



TÜRKİYE CUMHURİYETİ
KARADENİZ TEKNİK ÜNİVERSİTESİ
SAĞLIK BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ

PROTETİK DİŞ TEDAVİSİ ANABİLİM DALI

**FARKLI YÜZEY İŞLEMİ UYGULANMIŞ
ZİRKONYUM OKSİT ESASLI ALT
YAPILARIN ÜST YAPI PORSELENİNE OLAN
BAĞLANMA DAYANIMININ
DEĞERLENDİRİLMESİ**

Nevriye AKSU

DOKTORA TEZİ

Prof. Dr. Lütfü İhsan ALADAĞ

TRABZON- 2015



TÜRKİYE CUMHURİYETİ
KARADENİZ TEKNİK ÜNİVERSİTESİ
SAĞLIK BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ

PROTETİK DİŞ TEDAVİSİ ANABİLİM DALI

**FARKLI YÜZEY İŞLEMİ UYGULANMIŞ
ZİRKONYUM OKSİT ESASLI ALT
YAPILARIN ÜST YAPI PORSELENİNE OLAN
BAĞLANMA DAYANIMININ
DEĞERLENDİRİLMESİ**

Nevriye AKSU

DOKTORA TEZİ

Prof. Dr. Lütfü İhsan ALADAĞ

TRABZON- 2015

ONAY

Bu tez Doktora Tezi standartlarına uygun bulunmuştur.

Doç. Dr. Subutay Han Altıntaş

Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı Başkanı

Karadeniz Teknik Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı Doktora öğrencisi Dt. Nevriye AKSU' nun hazırladığı "Farklı Yüzey İşlemi Uygulanmış Zirkonyum Oksit Esaslı Alt Yapıların Üst Yapı Porselenine Olan Bağlanma Dayanımının Değerlendirilmesi " başlıklı tez KTÜ Lisansüstü Eğitim-Öğretim ve Sınav Yönetmeliğinin ilgili maddeleri uyarınca kapsam ve bilimsel kalite yönünden değerlendirilerek Doktora Tezi olarak kabul edilmiştir.

Danışman: Prof. Dr. Lütfü İhsan ALADAĞ



Doktora Sınav Jüri Üyeleri

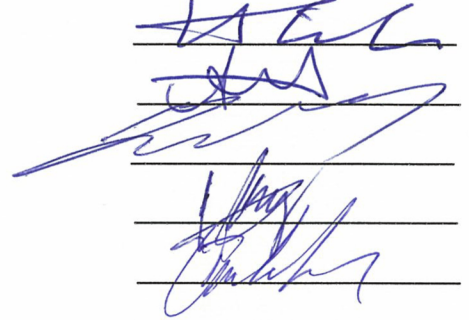
Prof. Dr. Lütfü İhsan ALADAĞ

Prof. Dr. Aslıhan ÜŞÜMEZ

Doç. Dr. Subutay Han ALTINTAŞ

Doç. Dr. Fatih Mehmet KORKMAZ

Yrd. Doç. Dr. Kadir Tolga CEYHANLI



Tarih:/.../2015

Bu tez KTÜ Sağlık Bilimleri Enstitüsü Yönetim Kurulu'nun/.../.... tarih ve ... sayılı kararıyla onaylanmıştır.

.....

Prof. Dr. Ali Osman KILIÇ

Sağlık Bilimleri Enstitüsü Müdür

BEYAN

Bu tez çalışmasının KTÜ Sağlık Bilimleri Enstitüsü tez 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 kaynakların kaynaklar listesinde yer aldığını, tezin çalışılması ve yazımı aşamalarda patent ve telif haklarını ihlal edici bir davranışımın olmadığını beyan ederim.

15/03/2015

Nevriye AKSU

TEŞEKKÜR

Tez çalışmam boyunca, bilgi ve tecrübesini esirgemeyen danışmam hocam Atatürk üniversitesi, Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı Başkanı, Prof. Dr. Lütfü İhsan ALADAĞ'ya,

Doktora eğitimim süresince klinik tecrübe ve deneyimlerini benimle paylaşan, tez çalışmamı sürdürmemde ve tez çalışması esnasında bana her konuda destek olan, yardımlarından ve manevi desteğinden dolayı, Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı Başkanı Doç. Dr. Subutay Han ALTINTAŞ'a,

Mesleki gelişimimde katkılarını esirgemeyen, bilgi ve birikimlerini benimle paylaşan Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı Öğretim Üyelerine,

Doktora eğitimim süresince birlikte çalışmaktan mutluluk duyduğum asistan arkadaşlarıma ve bölümümüz çalışanlarına,

Tez çalışmam sırasında, bağlantı deneylerimi yapmamda bana destek sağlayan Karadeniz Teknik Üniversitesi Makine Mühendisliği Bölümü Öğretim Üyesi Prof. Dr. Gençğa PÜRÇEK'e, zirkonyum oksit tozu elde etmemde bana yardımcı olan Karadeniz Teknik Üniversitesi Fizik Bölümü Öğretim Üyesi Prof.Dr.Ekrem YANMAZ'a, SEM ve EDS analizini yapmamda bana yardımcı olan Recep Tayyip Erdoğan Üniversitesi Fizik Bölümü öğretim elemanı Uzm. Murat ŞİRİN'e,

Deney örneklerimin hazırlanması sırasında, laboratuvarlarının olanaklarından yararlanmamı sağlayan İstanbul Optimal Diş Protez Laboratuvarı ve Trabzon Diş Laboratuvarına ve laboratuvar çalışanı Recep Keskin'e,

Hayatımın her döneminde sevgi ve sabırları ile her türlü fedakarlığı göstererek yanımda olan aileme,

Tez çalışmam esnasında karşıma çıkan engelleri aşmamda yardımcı olan, sevgi ve anlayışı hiç bitmeyen sevgili eşim Dt. Eşref AKSU'ya, eşimin ailesine ve canım oğlum Süleyman Yiğit AKSU'ya,

Sonsuz Teşekkürler...

İÇİNDEKİLER

İç kapak sayfası	Sayfa
KABUL ve ONAY	
BEYAN	
TEŞEKKÜR	
TABLolar DİZİNİ	x
ŞEKİLLER DİZİNİ	xi
RESİMLER DİZİNİ	xiii
KISALTMALAR, SİMGELER ve FORMÜLLER DİZİNİ	xv
1. ÖZET	1
2. SUMMARY	2
3. GİRİŞ ve AMAÇ	3
4. GENEL BİLGİLER	5
4.1. Dental Seramikler	5
4.1.1. Dental Seramikler Tarihi ve Gelişimi	5
4.1.2. Dental Seramiklerin Yapısı	6
4.1.3. Dental Seramiklerin Sınıflandırılması	7
4.1.3.1. Mikroyapılarına Göre Seramiklerin Sınıflandırılması	9
4.1.3.1.1. Cam Seramikler (Predominantly Glass)	9
4.1.3.1.2. Doldurucu İçeren Cam Seramikler (Particle-Filled Glass)	9
4.1.3.1.3. Polikristalin Seramikler (Polycrystalline)	10
4.2. Zirkonya Destekli Seramik Restorasyonlar	10
4.2.1. Zirkonya	10
4.2.2. Dental Uygulamalar İçin Uygun olan Farklı Zirkonya Seramik Tipleri	13
4.2.2.1. Yttrium ile Stabilize Tetragonal Polikristalin Zirkonya (3Y-TZP)	13
4.2.2.2. Zirkonya ile Sertleştirilmiş Alumina (ZTA)	15
4.2.2.3. Magnezya ile Kısmi Stabilize Zirkonya (Mg-PSZ)	16
4.2.3. Dönüşüm Sertleşmesi Mekanizması	16
4.2.4. Zirkonyum Oksitin Yaşlanması ve Düşük Isı Bozulması (LTD)	17
4.3. Zirkonya Blokların Üretimi	17

4.3.1. Tam sinterize Y-TZP Bloklar (HIP Zirkonya)	18
4.3.2. Yarı Sinterize Y-TZP Bloklar (Non-HIP Zirkonya)	18
4.4. Zirkonya Destekli Restorasyonların Üretim Teknikleri	19
4.4.1. Kopya-Freze Tekniği	20
4.4.2. CAD-CAM Sistemi (Bilgisayar Destekli Tasarım ve Üretim- Computer Aided Design / Computer Aided Manufacturing)	20
4.4.2.1. CAD/CAM Komponentleri	21
4.4.2.2. CAD / CAM Sistemlerinin Üretim Merkezlerine Göre Sınıflandırılması	22
4.4.2.3. Günümüzde Kullanılan Güncel CAD/CAM Sistemleri	23
4.5. Zirkonyum Oksit Alt Yapılar Üzerine Uygulanan Veneer Seramikleri	24
4.6. Zirkonya Alt Yapılar ile Üst Yapı Seramiklerinin Bağlantı Mekanizması	25
4.7. Zirkonya Alt Yapılar ile Veneer Seramikler Arasındaki Bağlantı Direncini Arttırmaya Yönelik Uygulanan Yüzey İşlemleri	27
4.7.1. Kumlama	28
4.7.2. Lazer ile Pürüzlendirme	29
4.7.3. Aşındırma	30
4.7.4. Asit	30
4.7.5. Plazma Sprey	31
4.7.6. Isı Uygulaması	31
4.7.7. Tribokimyasal Silika Kaplama Yöntemi	31
4.7.8. Zirkonyum Oksit Tozu ile Pürüzlendirme	32
4.7.9. Liner Uygulanması	32
4.8. Zirkonyum Oksit Alt Yapılar ile Veneer Seramikleri Arasındaki Bağlantı Direncinin Değerlendirilmesinde Kullanılan Mekanik Test Yöntemleri	33
4.8.1. Gerilim Bağlanma Dayanımı Testi	33
4.8.2. Mikrogerilim Bağlantı Testi	33
4.8.3. Makaslama Bağlantı Dayanımı	34
4.8.4. Eğme (Bükme) Testleri	34
4.9. Zirkonya Alt Yapılar ile Veneer Seramikleri Arasındaki Yüzey Analiz	35

Yöntemleri	
4.9.1. Taramalı Elektron Mikroskobu (Scanning Electron Microscobe, SEM)	35
4.9.2. Kimyasal Analiz Yöntemleri	36
4.9.3. Yüzey Pürüzlülüğünün Ölçülmesi, Profilometre cihazı	36
4.9.4. X-Ray Difraksiyon (XRD) Tekniği	37
5. GEREÇ ve YÖNTEM	39
5.1. Zirkonya Alt Yapı Örneklerin Hazırlanması	39
5.2. Zirkonya Örneklerin Sinterlenmesi	41
5.3. Deney Gruplarına Uygulanan Yüzey İşlemleri	42
5.4. Yüzey İşlemleri Yapılan Örneklerle Uygulanan Yüzey Analizleri	45
5.4.1. Profilometre ile Yüzey Analizi	45
5.4.2. XRD Analizi	46
5.5. Hazırlanan Örneklerin Üst Yapılarının Oluşturulması	47
5.5.1. Liner Materyalinin Uygulanması	47
5.5.2. Tabakalama Tekniği ile Üst Yapıların Oluşturulması	48
5.6. Bağlanma Dayanımının Ölçülmesi	52
5.7. Kopma Şekillerinin İncelenmesi	53
5.8. Taramalı Elektron Mikroskop (SEM) ve Enerji Dağılımlı X-Işını Spektroskopisi (EDS/EDX) Analizi	53
5.9. İstatistiksel Analiz	55
6. BULGULAR	56
6.1. Yüzey Pürüzlülüğü Testi Sonuçları	56
6.2. X-Ray Difraktometre Analizi	57
6.3. Makaslama Bağlanma Dayanım Testi Bulguları	60
6.4. Gruplar Arası İlişkinin Analizi	64
6.5. Fraktür Analizi Bulguları	64
6.6. Yüzey İşlemi Yapılmış Örneklerin Taramalı Elektron Mikroskop (SEM) ve Enerji Dağılımlı X-Işını Spektroskopisi (EDS) Analizi	65
6.6.1. Kontrol Grubunun SEM ve EDS Analizi	66
6.6.2. Kumlama Grubunun SEM ve EDS Analizi	66

6.6.3. Lazer Grubunun SEM ve EDS Analizi	68
6.6.4. Modifiye Zirkonya Grubunun SEM ve EDS Analizi	69
6.7. Makaslama Bağlantı Deneyi Test Örneklerinin Kopma Yüzeylerinin Taramalı Elektron Mikroskop (SEM) ve Enerji Dağılımlı X-Işını Spektroskopi (EDS) Analizi	70
6.7.1. Kontrol Grubunun Kopma Yüzeyinin SEM ve EDS Analizi	70
6.7.2. Liner Grubunun Kopma Yüzeyinin SEM ve EDS Analizi	71
6.7.3. Kumlama Grubunun Kopma Yüzeyinin SEM ve EDS Analizi	73
6.7.4. Kumlama+ Liner Grubunun Kopma Yüzeyinin SEM ve EDS Analizi	74
6.7.5. Lazer Grubunun Kopma Yüzeyinin SEM ve EDS Analizi	77
6.7.6. Lazer + Liner Grubunun Kopma Yüzeyinin SEM ve EDS Analizi	79
6.7.7. Modifiye Zirkonya Grubunun Kopma Yüzeyinin SEM ve EDS Analizi	80
6.7.8. Modifiye Zirkonya + Liner Grubunun Kopma Yüzeyinin SEM ve EDS Analizi	83
7. TARTIŞMA ve SONUÇ	85
8. SONUÇLAR ve ÖNERİLER	100
9. KAYNAKLAR	102
10. ÖZGEÇMİŞ	117

