknik Üniversitesi/Diş Hekimliği Fakültesi	2016-

### YABANCI DİL

İngilizce

### UZMANLIK ALANI

Protetik Diş Tedavisi

### YAYINLAR/BİLDİRİ

1. Korkmaz F.M, Aycan S. (2019). Effect of fiber laser irradiation on the shear bond strength between acrylic resin and titanium. Scanning Article ID 5452919, 11 Pages, <https://doi.org/10.1155/2019/5452919>.



2. Aycan S, Korkmaz FM. Farklı yüzey işlemlerinin akrilik rezin ile titanyum arasındaki makaslama bağlantı dayanımına etkisi. Türk Dişhekimleri Birliği 25. Uluslararası Diş Hekimliği Kongresi, 123, İSTANBUL, TÜRKİYE, 4-7 Eylül 2019 (Sözlü Sunum).