TABLOLAR DİZİNİ

Tablo	Sayfa
Tablo 1. Y-TZP'nin mekanik ve kimyasal özellikleri	14
Tablo 2. Diş hekimliğinde sık kullanılan lazer tipleri ve etki çeşitleri	29
Tablo 3. Lava zirkonya alt yapıların kimyasal içeriği	39
Tablo 4. Lava zirkonya alt yapıların fiziksel özellikleri	40
Tablo 5. Deney gruplarının oluşturulması	42
Tablo 6. ZirLiner fırınlama prosedürü	47
Tablo 7. IPS e-max Ceram için fırınlama prosedürü	51
Tablo 8. Örneklerin, ortalama yüzey pürüzlülüğü değerleri ve standart sapmaları	56
Tablo 9. Örneklerin, ortalama göreceli monoklinik faz değerleri ve standart sapmaları	58
Tablo 10. Örneklerin, makaslama bağlanma değerlerinin ortalama değerleri ve standart sapmaları	60
Tablo 11. Grupların çoklu karşılaştırmalar sonucu elde edilen p değerleri.	61
Tablo 12. Farklı yüzey işlemi uygulanan mateyallerin iki farklı bitim şeklindeki ortalama bağlanma dayanımı ve standart sapma değerleri ve Mann-Whitney testi sonuçları (n=10)	62
Tablo 13. Liner uygulanan ve uygulanmayan gruplarının ortalama bağlanma dayanımı değerleri ve standard sapmaları	63
Tablo 14. Tabakalama yöntemi ile hazırlanan örneklerin kırılma tiplerinin oranları	65

ŞEKİLLER DİZİNİ

Şekil	Sayfa
Şekil 1. Feldspatik camlarda, sodyum ve potasyum gibi katyonların silikon oksijen bağları kırarak modifiye ettiği 3 boyutlu köprünün şematik görüntüsü	7
Şekil 2. Mikroyapılarına göre seramiklerin şematik görüntüsü	9
Şekil 3. Kristal yapıların şematik görüntüsü	11
Şekil 4. Zirkonyanın faz değişim sıcaklıkları	11
Şekil 5. Dönüşüm sertleşmesi mekanizmasının şematik gösterimi	16
Şekil 6. Düşük sıcaklık bozulmasının şematik görüntüsü	17
Şekil 7. Ortalama yüzey pürüzlülüğü değerleri (μm)	57
Şekil 8. Örnek gruplarında X-ray difraktometre analizi ile tespit edilen X_M değerleri	58
Şekil 9. Zirkonya örneklerinin X-ray difraksiyon şekilleri	59
Şekil 10. Ortalama makaslama bağlantı değerleri	61
Şekil 11. Farklı yüzey işlemlerine tabi tutulmuş zirkonya örneklerinin liner materyalinin uygulanmasına ya da uygulanmamasına bağlı olarak bağlanma dayanımlarının karşılaştırılması.	63
Şekil 12. Liner uygulanan ve uygulanmayan grupların bağlanma dayanımlarının karşılaştırılması	64
Şekil 13. Kontrol grubunun EDS analizi	66
Şekil 14. Kumlama grubunun EDS analizi	67
Şekil 15. Lazer grubunun EDS analizi	68
Şekil 16. Modifiye zirkonya grubunun EDS analizi	69
Şekil 17. Kontrol grubunun kopma yüzeyinin EDS analiz sonuçları	71
Şekil 18. Liner grubunun kopma yüzeyinin EDS analiz sonuçları	72
Şekil 19. Kumlama grubunun kopma yüzeyinin EDS analiz sonuçları	74
Şekil 20. Kumlama+liner grubunun adeziv kopma yüzeyinin EDS analiz sonuçları	75
Şekil 21. Kumlama+liner grubunun kombine kopma yüzeyinin EDS analiz sonuçları	76
Şekil 22. Lazer grubunun kopma yüzeyinin EDS analiz sonuçları	78

Şekil 23.	Lazer+liner grubununun kopma yüzeyinin EDS analiz sonuçları	80
Şekil 24.	Modifiye zirkonya grubununun kombine kopma yüzeyinin EDS analiz sonuçları	82
Şekil 25.	Modifiye zirkonya grubununun koheziv kopma yüzeyinin EDS analiz sonuçları	83
Şekil 26.	Modifiye zirkonya+liner grubununun kopma yüzeyinin EDS analiz sonuçları	84

RESİMLER DİZİNİ

Resim	Sayfa
Resim 1. Lava Zirkonya blok	39
Resim 2. Charlydental 4X V2 milling cihazı	40
Resim 3. Sinterleme öncesi alt yapı örnekler	41
Resim 4. Lava Term sinterleme fırını	41
Resim 5. Sinterleme sonrası alt yapı örnekleri	42
Resim 6. Sinterleme sonrası örnek boyutları	42
Resim 7. Kumlama işlemi amacıyla kullanılan alüminyum oksit tozu ve kumlama cihazı	43
Resim 8. CO ₂ lazer cihazı	44
Resim 9. Zirkonyum oksit tozunun elde edilmesi için kullanılan cihaz ve elde edilen tozun görüntüsü	44
Resim 10. Yüzey işlemi uygulanan örneklerin ultrasonik banyoda temizlenmesi	45
Resim 11. Yüzey pürüzlülüğünün ölçülmesinin ve kullanılan cihazın görüntüsü	45
Resim 12. X Ray Difraktometre	46
Resim 13. Liner materyalinin hazırlanması	47
Resim 14. Seramik fırını	48
Resim 15. IPS e-max Ceram veneer seramiği toz ve likiti	48
Resim 16. Veneer seramiğinin uygulanması için hazırlanan metal kalıp	49
Resim 17. İzolasyon kalemi	49
Resim 18. Veneer seramiğinin hazırlanması ve metal kalıba uygulanması	50
Resim 19. Örneklerin kalıp içerisinden çıkarılması	50
Resim 20. Hazırlanan örneklerin seramik fırınında pişirilmesi	51
Resim 21. Hazırlanan zirkonya örnekler	51
Resim 22. Instron Universal test cihazı	52
Resim 23. Makaslama testinin uygulanması için hazırlanan düzeneğin görüntüsü	52
Resim 24. Steriomikroskop cihazı	53
Resim 25. SEM cihazı	54

Resim 26.	Altın kaplama cihazı	54
Resim 27.	EDS analiz cihazı	54
Resim 28.	Kontrol grubunun SEM görüntüleri	66
Resim 29.	Kumlama grubunun SEM görüntüleri	67
Resim 30.	Lazer grubunun SEM görüntüleri	68
Resim 31.	Modifiye zirkonya grubunun SEM görüntüleri	69
Resim 32.	Kontrol grubunun kopma yüzeyinin SEM görüntüleri	70
Resim 33.	Liner grubunun kopma yüzeyinin SEM görüntüleri	72
Resim 34.	Kumlama grubunun kopma yüzeyinin SEM görüntüleri	73
Resim 35.	Kumlama+liner grubunun adeziv kopma yüzeyinin SEM görüntüleri	75
Resim 36.	Kumlama+liner grubunun kombine kopma yüzeyinin SEM görüntüleri	76
Resim 37.	Kumlama+liner grubunun bağlantı yüzeyinin enine kesitinin SEM görüntüleri	77
Resim 38.	Lazer grubunun kopma yüzeyinin SEM görüntüleri	78
Resim 39.	Lazer+liner grubunun kopma yüzeyinin SEM görüntüleri	79
Resim 40.	Modifiye zirkonya grubunun kombine kopma yüzeyinin SEM görüntüleri	81
Resim 41.	Modifiye zirkonya grubunun koheziv kopma yüzeyinin SEM görüntüleri	82
Resim 42.	Modifiye zirkonya grubunun bağlantı yüzeyinin enine kesitinin SEM görüntüleri	83
Resim 43.	Modifiye zirkonya+liner grubunun kopma yüzeyinin SEM görüntüleri	84

KISALTMA, SİMGE VE FORMÜLLER DİZİNİ

Kısaltmalar

CAD	Computer Aided Design (Bilgisayar yardımı ile tasarım)
CAM	Computer Aided Manufacturing (Bilgisayar yardımı ile üretim)
Ce-TZP/A	Serya ile stabilize zirkonya/Alumina
EDS	Enerji dağılımlı X-ray spektroskopisi
Er:YAG	Erbium Yttrium Aluminium Garnet
Er:Cr:YAG	Erbium, Chromium: Yttrium Scandium Gallium Garnet
HIP	Hot Isostatic Pressing (Sıcak İsostatik Presleme)
LTD	Düşük Isı Bozulması
Mg-PSZ	Magnezyum Parsiyel Stabilize Zirkonya
M.Ö.	Milattan önce
Nd:YAG	Neodmium: yttrium-aluminium-garnet
PSZ	Parsiyel Stabilize Zirkonya
SEM	Scanning Electron Microscope
3Y-TZP	%3 mol Yttria ile Stabilize Tetragonal Zirkonya Polikristali
ZTA	Zirconia Toughened Alumina (Zirkonya ile güçlendirilmiş alumina)
XRD	X ray Difraktometre

Simgeler

Zr	Zirkonyum
Au	Altın
Cu	Bakır
dk	Dakika
g	Gram
° C	Santigrat derece
cm	Santimetre
cm³	Santimetreküp
K	Termal genleşme katsayısı
m	Monoklinik faz
t	Tetragonal faz
t-m	Tetragonal-monoklinik faz transformasyonu

μ	Mikron
mm	Milimetre
mm ²	Milimetrekare
MPa	Megapaskal
s	Saniye
wt	Weigth
W m K ⁻¹	Termal iletkenlik
Y ⁺³	Yitriyum katyonu
Zr ⁺⁴	Zirkonyum katyonu
Si ⁺⁴	Silisyum katyonu
Ra	Ortalama yüzey pürüzlülüğü
Rmax	Maksimum pürüzlük derinliği
rpm	Dakikada devir sayısı
θ	Teta

Formüller

Al ₂ O ₃	Aluminyum Oksit
Y ₂ O ₃	Yitriyum oksit
SiO	Silisyum oksit
MgO	Magnezyum oksit
ZrO ₂	Zirkonyum oksit
ZrO ⁺²	Zirkonil tuzu
ZrO ₃ ⁻²	Zirkonat
CO ₂	Karbondioksit
SiO ₄	Silisyum tetrahedra
MgAl ₂ O ₄	Magnezyum alümina spinel
HF	Hidroflorik asit
H ₃ PO ₄	Hidrojen peroksit

ÖZET

Farklı Yüzey İşlemi Uygulanmış Zirkonyum Oksit Esaslı Alt Yapıların Üst Yapı Porselenine Olan Bağlanma Dayanımının Değerlendirilmesi

Estetik, biyouyumluluk ve üstün mekanik özelliklere sahip olan zirkonya, tam seramik sistemlerde, son yıllarda yaygın olarak alt yapı materyali olarak kullanılmasına rağmen, veneer seramiği ile arasındaki bağlantı mekanizması henüz net olarak bilinmemektedir. Bu çalışmanın amacı, zirkonya alt yapılara uygulanan farklı yüzey işlemlerinin, materyallerin ortalama yüzey pürüzlülüğüne ve faz değişimine olan etkisinin incelenmesi ve uygulanan farklı yüzey işlemleri ile birlikte liner materyalinin, zirkonya alt yapı ile veneer seramiği arasındaki bağlanma dayanımına olan etkisinin araştırılmasıdır.

Yapılan çalışmada, 80 adet, 8x8x3 mm boyutlarında Lava zirkonya alt yapı blokları hazırlandı. Uygulanan yüzey işlemlerine göre örnekler 4 gruba ayrıldı (n=20): Kontrol, kumlama (50µm Al₂O₃), CO₂ lazer ile pürüzlendirme ve zirkonyum oksit tozu eklenerek pürüzlendirme. Örneklerin, profilometre ile yüzey pürüzlülüğü ölçümü yapıldı ve X- ray difraksiyon (XRD) analizi ile faz yapısı belirlendi. Yüzey işlemi uygulanan her bir grubun yarısına IPS e.max ZirLiner uygulandı (n=10). Tüm gruplara, tabakalama tekniği (IPS e.max Ceram) ile 5 mm çapında ve 3 mm yüksekliğinde veneer porselen uygulandı. Örneklerin bağlantı yüzeylerine, universal test cihazında 0,5 mm/dk hızla kesme kuvveti uygulandı. Bağlanma dayanımı testinden sonra örneklerin kopma ve yüzey işlemi yapılmış yüzeyleri, SEM ve EDS analizi ile incelendi. Verilerin analizi, Kruskal Wallis H Testi (p<0.05) ve Mann Whitney U testi ile değerlendirildi (p<0.05).

Çalışmanın sonucuna göre, zirkonya yüzeyinin zirkonya tozu ile kaplanarak modifiye edilmesi, yüzey pürüzlülüğünü ve zirkonya veneer bağlantı dayanımı anlamlı bir şekilde arttırmıştır. XRD analizine göre, kumlama diğer yüzey işlemlerinden daha fazla monoklinik zirkonya yapı oluşumuna neden olmuştur. Liner uygulanması zirkonya ve veneer arasında bağlanma dayanımını olumsuz yönde etkilemiştir.

Anahtar Sözcükler: Bağlanma Dayanımı, CO₂ lazer, Yüzey İşlemleri, Zirkonya, Zirkonyum oksit tozu, Liner

SUMMARY

Evaluation Of Bond Strength Between Veneering Porcelains And Different Surface Treated Zirconium Oxide Based Frameworks

In recent years, zirconia is widely used strengthening core material for all ceramic systems which has esthetics, biocompatibility and mechanical properties but bonding mechanism between zirconia and veneering ceramic is still unknown. The purpose of this study was to evaluate the effect of different surface treatments on mean surface roughness and phase transformation and to investigate the effect of different surface treatments and liner material applied zirconia frameworks on shear bond strength.

In the study, eighty (8x8x3 mm) zirconia framework blocks were prepared. Samples were divided into 4 groups according to the surface treatment (n=20); Control, sandblasting (50 μm Al_2O_3), CO_2 laser etching, zirconium oxide powder coating before sintering. Surface roughness was measured by using profilometer and X-ray diffraction analysis was performed to characterize the crystalline phases for all specimens. Liner (IPS e.max Ceram ZirLiner), was applied to half of these specimens (n=10). All subgroups were veneered (5 mm in diameter, 3 mm in thickness) with layering ceramic (IPS e.max Ceram). The samples were tested in a universal testing machine with a cross head speed of 0,5mm/min. After shear bond strength test, fractured surface specimens and surface treatments were evaluated with SEM and EDX. The data were analyzed by using the Kruskal Wallis H Testi and Mann Whitney U test for multiple comparison.

According to the results of this study, modifying the zirconia surface with powder coating could significantly increase the surface roughness and the shear bond strength of zirconia to veneering porcelain. XRD analysis revealed that sandblasting was contained more monoclinic zirconia than the other surface treatments. Liner application negatively affected the bond strength between the zirconia and the veneer.

Key words: Bond Strength, CO_2 laser, Surface Treatments, Zirconia, Zirconium oxide powder, Liner

3. GİRİŞ ve AMAÇ

Günümüzde diş hekimliğinde, hastaların estetik beklentilerinin artması sebebiyle metal altyapılı kuronların yerini tam seramik kuronlar almaktadır (1-3). Tam seramik sistemlerin, biyouyumluluk, kimyasal ve renk stabilitesi, korozyona ve abrazyona karşı dirençlilik, termal ve genleşme katsayılarının ve termal iletkenliklerinin mine ve dentine yakın olması gibi avantajları vardır (4-6). Ancak, tam seramik sistemlerin, renk uyumluluğu, translusensi ve floresans gibi özelliklerinin olmasına rağmen kırılğan bir yapıya sahip olmaları, zirkonya alt yapıli seramiklerin kullanımını gündeme getirmiştir. Zirkonyanın, dönüşüm sertleşmesi mekanizmasından kaynaklanan yüksek kırılma direnci ve dayanıklılığı, beyaz rengi, kimyasal ve yapısal stabilitesi, kor materyali olarak kullanımını sağlamıştır (7). Bilgisayar destekli tasarım/bilgisayar destekli üretim (CAD/CAM) teknolojisinin de güncelleşmesi ile birlikte zirkonya diş hekimliğinde yaygın kullanım alanına sahip olmuştur (8). İdeal bir dental materyal olarak kabul edilen zirkonyanın kristal yapısının fazla olması nedeniyle yapılan restorasyonların opasitesinin fazla olması gibi dezavantajı vardır. Zirkonyanın bu opak görüntüsü estetiğı olumsuz etkilediğinden, doğal dişin renk, parlaklık ve translusentliğine uygun estetik restorasyonlar elde etmek amacıyla, zirkonya alt yapılar, veneer seramikler ile kaplanmaktadır.

Yapılan in vitro ve in vivo çalışmalarda, üstün mekanik özelliklere sahip zirkonya destekli restorasyonlarda, en sık görülen başarısızlıklar, veneer seramiğın alt yapıdan ayrılması ve veneer seramikte çatlak oluşmasıdır. Bu nedenle, yeterli bağlanma dayanımı sağlanamaması, zirkonya restorasyonların uzun dönem klinik başarısı için bir endişe konusu olmaya devam etmektedir. Birçok araştırmacı ve üretici zirkonyanın mekanik ve kimyasal olarak yüzey özelliklerini değıştirerek zirkonya veneer seramik bağlantısını arttırmaya çalışmaktadır. Bağlantıyı artırmaya yönelik olarak yapılan bu işlemler, zirkonya alt yapı yüzeyinin mikromekanik retansiyonunu güçlendirmeyi amaçlamaktadır. Fakat bu uygulanan yüzey işlemleri sonucunda oluşabilecek olan küçük çatlaklar ve faz değışimleri zirkonya seramiklerin mekanik özelliklerinde istenmeyen değışikliklere neden olabilmektedir (9).

Bu bilgilerin ışığı altında planlanan çalışmanın amacı; zirkonya alt yapıya uygulanan farklı yüzey işlemlerinin, monoklinik faz miktarına ve yüzey pürüzlülüğüne

olan etkisinin değerlendirilmesi ve uygulanan yüzey işlemleri ile birlikte liner materyalinin, alt yapı ile üst yapı porseleni arasındaki makaslama bağlantı dayanımına olan etkisinin incelenmesidir.

4. GENEL BİLGİLER

4.1. Dental Seramikler

4.1.1. Dental Seramiklerin Tarihi ve Gelişimi

İnorganik bir materyal olan seramikler, ilk olarak M.Ö. 10.000'lerin sonlarında insanların yaşamlarını sürdürmesini sağlayan seramik tarzı aletlerde kullanılmış olup, diş hekimliğinde ise ilk kez, Fransız eczacı Alexis Duchateau tarafından 1774'de kullanılmaya başlanmıştır (10). 1778 yılında Nicholas Dubois De Chemant, Duchateau ile birlikte hareketli protezlerde kullanılan ilk porselen dişleri geliştirmişler ve bunun patentini almışlardır (11). Dr. Charles Land, 1903 yılında, platin folyo tekniği geliştirmiştir. Araştırmacı, feldspatik yüksek ısı porseleni kullanarak diş hekimliğinde, ilk tam seramik kron olan jaket kuronu üretmiştir (12). Yüksek translusentlikteki bu kuron restorasyonlar, mükemmel estetiğe sahip olmalarına rağmen, kırılabilirliklerinden ve adaptasyonlarının düşük olmasından dolayı başarısızlıkla sonuçlanmıştır. Weinstein, 1962 yılında, metal seramik restorasyonlar için lösit içeren porseleni kullanmıştır. Lösitin varlığı, porselenin termal ekspansiyon katsayısını arttırmış ve metal ve porselen arasındaki termal ekspansiyon katsayılarını uyumlu hale getirmiştir. 1963 yılında ilk ticari porselen olan Ceramco, Vita Zahnfabrik firması tarafından üretilmiştir (12). 1965 yılında Mc Lean ve Huges, feldspatik porselene güçlendirici olarak alüminyum oksit ilave ederek, %40-50 oranında alüminyum oksit içeren kor seramiği geliştirmişlerdir (5). Porselenin içindeki alümina kristallerinin artması, opak bir görünüme sebep olmuş ve üst yapı materyali olarak feldspatik porselen kullanılmasına sebep olmuştur. Alüminyum porselen kuronların bükülme dayanımları yaklaşık olarak 131 Mpa civarındadır. Ayrıca Mc Lean, 1979 yılında yaptığı çalışmada, ön bölge kuronlar için başarısızlık oranını 2% bulurken, molar kuronlar için ise 15% bulmuştur ve bu durum bu kuronların sadece ön bölgede kullanılmalarını mümkün kılmıştır. Southan ve Jorgensen, 1972 yılında, refraktör day materyalini kullanarak, % 75 oranında alumina içeren Hi-Ceram sistemini geliştirmişlerdir (13, 14). Hi-Ceram'ın bükülme direnci yaklaşık olarak 140-180 MPa arasındadır (14). Adair ve Grossman, 1984 yılında camın kontrollü kristalizasyonu, cam matrix içerisinde tetrasilisik flormika kristalleri içeren Dicor tekniğini geliştirmişlerdir (11). Dr. Sadoun, 1989 yılında, slip casting yöntemi ile hazırlanan İn-ceram sistemini geliştirmiştir (15, 16). 1990'ların başında, %30-40 lösit

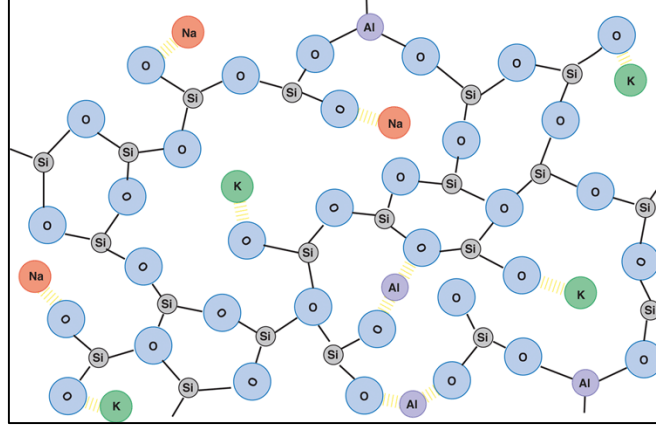
içeren, ısı ve basınç altında şekillendirilebilen bir cam seramik olan IPS Empress üretilmiştir. Bu sistemin çok üyeli sabit restorasyonların yapımına izin vermemesi, 1990'ların sonlarına doğru hacminin %70'i lityum disilikat kristallerinden oluşan, ikinci premolara kadar uzanan 3 üyeli köprülerin üretimine imkan veren ve yüksek kırılma dayanımına sahip IPS Empress 2'nin geliştirilmesini sağlamıştır. İlerleyen dönemlerde daha yüksek oranlarda alümina kristalleri içeren Procera All-Ceram alt yapı seramiği geliştirilmiştir (6, 17). Ardından, cam-infiltrate alumina alt yapı seramiği olan, In-ceram Alumina ve cam-infiltrate zirkonya-alumina alt yapı seramiği olan In-ceram Zirkonya geliştirilmiştir. Tam seramik restorasyonlar için en son geliştirilen alt yapı materyali ise CAD/CAM teknolojisi kullanılarak şekillendirilebilen yitriyum tetragonal zirkonya polikristal (Y-TZP) esaslı seramik bloklar olmuştur. Y-TZP, biyouyumlulukları ve üstün mekanik özelliklerinden dolayı diğer alt yapı seramik materyallerine oranla daha popüler hale gelmiştir. Kısmen ya da tamamen sinterlenmiş zirkonya blokların CAD/CAM cihazları ile işlenmesi sonucu Lava ve Cercon sistemleri ortaya çıkmıştır. Sonrasında, preparasyonu tamamlanan dişin sanal görüntüsü elde edilerek, buna göre protezin milleme işlemi ile üretildiği Cerec sistemleri geliştirilmiştir.

4.1.2. Dental Seramiklerin Yapısı

Dental seramikler, doğal dentisyonu taklit edebilen üstün estetik özellikleri olan restoratif materyallerdir (7, 18). Seramiklerin renk, ışık geçirgenliği ve doğala en yakın görünüm gibi özelliklerine eş değer hiçbir materyal henüz geliştirilmemiştir.

Dental seramikler, temel olarak bir ya da daha fazla metalik veya yarı metalik elementin (alumina, kalsiyum, lityum, magnezyum, fosfor, potasyum, silikon, sodyum, titanyum ve zirkonyum) oksijen ile bileşiminden oluşan, ametalik ve inorganik yapılar olarak sınıflandırılırlar (10). Birçok dental seramik, silika yapıda cam matriks faz ve kristal faz içermektedir. Bu birleşimde, büyük oksijen atomları matriks görevi görürler ve diğer küçük metal atomları arasında yer alırlar. Merkezde yer alan bir silisyum (Si^{+4}) katyonu, dört oksijen (O^-) anyonu ile kimyasal bağ yaparak, tetrahedran yapıda, dental seramiğin çekirdek yapısı olan silisyum tetrahedra (SiO_4) oluşturmaktadır. Bu silisyum tetrahedra (SiO_4) yapı, dental seramiğin ana yapısı olup, başka katyonlarla da bağ yapabilirler (Şekil 1).

Seramiklerde oluşan atomik bağlar, hem iyonik hem de kovalent bağ özelliğindedir. Bu güçlü bağlar seramiğe stabilite, sertlik, ısıya ve kimyasal maddelere karşı direnç gibi özellikler kazandırırken, kırılabilirliğini artırır.



Şekil 1. Feldspatik camlarda, sodyum ve potasyum gibi katyonların silikon oksijen bağları kurarak modifiye ettiği 3 boyutlu köprünün şematik görüntüsü (19).

Geleneksel seramiğin yapısı ise temel olarak, camı sağlayan feldspardan (% 70-80), doldurucu görevi yapan silika (SiO_2) yapısındaki kuartztan (% 10-30), ve porselen hamuruna elastikiyet veren kaolinden (% 0-3) oluşmaktadır. Bunlara ek olarak renk, sertlik, hidrolik stabilite, düşük erime ısısı, devitrifikasyona (camın rekristalizasyonu) ve pyroplastik akıcılığa karşı direnç gibi özellikleri veren metal oksitler ve üretim sırasında şekillendirici olarak rol oynayan bileşimler de katılır (11).

4.1.3. Dental Seramiklerin Sınıflandırılması

Dental seramikler, fırınlama sıcaklıklarına, kullanım alanlarına, yapım tekniklerine, mikro yapılarına, translusent özelliklerine, kırılma dirençlerine, aşındırıcı özelliklerine, endikasyonlarına ya da içeriklerine göre birçok şekilde sınıflandırılırlar (10). Dental seramikler, fırınlama sıcaklıklarına göre sınıflandırıldıklarında dört gruba ayrılırlar (10);

- Yüksek ısı seramikleri (1300°C), yapay dişlerde ve tam sinterlenmiş alümina ve zirkonya kor seramiklerinde kullanılır.
- Orta ısı seramikleri ($1101^\circ\text{C} - 1300^\circ\text{C}$), yapay dişlerde ve yarı sinterlenmiş zirkonya seramiklerinde kullanılır.
- Düşük ısı seramikleri ($850^\circ\text{C} - 1100^\circ\text{C}$), kuron ve köprü veneer seramiklerinde kullanılır.

- Ultra düşük ısı seramikleri (850 °C), kuren ve köprü veneer seramiklerinde kullanılır.

Tam seramikler, kullanım alanlarına göre sınıflandırıldığında dört gruba ayrılırlar (10).

- Hareketli protez dişlerin yapımında kullanılan seramikler
- Jaket kronlar ve inley-onleylerde kullanılan seramikler
- Veneer (kaplama) seramikleri
- Anterior ve posterior köprülerde kullanılan seramikler

Rosenblum ve Schulman, tam seramikleri, yapım tekniklerine göre aşağıdaki gibi sınıflandırmıştır (20).

- Sinterlenen seramikler
- Dökülebilir seramikler
- Basınç altında ve enjeksiyonla şekillendirilen seramikler
- Cam infiltre seramikler
- Bilgisayar desteği ile üretilen seramikler
- Kopya freze yöntemi ile üretilen seramikler

Conrad ve arkadaşları (21) tam seramikleri, alt yapılarına göre aşağıdaki gibi sınıflamışlardır:

1. Cam Seramikler

- Lössit kristalleri ile güçlendirilmiş seramikler
- Lityum disilikat kristalleri ile güçlendirilmiş seramikler
- Feldspatik seramikler

2. Alumina Esaslı Seramikler

3. Zirkonya Esaslı Seramikler

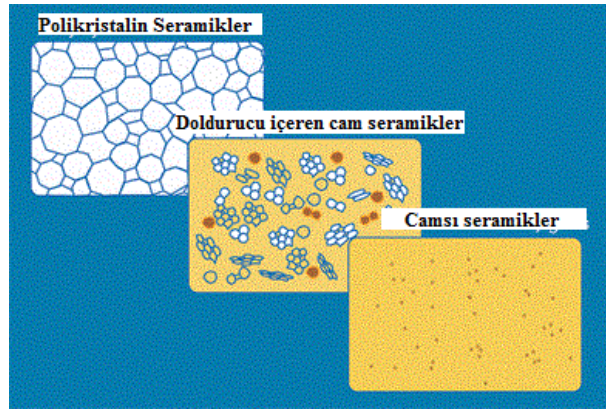
Kelly ve arkadaşları (19, 22) tam seramikleri, mikroyapılarına göre sınıflandırdığında 3 gruba ayırmıştır.

- Camsı seramikler
- Doldurucu ile güçlendirilmiş cam seramikler
- Polikristalin seramikler

4.1.3.1. Mikroyapılarına Göre Seramiklerin Sınıflandırılması

4.1.3.1.1. Camsı Seramikler (Predominantly Glassy Ceramics)

Mine ve dentinin optik özelliklerini en iyi şekilde yansıtan dental seramikler, cam seramiklerdir. Camlarda, atomlar birbirine düzensiz açıyla ve mesafeyle, amorf yapıda, 3 boyutlu bir ağ ile bağlıdırlar (19). Üreticiler, opalesans, renk ve opasite gibi optik özellikleri kontrol edebilmek amacıyla çok az miktarda doldurucu partikül ilave etmektedirler.



Şekil 2. Mikroyapılarına göre seramiklerin şematik görüntüsü (19)

4.1.3.1.2. Doldurucu İçeren Cam Seramikler

Üreticiler, termal ekspansiyon, kontraksiyon ve dayanıklılık gibi mekanik özellikleri geliştirmek amacıyla cam yapının içerisine doldurucu partikül ilave etmişlerdir. Bu doldurucular, %70 oranında lityum disilikat, alumina, spinel ya da alumina/zirkonyadır. Doldurucular, kristalin yapıda olup seramiklerin fırınlama sıcaklıklarında stabil olmasını sağlarlar. Bu doldurucu partiküller, asitleme sırasında çözünmezler ve bağlantıda mikromekanik retansiyonu arttıırırlar.

Üretici tarafından mekanik olarak kristalin partiküllerin toz halinde eklenmesi ya da kristal fazın cam fazın içinde büyümesi (ceramming) ile oluşan seramiklere cam seramikler adı verilir. IPS Empress 2, IPS e.max Press, IPS Empress, Optimal Pressable Ceramic, VITABLOKS Mark II, VITA TriLukse Blok, VITABLOKS Esthetic Line cam seramikler ile üretim yapan sistemlere verilebilecek örneklerdir (21).

Doldurucu içeren cam seramiklerin diğer bir ailesi ise doldurucu partiküllerin ve camın birbirine 3 boyutlu penetre olması ile oluşan seramiklerdir. Bu seramiklerde, doldurucular, alümina, magnezyum alümina spinel ($MgAl_2O_4$) ve %70 alümina ve %30

zirkonyanın karışımından oluşan zirkonya alüminadır. In-Ceram Alumina, In-Ceram Spinell ve In-Ceram Zirconia doldurucu içeren cam seramikler ile üretim yapan sistemlere verilebilecek örneklerdir.

4.1.3.1.3. Polikristalin Seramikler (Polycrystalline)

Polikristalin seramikler, cam içermezler ve atomlar yoğun, düzenli diziler halinde sıralanırlar. Bu yüzden polikristalin seramiklerde, az yoğunlukta ve düzensiz ağ şeklinde sıralanan cam seramiklere göre çatlağın ilerlemesi zordur (19). Polikristalin seramikler, cam bazlı seramiklerden çok daha sert ve dayanıklıdırlar. Şekillendirilebilmeleri için CAD/CAM teknolojisi kullanılmaktadır. Polikristalin seramikler, camsı seramiklerle kıyaslandığında daha opaktırlar ve alt yapı materyali olarak kullanılırlar. Estetik, üst yapıda kullanılan camsı seramikler ile sağlanır (22, 23). Polikristalin seramiklerin opasitesi, döküm alaşımlara eşdeğerde olmasına rağmen tam seramik alt yapılar ışığı biraz yansıtmaktadır. Aluminyum oksit (Al_2O_3) ve zirkonyum oksit (ZrO_2) yaygın olarak kullanılan polikristalin seramiklerdir

Onley, 3/4 kron, tam kron ve anterior köprülerin yanı sıra posterior köprü ve implant üstü restorasyonların da üretilebildiği polikristalin seramiklerin kullanıldığı sistemlere örnek olarak; Vita AL Cubes, Procera AllCeram, Vita YZ Cubes, IPS e.max ZirCAD, Lava, Cercon, Dc-Zirkon ve Denzir sistemleri sayılabilmektedir (21).

4.2. Zirkonya Destekli Seramik Restorasyonlar

4.2.1. Zirkonya

Zirkonyum: periyodik cetvelde sembolü Zr, atom numarası 40, ağırlığı 91.22 olan parlak, ısı değişikliğine ve korozyona dirençli bir geçiş elementidir. Zirkonyum hekzagonal formda kristal bir yapı göstermektedir. Bu element doğada saf halde bulunmamakta; silikat oksitleri ($ZrO_2 \cdot X SiO_2$) ya da serbest oksitler ile bileşik (ZrO_2) yapmaktadır (8).

Zirkonyum oksit, ilk kez 1789'da Alman kimyacı Martin Heinrich Klaproth tarafından, birtakım değerli taşların ısıtılması sonucu reaksiyon ürünü olarak bulunmuştur. Zirkonyum oksit (ZrO_2), beyaz renkte, toz halinde bulunan bir zirkonyum kristal oksiti olup zirkonyumun en önemli bileşiğidir ve zirkonya, zirkonyum dioksit ya da baddeleyit olarak da adlandırılmaktadır. Zirkonya, hem asidik hem de bazik

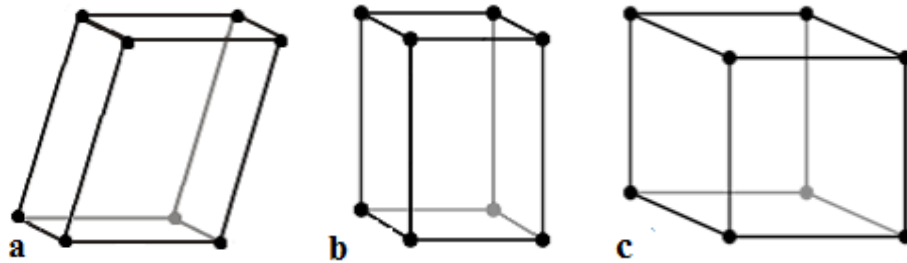
özelliklere sahip olmakla birlikte, zirkonat (ZrO_3^{-2}) ile zirkonil (ZrO^{+2}) gibi çeşitli bileşik formlara sahiptir. Hava ya da solüsyonlar ile temas etmesi halinde yüzeyinde hızla oksit tabakası oluşmakta ve oluşan oksit tabakası zirkonyumun korozyona karşı dirençli olmasını sağlamaktadır.

Sertliği, aşınma ve korozyon direnci, ani ısısal değişimlere dayanıklılığı gibi özellikleri sayesinde endüstride kullanılmakta olan zirkonyum oksit, 1970'lerden beri, biyomateryal olarak sağlık alanında kullanılmaya başlanmıştır. Zirkonya, 1980'lerin sonlarından itibaren total kalça protezlerinde femur başı üretiminde kullanılırken 2001'de bir dizi kırık gözlenmesi sonucunda ortopedik cerrahide kullanım oranı %90'ın üzerinde düşüş göstermiştir (24).

Diş hekimliğinde zirkonyanın kullanımı, 1990'ların başlarında yayılmaya başlamış olup endodontik post, implant, implant abutmanı, ortodontik braket ve sabit parsiyel protezlerin ve kuronların kor yapımında kullanılmaktadır (25).

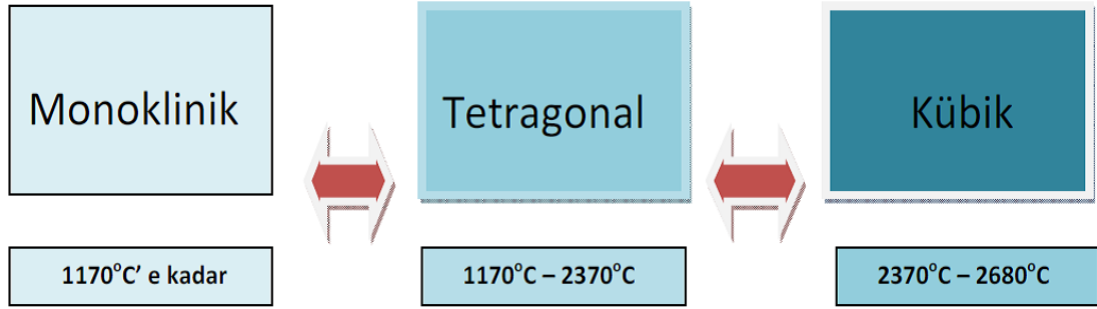
Günümüzde, zirkonya, tam seramik restorasyonların güçlendirilmesi amacıyla diğer seramiklere göre fiziksel özelliklerinin daha iyi olmasından dolayı seramik alt yapılar için çok kullanılan bir materyal haline gelmiştir (6, 7). Yapılan in vitro çalışmalarda, tetragonal-monoklinik faz dönüşümünün etkisiyle, zirkonyanın bükülme direnci ortalama 900-1200 MPa, kırılma dayanıklılığı ise 9-10 MPa/m olarak tespit edilmiştir (26, 27).

Kristal yapısı değişken bir materyal olan zirkonya, kare şeklinde düz bir prizma formunda olan kübik faz, dikdörtgen şeklinde düz bir prizma formunda olan tetragonal faz, paralel yüzlü deforme olmuş bir prizma formunda olan monoklinik faz olmak üzere 3 ana fazda bulunmaktadır (Şekil 3).



Şekil 3. Kristal yapıların şematik görüntüsü A: Monoklinik form, b: tetragonal form, c: kübik form

Oda ısısında monoklinik fazda olan saf zirkonya, 1170°C üzerinde daha yoğun bir yapı olan tetragonal faza geçmektedir (22). 1170°C ve 2370°C arasında tetragonal fazda stabil olan zirkonya, daha yüksek sıcaklıklarda ise kübik kristal faza dönüşmektedir (28)(Şekil 4).



Şekil 4. Zirkonyanın faz değişim sıcaklıkları

Oda sıcaklığında monoklinik fazda olan saf zirkonya, yüksek sıcaklıklardaki pişirme işlemleri sırasında tetragonal faza geçerken hacimce büzülme göstermektedir. Kitlenin soğutulması sırasında tetragonal-monoklinik faz değişimi meydana gelmektedir. Faz değişimi ile birlikte kitlenin içinde streslere neden olan ortalama %3-5' lik bir hacim artışı gözlenmektedir (29). Monoklinik fazda bulunan zirkonyum oksit tanecikleri düşük mekanik özellikler gösterir ve monoklinik faz seramik tanecikleri arasında kohezyonun ve yoğunluğun azalmasına neden olabilir (8).

Zirkonyayı, tetragonal ya da kübik fazda stabilize etmek amacıyla zirkonyaya magnezyum oksit (MgO), yitrium oksit (Y_2O_3), kalsiyum oksit (CaO) ve seryum oksit (Ce_2O_3) gibi çok sayıda farklı oksitler eklenebilmektedir. Stabilizör oksitlerin eklenmesi ile oda ısısında çok fazlı bir materyal oluşabilmekte ve stres oluşumuna neden olan t-m faz dönüşümü kontrol edilip, çatlak oluşumu önlenmekte ve yüksek sertlik oluşumu sağlanmaktadır (27).

Zirkonyanın, tam stabilize ya da parsiyel (yarı) stabilize olmak üzere iki tipi bulunmaktadır. Tam stabilize zirkonya, kübik forma sahiptir ve ZrO_2 'e; %16 mol CaO, %16 mol MgO ya da %8 mol Y_2O_3 eklenmesiyle üretilmektedir. Sertliği ve ısı-şok direnci yüksek olduğu için kolay şekillendirilememektedir (8, 28). Yarı stabilize zirkonya (partially stabilized zirconia=PSZ), saf zirkonyaya stabilize edici oksitlerin daha az miktarlarda eklenmesiyle elde edilmektedir (28). Materyalin yarı stabil olması,

oda sıcaklığında tetragonal fazda olduğu halde monoklinik faza dönüşmek üzere iç yapısında bir enerji içerdiği anlamına gelmektedir.

4.2.2. Dental Uygulamalar İçin Uygun Olan Farklı Zirkonya Seramik Tipleri

Günümüzde diş hekimliğinde, zirkonya seramiklerinde farklı sistemler kullanılmaktadır. Bunlar; yttrium ile stabilize edilmiş tetragonal polikristalin zirkonya (3Y-TZP), magnezyum ile kısmen stabilize zirkonya (Mg-PSZ) ve zirkonya ile sertleştirilmiş alumina (zirconia toughened alumina, ZTA) şeklinde sınıflandırılmaktadırlar.

4.2.2.1. Yttrium ile Stabilize Tetragonal Polikristalin Zirkonya (3Y-TZP)

Zirkonyanın hacim genleşmesini kontrol etmek ve zirkonyayı oda ısısında tetragonal fazda stabilize etmek amacıyla, saf zirkonyaya, yttrium oksit (Y_2O_3 , % 3 mol) eklenir (28, 30). Yttrium ile parsiyel stabilize zirkonyanın, yüksek bükülme ve kırılma dayanımı vardır (30). Ayrıca, kimyasal ve boyutsal stabilitesi, yüksek mekanik dayanımı ve kırılma sertliği gibi restoratif diş hekimliği adına etkileyici mekanik özelliklere sahiptir (31). Yttrium ile stabilize zirkonya alt yapı, metal alt yapılarla karşılaştırılabilir radyoopasitesiye sahiptir, böylelikle marjinal uyum, rekurrens çürük ve artık siman varlığı radyografik olarak değerlendirilebilir (32).

Yttrium ile stabilize zirkonyanın mekanik özellikleri büyük ölçüde gren büyüklüğü ile ilişkilidir (28, 33). Yttrium ile parsiyel stabilize zirkonya, kritik gren boyutunun daha üstünde ise daha az kararlıdır ve kendiliğinden t-m dönüşümü meydana gelebilmektedir. Eğer, gren boyutları daha küçük ise ($<1\mu m$) dönüşüme yatkınlık oranı azalmaktadır. Ayrıca, belli bir tanecik boyutunun altında ($<0,2\mu m$) t-m dönüşümü meydana gelmemektedir ve böylelikle kırılma dayanımı azalmaktadır. Sonuç olarak sinterleme koşulları gren boyutunu etkileyerek ortaya çıkan ürünün mekanik özellikleri ve stabilitesini değiştirmektedir. Yüksek sinterleme derecesi ve sinterizasyon süresinin uzun olması daha büyük grenlerin oluşumuna neden olmaktadır (34).

Yttrium ile stabilize zirkonya restorasyonların, yüksek kırılma dayanımı, sertlik, aşınma direnci, sürtünmesel ve manyetik olmayan özelliklerinin yüksekliği, elektriksel yalıtım, düşük termal geçirgenlik, asit ve alkalilere karşı korozyona yüksek direncinin olması, çeliğe benzer elastiklik modulünün bulunması ve demire benzer termal genleşmeye sahip olması gibi üstün temel özellikler göstermekte ve bu özellikleri ile de

biyomedikal mühendislik için ilgi çekici bir materyal olarak karşımıza çıkmaktadır (9, 30, 35-37)

Diş hekimliğinde, yitrium ile stabilize zirkonya, dental kron ve köprülerin yapımında kullanılmakta olup restorasyonlar; kısmi stabilize bloklardan freze edildikten sonra yüksek ısıda sinterize edilerek ya da tam sinterize bloklardan freze edilerek üretilmektedirler. Günümüzde dental restorasyonlar için freze edilebilen pre-sinterize yitrium ile stabilize tetragonal polikristalin zirkonya blokların bitim sinterizasyon ısısı; üreticiye bağlı olarak 1350°C ile 1550°C arasında değişmektedir. Sinterleme sıcaklıklarındaki bu geniş aralık; gren boyutunu ve dental uygulamalar için yitrium ile stabilize zirkonyanın faz stabilitesi üzerinde etkilidir. Dental uygulamalarda, seramiklerin mikro yapısı sinterleme sıcaklığına bağlı olarak 0.2–0.5 µm gren boyutunda olmaktadır.

Yapılan in-vitro çalışmalarda, yitrium ile stabilize zirkonyanın dönüşüm sertleşmesinden dolayı, bükülme dayanımı 900-1200 MPa, kırılma dayanımı ise 9-10 MPa olarak bulunmaktadır (26, 27) (Tablo 1). Bu değerler neredeyse alümina esaslı seramiklerin 2 katı ve lityum disilikat esaslı seramiklerin 3 katıdır (45, 150). Kırılma ve esneme direnci bakımından feldspatik seramiğe göre yaklaşık 6 kat, alüminadan ise yaklaşık iki kat daha güçlüdür.

Tablo 1. Y-TZP'nin mekanik ve kimyasal özellikleri

Kimyasal kompozisyon	ZrO₂ +3mol% Y₂O₃
Yoğunluk	>6 g /cm ³
Porozite	<0.1 %
Bükülme direnci	900- 1200 MPa
Baskı dayanımı	2000 MPa
Young modülü	210 GPa
Kırılma dayanımı	9-10 MPa m ^{1/2}
Termal genleşme katsayısı	10x10 ⁻⁶ K
Termal iletkenlik	2 W m K ⁻¹

Yttrium ile stabilize zirkonya destekli restorasyonlar, derin kapanış olan vakalarda, yetersiz okluzal mesafe olduğunda, periodontal desteğin yetersiz olduğunda, destek dişin kron boyunun yetersiz olduğu, parafonksiyonel alışkanlıklarda ve kanatlı köprü (kantilever) tasarımında kontraendikedir (30, 32, 36).

Yttrium ile stabilize zirkonya restorasyonların, aşındırma ve yüzey işlemlerinden, materyalin mekanik özelliklerinin olumsuz etkilenmesi ile destek kronun birleşim alanının daralmasından dolayı oklüzal kuvvetler altında restorasyonun dayanıklılığının azalması ve lehimlenmelerinin mümkün olmaması gibi dezavantajları vardır (9, 36, 37).

4.2.2.2. Zirkonya ile Sertleştirilmiş Alumina (ZTA)

Zirkonya ile güçlendirilmiş alumina son zamanlarda kullanımı artan bir materyal olup ağırlığının %70-%90 kadarını alümina, %10-20 kadarını ise zirkonya içermektedir. Bu materyale örnek olarak In Ceram zirkonya verilebilir. Bu materyal son dönemde potansiyel bir biyoseramik olarak ilgi görmektedir. Jenerik bir ürün olan In-Ceram Zirkonya (Vident™, Brea, CA, ABD), In-Ceram Alümina'ya %12 mol Serya ile stabilize zirkonyanın (%12 Ce-TZP) hacimsel olarak %33 oranında eklenmesiyle üretilmektedir.

Günümüzde, Ce-TZP tek başına dental restorasyonlarda kullanılamadığından dolayı içeriğine alüminyum oksit parçacıkları eklenerek, Ce-TZP/alumina nanokompozitleri (Ce-TZP/A) geliştirilmiştir (38). Ce-TZP/A, Ce-TZP grenlerinin içine dağılmış nanometre boyutlarında Al_2O_3 parçacıkları içermektedir. Alumina grenlerinin, Ce-TZP matriksinin içinde homojen olarak dağılması, grenlerin genleşmesini engellemektedir ve bu durum materyalin sertliğini, bükülme dayanımını ve tetragonal zirkonyanın hidrotermal stabilitesini arttırmaktadır (38). Ce-TZP/A, 19 MPa $m^{1/2}$ kırılma dayanımı ve 1400 MPa'lık bükülme dayanımına sahip olan dayanıklı bir dental seramik türüdür (39). Y-TZP'de faz dönüşümünden dolayı düşük ısı yaşlanma degradasyonu (LTD) meydana gelirken (40), Ce-TZP/A ise LTD'ye karşı tam bir direnç göstermektedir (41). Sonuç olarak, Ce-TPZ/A alt yapılar, konvansiyonel alt yapı metalleri gibi lingual bölgede oral çevreye maruz kalabilirler. Ce-TPZ/A alt yapıların kalınlığı 0,3 mm kadar azaltılabilirken, Y-TZP alt yapılar için 0,5 mm dir. Ce-TPZ/A alt yapı kullanılacak olan sabit restorasyonların yapımı için diş kesim miktarı azaltılabilir (42). Bu materyal ile

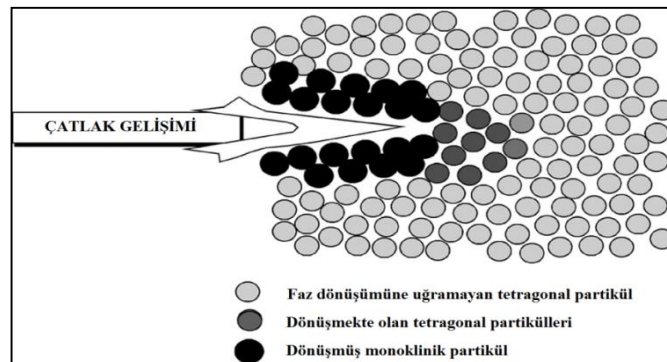
üretileen diğler sistem, Japonyada üretilmiş olup NanoZir (Panasonik) adı ile dental marketlerde yerini almıştır.

4.2.2.3. Magnezya ile Kısmi Stabilize Zirkonya (Mg-PSZ)

Magnezya ile kısmi stabilize zirkonyanın (Mg-PSZ), biyomedikal uygulamalarda kullanımının uygun olduğunu belirten araştırmalar bulunmasına rağmen, pöroz bir yapıya ve büyük gren boyutuna (30-60 µm) sahip olmasına bağılı aşınmaya sebep olduğundan dolayı, çok başarılı bulunmamıştır (28). Ticari materyallerde, içeriklerindeki MgO oranı %8 ile %10 mol arasında değişmektedir. Soğuma döngüsü, özellikle tercih edilen 1100°C sıcaklıkta olan yaşlanma fazı, yüksek sinterleme sıcaklığı (1680°C ile 1800°C arasında) ile birlikte kontrol edilmelidir. Mg-PSZ'nin SiO₂'den bağımsız elde edilmesinin güçlüğünden dolayı, magnezyum silikatlar daha az magnezyum içermekte ve bu durum t-m dönüşümüne neden olmaktadır (27). Bu dönüşüm daha düşük mekanik özelliklere sahip ve daha az kararlı bir materyal oluşumu ile sonuçlanabilmektedir. Denzir-M[®] (Dentronic, AB, Skellefteå, Sweden) dental restorasyonlar için kullanılabilen tam sinterize Mg-PZS seramiklere bir örnektir (43).

4.2.3. Dönüşüm Sertleşmesi Mekanizması

Gerilim stresleri, aşındırma ve yüksek kuvvetler gibi stresler kitlede çatlak oluşumuna sebep olabilmektedir. Stres ile oluşan çatlak ucunda, tetragonal taneciklerin monoklinik faza dönüşmesine sebep olmaktadır. Monoklinik faza geçiş ile % 3-5'lik hacim artışı meydana gelmektedir (29). Hacim artışı, çatlağın ucunda sıkıştırıcı streslerin oluşmasına neden olup dış gerilim streslerinin nötrale etmektedir. Bu fenomen (Şekil 5), dönüşüm sertleşmesi olarak bilinmektedir ve çatlağın ilerlemesini önlemektedir (6, 7, 44, 45).

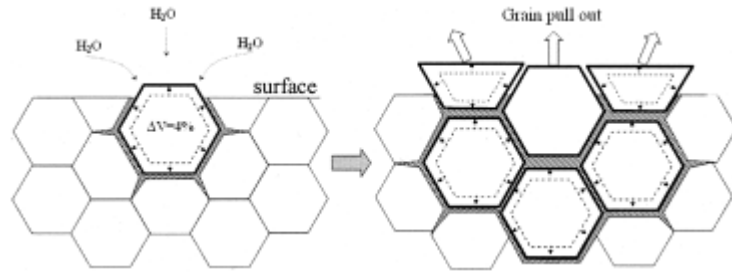


Şekil 5. Dönüşüm sertleşmesi mekanizmasının şematik gösterimi (28)

Zirkonya materyalinin başlangıçtaki yüksek dayanıklılığı ve kırılma sertliği gibi olumlu mekanik özellikleri diğer polikristalin seramiklerde bulunmayan bu özelliğine bağlıdır (6, 7, 22, 46). Stres miktarı arttığında, sertleşme mekanizması, çatlakların ilerlemesini önleyememekte, sadece çatlakların ilerlemesini zorlaştırmaktadır (28-30, 32, 47).

4.2.4. Zirkonyum Oksitin Yaşlanması ve Düşük Isı Bozulması (LTD)

Zirkonyum oksitin yaşlanması; metastaza uğrayabilen tetragonal fazın kendiliğinden ve artarak monoklinik faza dönüşmesi nedeniyle mekanik özelliklerinin zayıflamasıdır (28). Düşük ısılarda, (150-400°C) zirkonyanın yüzey grenlerinde, nemli ortamlarda tetragonal fazdan monoklinik faza yavaş bir t-m dönüşümü gerçekleşmektedir (48). Nem ve ısı varlığında faz değişimi ile ortaya çıkan bu yaşlanma davranışına Düşük Isı Bozulması (LTD) (low-temperature degradation) adı verilmektedir (49).



Şekil 6. Düşük ısı bozulmasının şematik görüntüsü (50).

Düşük ısı bozulması, temel olarak polikristalin zirkonyanın yüzeyinde başlar ve sonra materyalin içine doğru ilerler. Bir grenin dönüşümü grenlerin etrafında hacim artışına daha sonra da stres oluşumuna ve mikro çatlaklara neden olmaktadır. Su penetrasyonu, önce yüzey bozunumuna, arkasından da dönüşüm olayının artmasına neden olmaktadır. Dönüşüm alanının oluşumu, dayanımın bozunumuna neden olan mikro çatlaklara, gren kaybına ve sonuç olarak yüzeyin pürüzlenmesine yol açmaktadır.

4.3. Zirkonya Blokların Üretimi

Günümüzde, zirkonya destekli seramikler, özellikle Y-TZP seramikleri, metal alt yapı sabit köprülere alternatif olarak kullanılmaktadır (27, 51). Diş hekimliğinde kullanılan zirkonyum oksit bloklar aynı kimyasal yapıda olmalarına rağmen kullanılan tozun tipi ve üretim yöntemine bağlı olarak direnç ve ışık geçirgenliği açısından

farklılıklar göstermektedirler. Y-TZP tam seramiklerin üretilmesi, tam sinterlenmiş veya yarı sinterlenmiş Y-TZP blokların CAD/CAM sistemleri ile şekillendirilmesiyle meydana gelmektedir (21, 52).

4.3.1. Tam Sinterize Y-TZP Bloklar (HIP zirkonya)

HIP kelimesi ‘Hot Isostatic Pressing’ kelimelerinin baş harflerinden oluşmaktadır. Tam sinterize Y-TZP bloklar, ilk olarak 1500°C nin altındaki sıcaklıklarda ön sinterizasyona tabi tutularak % 95 yoğunluğa ulaştırılırlar. Ardından bloklar inert gaz atmosfer içinde, sıcak izostatik basınç altında 1400-1500°C de ikinci bir uygulamadan geçirilirler (49, 53). Böylece blokların % 99 yoğunluğa ulaşmaları sağlanır. Bloklar, özel olarak tasarlanmış freze cihazlarında şekillendirilmektedir. Bu sistemin, kazıma boyunca materyalde büzülme meydana gelmemesinden dolayı marjinal uyumun iyi olması gibi avantajları olmasına rağmen, blokların tam sinterlenmiş olması, sertliği artırırken şekillendirilmelerinin zor olmasına ve kullanılan elmas frezlerin kolay aşınmasına sebep olduğundan ekonomik açıdan dezavantaj oluşturur (54). Ayrıca HIP zirkonya ile üretilen restorasyonlarda zirkonya yüzeyi, fazla miktarda monoklinik faz içerir. Bu da yüzey mikroçatlaklarının oluşmasına, düşük ısılarda bozulmalara ve güvenilirliğin azalmasına neden olur.

4.3.2. Yarı Sinterize Y-TZP Bloklar (Non-HIP zirkonya)

Ön sinterizasyonu yapılmış ve freze ile şekillendirilen 3Y-TZP blokların üretimine, 2001 yılından itibaren başlanmış olup diş hekimliğinde popüler hale gelmiştir (55) ve birçok üretici firma tarafından farklı markalarda piyasaya sunulmuştur.

Non-HIP zirkonyanın üretilmesinde, sinterleme işlemi aşındırma işleminden sonra yapılmaktadır. Blokların üretiminde kullanılan 3Y-TZP 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 ve bu durum bloğun bozulmasına ve çatlamasına sebep olur. Bloklar soğuk izostatik basınç tekniği kullanılarak üretilmektedir. Sıkıştırılmış toz içindeki boşluklar 20-30µm boyutlarında çok küçük ve az yer kaplayan boşluklardır (27). Bloklar preslendikten sonra ön sinterizasyon yapılır. Ön sinterizasyon derecesi, blokların sertliği, freze edilebilirliği ve yüzeyin pürüzlülüğü üzerine etkilidir. Ön sinterizasyon derecesinin artması, blokların sertliğini ve yüzey pürüzlülüğü arttırmaktadır.

Frezelemenin iki aşamalı olması daha başarılı sonuç vermektedir. İlk kaba freze, düşük hızda yapılır iken son frezeleme işlemi daha yüksek hız ile yapılmaktadır. Freze edilmiş restorasyonların sinterizasyonu, özel olarak programlanmış fırınlarda kontrol edilerek yapılması önerilmektedir. Sinterleme sırasında, büzülme 1000°C’de başlar ve yaklaşık olarak hacimce %25 oranında büzülme meydana gelir. Sinterleme derecesi 1350 ile 1550°C’de 2 ile 5 saat arasında fırında kalma süresi ile yoğunluk %99’u geçmektedir.

Deformasyon oluşmasını engellemek amacıyla alt yapıların minimum kalınlığı 0,5 mm olmalıdır. Var olan rezidüel streslerin en aza indirilmesi amacıyla, restorasyonların 200°C’ye kadar fırında soğutulması gerekmektedir. Ayrıca, sinterleme derecesi ve zamanı, gren boyutunu etkilemektedir (56). Chevalier ve ark. 1500°C sıcaklıkta 5 saat süren sinterleme sonucunda, kübik faz miktarının arttığını belirtmişlerdir. Büyük kübik grenlerin artması, seramiğin düşük ısı bozumuna karşı direncini azaltmaktadır (34).

Non-HIP zirkonyanın üretilmesinde, sinterleme işlemi aşındırma işleminden sonra yapıldığından, stresin başlattığı t→m dönüşümü ve buna bağlı olarak yüzeyde serbest monoklinik faz miktarı azalır.

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

4.4. Zirkonya Destekli Restorasyonların Üretim Teknikleri

Zirkonya destekli seramiklerin kullanılmaya başlaması, Kopya-Freze tekniği ve CAD-CAM (Computer-aided design-Computer-aided manufacturing) teknolojisinin gelişmesi ile paralellik göstermektedir. Diş hekimliğinde 2 farklı yöntemle zirkonya destekli restorasyon yapılabilir (57):

1. Kopya - Freze Tekniği
2. CAD-CAM sistemi

4.4.1. 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 resin maketin bir frezleme cihazına yerleştirilmesi ile işlenir (58). Resin maket, direk olarak prepare edilen dişin üzerinde ya da ölçü sonrası elde edilen modelden indirek olarak hazırlanır. Her frezin grenli ve grensiz olanı vardır. Grensiz ile resinin üzerinde tarama yapılırken, diğer yanda 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.

Günümüzde, kopya-freze yöntemi ile kullanılan sistemler:

- Zirkonzahn sistem
- Ceramill sistemi
- Celay sistemi

4.4.2. CAD-CAM Sistemi (Bilgisayar Destekli Tasarım ve Üretim) (Computer Aided Design / Computer Aided Manufacturing)

Bu sistemde alt yapı tasarımı bilgisayar programı ile yapılmaktadır. Daha sonra yine bilgisayar programı ile yönlendirilen freze sistemi ile zirkonya bloktan alt yapı üretilmektedir. CAD-CAM sistemi ile iki şekilde blok kullanılarak restorasyon yapılabilir (59);

1. Monolitik bloklar: Lityum disilikat cam ve zirkonya seramiklerinden yapılır.
2. Standard (iki tabakalı) bloklar: CAD-CAM ile frezlenerek 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 (59).

CAD/CAM sisteminde, tasarımın bilgisayarda yapılmasının birçok avantajı vardır. Bunlardan en önemlileri tasarımın hızlı yapılabilmesi, restorasyonların yüksek hassasiyetle hazırlanması ve hazırlanan tasarımların kolaylıkla değiştirilebiliyor ve çoğaltılabiliyor olmasıdır. Tasarımlar için en hızlı şekilde ideal sonuçlara yaklaşmak mümkündür (60).

CAD/CAM sistemlerin geliştirilmesindeki amaç; geleneksel ölçü yöntemlerini elimine etmek, yapılacak restorasyonun doğal anatomisine, fonksiyonlarına ve preparasyonuna göre bilgisayar kullanarak tasarımını yapmak, masa başında restorasyonu üretebilmek, restorasyon kalitesini arttırmak (mekanik direnç, kenar uyumu, yüzey kalitesi) ve daha iyi bir estetik sağlamaktır.

CAD/CAM sistemlerinde kullanılan materyaller; alumina, zirkonya, porselen ve cam infiltre edilmiş alüminyum gibi seramikler, titanyum, kıymetli ve kıymetsiz metal alaşımlar, çeşitli kompozitler (32, 61) ve dayanıklılığı artmış dökülebilir akriliklerdir.

4.4.2.1. 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 (62). Sistemin bilgi toplayan parçasıdır (61, 63). Temelde iki farklı görüntüleme seçeneği vardır:

a) Optik tarayıcı

Bu tip tarayıcı tipinin ana temelinde triangulasyon prosedürü diye isimlendirilen yapıların üç boyutlu görüntüsünün elde edilmesi vardır (62). Işık kaynağı ve reseptör ünite birbirleriyle uygun açıda yerleşmelidir. Optik tarayıcıların çoğu harekete duyarlıdır. Hızlı ve yüksek çözünürlükte verilerin elde edilmesi optik tarayıcıların avantajlarıdır. Birçok CAD/CAM sisteminde tarayıcı, sistemin bir parçasıdır ve yalnızca uygun CAD yazılımı ile çalışmaktadır (61).

b) Mekanik tarayıcı

Mekanik tarayıcıda iğne ucu, küre ya da pin kullanarak güdük üzerinden mekanik tarama yapılır. Bu görüntülemeye ana modelin mekanik olarak üç boyutlu ölçümü

yapılır. Optik tarayıcı ile karşılaştırıldığında işlem daha uzun ve masraflı olmaktadır (62).

Dizayn Yazılımı (Software)

Bilgisayar ekranında restorasyonun üç boyutlu dizaynı ve planlamasının yapılabilmesi için bir bilgisayar ünitesi içerir. Kullanıcı CAD yazılımında bulunan, tam anatomik kron, kısmi kron, teleskop kron, inley, onley direkt kullanabileceği gibi, dental restorasyonların modifikasyonları yaparak, özel tasarım yapılabilir. Piyasada şu an mevcut CAD/CAM sistemleri yazılım programlarını sürekli geliştirmektedir (61).

Üretim (Processing Devices)

Restorasyonun tasarımı tamamlandığında, CAD yazılımı sanal modeli farklı bir formata dönüştürerek CAM ünitesinin üretime geçmesini sağlamaktadır. Kural olarak CAM üretiminden sonra bazı manuel düzeltmeler, final cilalanmalar, renklendirmeler ve porselen uygulamaları diş teknisyeni tarafından yapılır (63).

4.4.2.2. CAD / CAM Sistemlerinin Üretim Merkezlerine Göre Sınıflandırılması

CAD / CAM sistemlerinin üretim alanlarına göre 3 şekilde kullanılır (62, 64, 65).

1. Dental klinikte, direk hasta başında (chair-side) kullanılan sistemler
2. Dental laboratuvarında kullanılan sistemler
3. Üretim merkezlerinde kullanılan sistemler

Direk dental klinikte kullanılan sistemler

Bu yöntemde, konvansiyonel ölçü yerine intraoral kamera kullanılır. Kullanılacak olan 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 (65). Bu grupta kullanılan CAD-CAM sistemleri, CEREC ve E4D Dentist gibi sistemlerdir (66).

Dental laboratuvarında 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 (65). CEREC inLab, DCS Preci-fit, Cercon, Everest sistemleri bu gruptadır (66).

Üretim merkezlerinde kullanılan sistemler

Bu yöntemde, dental laboratuarda üretilen veriler, internet aracılığıyla, CAD/ CAM cihazının olduğu üretim merkezine gönderilir ve restorasyon hazırlandıktan sonra dental laboratuvara geri gönderilir (62, 64). Tüm alt yapıların aynı merkezde yapılmasıyla optimal kalite kontrolü sağlanır. Procera ve Lava sistemleri bu şekilde çalışmaktadır (66).

4.4.2.3. Günümüzde Kullanılan Güncel CAD/CAM Sistemleri

- CEREC 3 ve CEREC inLab sistem (Sirona Dental, Bensheim, Almanya)
- Cercon Sistemi (DeguDent, Hanau, Almanya)
- DC-Zirkon (DCS Dental AG, Allschwil, İsviçre)
- Lava sistemi (3M ESPE, Seefeld, Almanya)
- Kavo Everest Sistemi (Kavo Dental, Biberach, Almanya)
- Katana Sistemi (Noritake Dental, Aichi, Japonya)

Lava sistemi

Lava sistemi (3M ESPE, Seefeld, Almanya), 2002 yılında piyasaya sürülmüş olup, özel bir optik tarayıcı (Lava Scan), yazılım, bilgisayar destekli freze ünitesi (Lava Form) ve sinterleme fırınından (Lava Therm) oluşmaktadır (25). Preparasyon yapıldıktan sonra elde edilen model Lava Scan ile taranmaktadır. Tarama işlemi kron preparasyonu için 5 dk, 3 üyeli bir sabit bölümlü protez için 12 dk sürmektedir. Lava sisteminde yarı sinterlenmiş bloklar kullanılıyor olup CAD yazılımında olması gerekenden %20-25 daha büyük boyutlarda tasarım yapılmaktadır. Tasarım tek üye için yaklaşık 35 dk sürmektedir. CAM ünitesi ile tasarlanan yapı üretildikten sonra, 8 saat boyunca sinterleme işlemi için fırında bekletilmektedir. Alt yapı 7 farklı renk ile renklendirilebilmekte ve Lava Ceram ile veneerlenerek restorasyon elde edilmektedir (25). LAVA sistemi ile, ön ve arka bölge kuron protezleri, ön ve arka bölge 3 veya 4 üyeli köprü protezleri, inley, onley, kantilever köprü protezlerinin yapımı mümkündür.

4.5. Zirkonyum Oksit Alt Yapılar Üzerine Uygulanan Veneer Seramikleri

Diş hekimliğinde zirkonyanın kullanım yöntemlerinden biri, zirkonya alt yapıların veneer seramiği ile kaplanmasıdır. Zirkonya yüzeyine uygulanan veneer seramiği restorasyona doğal dişin renk ve translusentliğini verir. Veneer porselenleri, cam ve florapatit, alüminyum oksit ve lösit kristalin fazlarını içermektedir (21). Günümüzde, veneer seramiğin uygulanmasında üç farklı teknik uygulanmaktadır (54) (67, 68):

- Geleneksel tabakalama tekniği
- Presleme tekniği
- Dijital veneerleme tekniği (IPS e max CAD-on tekniği)

Tabakalama tekniğinde, veneer seramiği tozu, üretici talimatlarına göre likitiyle karıştırılıp fırça yardımıyla, zirkonya alt yapı üzerine uygulanır ve fırınlanır. Presleme tekniğinde ise kayıp mum tekniği kullanılır (54). Homojen seramik ingotlar ısıtılır ve mumun erimesiyle oluşan boşluklara basınç altında uygulanır. Tabakalama tekniği ile mükemmel estetik sağlanır, fakat fırınlama sayısının artması istenmeyen renk ve değişikliklere neden olur (54, 69). Presleme tekniği ile morfolojik şekillendirme kolay yapılmasına rağmen bu teknikte, tek renk seramik ingot kullanılması, istenilen renk, estetik ve optik özelliklere sahip restorasyon hazırlanmasını zorlaştırmaktadır. Bu seramiklerin monokromatik renge sahip olması, kullanım alanlarını kısıtlamaktadır. Bununla birlikte, restorasyonun revetmandan ayrılması sırasında uygulanan kumlama, modeldeki mumun temizliği, presleme malzemesinin kalitesi, ön ısıtma fırın sıcaklığı, presleme tekniğinin başarısını etkilemektedir.

Her iki teknik için, veneer seramiğin termal ekspansiyon katsayısı zirkonyadan biraz az veya aynı olmalıdır. Termal ekspansiyon katsayılarındaki oluşan büyük fark, restorasyonun ömrünü azaltan rezidüel streslere sebep olmaktadır (70). Kırılgan materyallerde oluşan rezidüel stresler, iki ayrı tabakadan oluşan restorasyonlarda direncin ve kırılma sertliğini etkileyen önemli faktörlerden biridir. Presleme ve tabakalama tekniğinin bağlantıya olan etkisini araştıran çalışmalarda, veneer seramiğin alt yapıdan ayrılması veya kırılmasını, yapım tekniğinden çok alt yapı dizynının etkilediği bildirilmiştir (68, 71, 72).

IPS e-max CAD-on tekniği tabakalama ve presleme tekniklerine alternatif olarak kullanılmaktadır. CAD-on tekniği, IPS e-max ZirCAD'ten yapılan zirkonya alt yapı ve IPS e-max CAD'ten yapılan lityum disilikat üstyapının birleşiminden oluşur. Özel olarak geliştirilen cam seramik ile homojen bir şekilde bağlanma sağlanır. Üreticiler, bağlanmayı sağlayan cam seramiğin, tiksotropik özelliğinden dolayı, özel bir titreşim cihazı ile karıştırılarak kullanılmasını önermektedir (73). Tek bir kullanım için imal edilmiş olan kapsüller, özel bir vibratörün üzerine konulur, 10 saniye sıvı hale getirmek için beklenir ve alt yapı ve üst yapı arasına uygulanır ve sinterlenir. IPS e-max CAD-on tekniği ile posterior bölgede 3-4 üyeli restorasyonlar yapılabilir. Bu yeni tekniğin laboratuarda daha kısa zamanda ve az enerji harcayarak zirkonya esaslı IPS e-max CAD restorasyonların yapımı sağlaması gibi avantajları varken, laboratuvar hassasiyetinin ve maliyetinin fazla olması gibi dezavantajları bulunmaktadır.

Kanat ve arkadaşları (74), zirkonya alt yapının veneerlemesi için kullanılan 3 farklı tekniğin, restorasyonun kırılma direncine, bükülme dayanımına ve makaslama bağlantı dayanımına olan etkisini incelediği çalışmada, tabakalama tekniğinin presleme tekniğine göre kırılma direncini arttırdığını, bükülme dayanımını azalttığını, CAD-on tekniğinin ise makaslama bağlantı dayanımını arttırdığını bildirmişlerdir.

4.6. Zirkonya Alt Yapılar ile Üst Yapı Seramiklerinin Bağlantı Mekanizması

Birçok tam seramik sisteminin başarısı, alt yapı-veneer seramiğinin bağlanma dayanımına bağlıdır. Y-TZP içerikli zirkonya alt yapılar, yüksek bükülme direncine (900-1200 MPa) ve kırılma direncine (9-10 MPa/m²) sahip olmalarından dolayı üst yapı seramiğine nazaran daha dirençli yapıya sahiptirler (3,4). Klinik araştırmalar, zirkonya alt yapıların nadiren başarısız olduğunu ortaya koymaktadır (5,6). Veneer seramiğin güvenilirliği ve başarılı performansı, alt yapı materyaline olan adezyonu ve mekanik bütünlüğü ile sınırlıdır. Uzun süreli bir bağlanma için alt yapı ve veneer seramiğin mekanik özellikleri birbirlerine belirli ölçülerde uygun olmalıdır. Tam seramik restorasyonların başarısızlık oranlarını inceleyen literatür derlemeleri, veneer seramiğin delaminasyonunun yaygın bir başarısızlık tipi olduğunu göstermektedir. Delaminasyon, veneer seramiğin alt yapı materyalinden tabaka halinde ayrılması ya da bu iki tabaka arasındaki adeziv başarısızlık olarak tanımlanabilir. Bu ayrılmanın sebebi, zayıf bir veneer seramiğin kullanılması ya da zayıf bir alt yapı veneer bağlantısıdır. İki tabakalı

seramik yapıların dayanımı, kor veneer bağlantı veya veneer materyalinin kendisi gibi zayıf bileşenlere bağlıdır (75).

İyi bir bağlantı için, zirkonya alt yapı ve üst yapı seramiklerinin termal ekspansiyon katsayılarının birbirine yakın olması gerekmektedir. Zirkonya alt yapının termal ekspansiyon katsayısının veneer seramiğinden biraz fazla olması, soğuma sırasında zirkonyanın daha fazla büzülmesine ve veneer seramiğinde istenen sıkıştırıcı streslere neden olmaktadır. Böylece metal destekli porselen sistemlerindeki benzer şekilde az miktardaki sıkışmayla daha zayıf olan veneer seramik zirkonyum oksit seramiğine bağlanır. Veneer seramiği ve zirkonyanın termal ekspansiyon katsayısı arasındaki farkın $2.0 \times 10^{-6}/^{\circ}\text{C}$ fazla olması kendiliğinden delaminasyona neden olabilmektedir. Yapılan çalışmalarda, $0.75-1.7 \times 10^{-6}/^{\circ}\text{C}$ arasındaki katsayı farkı makaslama bağlanma dayanımını etkilemediği bildirilmiştir (31, 76).

Zirkonya ve üst yapı seramiği arasındaki bağlantı büyük oranda kullanılan veneer seramiğin tipine göre de değişmektedir (77, 78). Presleme tekniği ile yapılan veneer seramiklerinin, gerilme streslerine karşı dayanıklılıklarının fazla olması çatlak oluşumu oranını azaltmaktadır. Presleme tekniği ve tabakalama tekniğinin bağlanmaya olan etkisini karşılaştıran çalışmalarda, kumlama yapılan yüzeye direk preslenen veneerin çatlak ve kırık oranını azalttığı bildirilmiştir. Diğer yandan yapılan diğer çalışmalarda, tabakalama ve presleme tekniği ile veneerlemenin makaslama bağlantı dayanımında fark yaratmadığı bildirilmiştir (79).

Tabakalama tekniği ile veneer uygulamada, fırınlama sayısının da bağlantıyı etkilediği düşünülmektedir. Fırınlama sayısının bağlantıya olan etkisinin incelendiği bir çalışmada, 3 ile 5 fırınlama arasının bağlanma dayanımı arttırdığı bildirilmiştir (80, 81). Yapılan diğer bir çalışmada ise altı fırınlamadan sonra bağlantı kuvvetinin azaldığı bildirilmiştir (82).

Liner'in bağlanma dayanımına olan etkisinin araştırıldığı bazı çalışmalarda, bağlanma dayanımını etkilemediği bildirilmiştir (83, 84). Liner materyali, presleme tekniği ile birlikte kullanıldığında bağlanma dayanımı azalttığı bildirilmiştir. Bunun sebebinin, liner'in zirkonyaya bağlanma dayanımının dentin seramiklerinden daha az olduğu ve yüzeyde hava boşluklarına sebep olduğu ve yüzeyin ıslatabilirliğini azaltmasından kaynaklandığı düşünülmektedir. Bunun aksine, bazı araştırmacılar,

liner'ın, tabakalama tekniği ile veneerleme yapılan üst yapı seramiği ve zirkonya arasındaki bağlantıyı arttırdığını tespit etmişlerdir.

Araştırmalarda, fırınlama sonrası, soğuma hızının da zirkonya veneer seramik arasındaki bağlantıyı etkilediği bildirilmektedir (85-87). Gösteyemer ve arkadaşları, yavaş soğumanın (5 dk fırının içinde bekleme) bağlanma dayanımını, hızlı soğumaya (fırından hemen çıkarılması) göre düşürdüğünü bildirmişlerdir. Yapılan diğer çalışmada da, fırının dışında 4 dk bekletilerek sağlanan yavaş soğumanın, bağlanma dayanımını, hızlı soğumaya (fırının içinden hemen çıkarılması) göre arttırdığı bildirilmiştir.

Literatürde, zirkonya ve veneer seramiği arasındaki bağlantıyı arttırmak amacıyla zirkonya yüzeyine birçok yüzey işlemi uygulanmıştır. Fakat, literatürde bu konuyla ilgili olarak kesin bir sonuca ulaşılamamıştır (88).

Yapılan çalışmalara göre, zirkonya alt yapı ve üst yapı seramiği arasındaki bağlantı kuvvetini etkileyen birçok faktör vardır (31, 89, 90):

- Zirkonya ve veneer porseleni arasındaki farklı termal genleşme katsayısı sonucu oluşan rezidüel stresler (91)
- Zirkonya alt yapı yüzeyine uygulanan yüzey işlemleri
- Yüzeyin ıslanabilirliği
- Porselenin yapısındaki mikropöröziteler (92)
- Zirkonya alt yapıdaki yüzey defektleri (93, 94)
- Aşırı yükleme ve yorgunluk (95)
- Veneer porselenin düşük kırılma dayanımı (96)
- Uygun olmayan ani soğuma oranları (97)

4.7. Zirkonya Alt Yapılar ile Veneer Seramikler Arasındaki Bağlantı Direncini Arttırmaya Yönelik Uygulanan Yüzey İşlemleri

Zirkonya altyapılar ile veneer seramikler arasındaki bağlanma dayanımını arttırmak için yapılan yüzey işlemleri, yüzeye ekleme veya yüzeyden eksiltme yoluyla yapılmaktadır (88). Zirkonya ve veneer seramiği arasındaki mikromekanik bağlantı dayanımını arttırmak amacıyla, zirkonya yüzeyine, alüminyum oksit ile kumlama, lazer ile pürüzlendirme, aşındırma (elmas döner aletler ile pürüzlendirme), asit ile pürüzlendirme, plazma spreyci uygulama, ısı uygulanması, tribokimyasal silika kaplama,

zirkonyum oksit tozu ile kaplama ve liner materyalinin uygulanması gibi birçok yüzey işlemi uygulanmaktadır (88, 98, 99).

4.7.1. Kumlama

Kumlama, diş hekimliğinde en fazla kullanılan yüzey tedavi yöntemidir. Zirkonya restorasyonlar için kumlamanın amacı, zirkonya ve veneer seramiği arasında mekanik bağlantıyı arttırabilmek amacıyla farklı boyutlarda alüminyum oksit partiküllerinin basınç ile püskürtülerek, zirkonya yüzeyinde pürüzlülük ve buna bağlı retansiyon bölgeleri oluşturmaktır. Kumlamanın en önemli fonksiyonu ise yüzeydeki kontaminasyonları uzaklaştırmak ve yüzey alanını artırarak tutuculuğu arttırmaktır (31, 89, 98, 100).

Zirkonyanın kumlanabilmesi amacıyla kullanılan partikül boyutları 25 ile 120 µm arasında değişmektedir. Uygulamanın yapılacağı yüzeyin 10 mm uzağından, 10-15 s süreyle ve yüzeye dik bir pozisyonda alüminyum oksit partikülleri püskürtülmektedir. 4-6 atmosfer basınçlı kumlama cihazlarında gerçekleştirilen bu işlemin sonucunda pürüzlendirilmiş materyal yüzeyindeki çentikler, mekanik retansiyon sağlayıcı alanlar olarak görev yapmaktadır. Aşındırıcı partiküllerin boyutuna, tipine ve basıncın değerine göre zirkonya yüzeyi değişmektedir. Kumlama, yüzeyde oluşturduğu çatlaklarla, zirkonya destekli restorasyonların klinik ömrünü olumsuz etkileyebilmektedir (101). Çünkü kumlama, lokal olarak yüzeyin tetragonel fazdan monoklinik (t-m) faza dönüşmesine neden olabilir (102). Frezleme veya kumlama ile meydana gelen monoklinik zirkonya kristalleri, 1000-1100°C'de, 5-10 dakika fırınlandığında, tetragonal kristallere dönüşebilmektedir. Abrasiv partiküllerin hızla çarpması sonucu yüzeyde oluşan defekt büyüklüğü, partikül büyüklüğü ile orantılıdır; ancak bunun yanı sıra kullanılan zirkonyanın; kompozisyon, yoğunluk, sertlik ve gren boyutları da uygulanan yüzey işlemlerinin restorasyon üzerinde doğurduğu sonuçları etkilemektedir. Yapılan çalışmalarda, kumlamanın zirkonyanın yüzey pürüzlülüğünde ve topografisinde değişiklik yarattığı bildirilmiştir (103). Bazı araştırmacılar, kumlamanın zirkonya ve veneer arasında bağlantıyı arttırdığını (88, 99, 104, 105) ifade ederken bazı araştırmacılar ise bağlantı kuvvetini etkilemediğini bildirmişlerdir (84, 98, 106). Fischer ve arkadaşları (98), yaptıkları çalışmada, kumlamanın zirkonyanın yüzey pürüzlülüğünü arttırdığını, zirkonya ve seramik arasındaki bağlantıyı etkilemediğini bildirmişlerdir.

4.7.2. Lazer ile Pürüzlendirme

Lazer (Light Amplification by Stimulated Emission of Radiation), (Stimule edilmiş radyasyon yayılımı ile ışık güçlendirilmesi) teknolojisi kırk yıldan daha fazla süredir yüzey işlemi olarak endüstride kullanılmaktadır. Lazer ışığı, elde edilmiş biçiminden kaynaklanan, tek renkli olması (monokromatik), doğrusal olması (collimated), ışığı oluşturan fotonların aynı fazda olması (koherans), parlaklığın fazla olması ve çıkış etkinliği gibi önemli özelliklere sahiptir (107).

Tıpta ve diş hekimliğinde kullanılmasına sebep olan esas özelliği ise tek renkli olmasıdır. Bu özellik sayesinde lazer ile hedeflenen dokulara etki edilirken çevre doku tahribatı ise minimum düzeyde olmaktadır. Buna lazerin doku seçici özelliği denir. Lazerler, elde edildikleri maddelerin adıyla anılırlar (Tablo 2).

Tablo 2. Diş hekimliğinde sık kullanılan lazer tipleri ve etki çeşitleri (108).

	Lazer tipi	Dalga boyu	Lazerin yapısı	Kullanım yeri
Görülebilir ışık lazerleri	Argon	488-514 nm	Gaz lazer	Yumuşak doku
	Diyot	635, 670, 810, 830, 980 nm	Yarı iletken	Sert ve yumuşak dokular
Infrared (kızıl ötesi) lazerler	Nd:YAG	1 064 nm	Katı lazer	Sert ve yumuşak doku
	CO₂	9600-10600 nm	Gaz lazer	Sert ve yumuşak doku
	Ho:YAG	2100 nm	Katı lazer	Yumuşak doku
	Er:YAG	2940 nm	Katı lazer	Sert doku
	Er:Cr:YAG	2780 nm	Katı lazer	Sert doku

Lazer enerjisi, son zamanlarda, dental materyallerin yüzey işlemlerinde ve dental işlemlerde rutin olarak kullanılmaktadır (109, 110). Özellikle, Er:YAG ve Er:Cr:YAG gibi lazerler kullanıldığında, sert diş dokularında, diş yapısında bulunan su, lazer enerjisini absorbe ettiğinde buharlaşmaya başlar. Buharlaşma ile oluşan hacim genişlemesi, yüzeyde mikro düzeyde patlamalara sebep olur ve diş yüzeyinin yüzey

pürüzlülüğü arttırır (111). Bununla birlikte, zirkonyanın yapısında su bulunmamaktadır. Lazer enejişinin zirkonyum oksit yüzeyindeki ana etkisi ise, lazerin yüzeyden emilmesi ve yüzeyde erimelere neden olmasıdır. Erimeler sonucunda da yüzey sertleşir. Zirkonya yüzeyinde meydana gelen bu değışiklikler farklı yüzey pürüzlölüklerine sebep olmaktadır. Bu yüzden, lazer enerjisi, zirkonya yüzey tedavilerinde kullanımı son zamanlarda ilgi odağı olmuş ve bununla ilgili birçok çalışma rapor edilmiştir. Hao ve Lawrence (112), zirkonya yüzeyine Nd:YAG lazer uyguladıkları bir çalışmada, lazerin zirkonya yüzeyinde yüzey pürüzlölüğü kadar yüzey ıslanabilirliğini de arttırdığını bildirmişlerdir (112).

4.7.3. Aşındırma

Aşındırma, mekanik bağlantının arttırılması için ZrO_2 yüzeyinin pürüzlendirilmesine alternatif bir yöntemdir (113). Yüzey aşındırılması için zımpara kağıdı ya da diski (SiC ya da Al_2O_3), 50 μm 'den 250 μm 'ye kadar farklı tanecik boyutlarına sahip diğer aşındırıcı partikülleri ya da Al_2O_3 ile kumlama (114, 115) ve elmas frez ile aşındırma (115) gibi pek çok yöntem bulunmaktadır. Bu yöntemin avantajı, klinikte yapılması kolay bir yöntem olmasıdır. Bu yöntemin dezavantajı ise yüzeyde mikro çatlaklara sebep olması ve materyalin kırılma dayanımını azaltmasıdır. Aşındırmanın dayanıklılık üzerindeki olumsuz etkilerini en aza indirmek için aşındırma işlemini en uygun koşullarda uygulamak gerekmektedir. Aşındırma işleminin yönü, aşındırıcı grenlerin büyüklüğü, aşındırma hızı, ve kesme derinliği materyalin dayanıklılığını etkileyen faktörlerdir

4.7.4. Asit

Tam seramik restorasyonların yüzeyinin pürüzlendirilmesi için HF ve H_3PO_4 gibi organik asitler tavsiye edilmektedir (99). En başarılı yüzey pürüzlölüğü %2,5'dan %10'a kadar değışen oranlarda hidroflorik asidin (HF) 2–3 dakika uygulanması ile sağlanmaktadır. Asit ile pürüzlendirme, cam içerikli seramiklerin pürüzlendirilmesinde başarılı olurken, polikristalin seramiklerden olan zirkonyanın pürüzlendirilmesinde etkili değildir. Çünkü, zirkonya, hacimce %15'ten daha az silika ve küçük bir miktar cam faz içermekte ya da hiç cam faz içermemektedir, ayrıca kimyasal olarak inerttir (116). Asit ile pürüzlendirmenin etkili ve uygun bir yöntem olmadığı düşünülmektedir (99).

4.7.5. Plazma Sprey

Plazma tekniği, birçok materyalin yüzey özelliklerinin değıştirilmesi amacıyla yaygın olarak kullanılan bir yöntemdir. Plazma aşındırma yönteminde elektrik akımıyla yüksek hızlara ulaşan plazma gazı iyonları, çarptığı yüzeydeki atomları uzaklaştırarak yüzey kontaminasyonunun giderilmesini ve artıkların uzaklaştırılmasını sağlar. Bu işlem için genellikle argon ve neon gibi inert gazlar kullanılır. Bu yöntemde kullanılan enerji çok yüksek olmadığı için iyonlar malzeme yüzeyinde derinlere ilerleyemezler. Üst tabakadaki atomlar uzaklaşmaya başlayınca alt tabakalar açığa çıkarak yüzey dağlanmaya başlar (117). Plazma aşındırma yöntemi aynı zamanda diğer yüzey şartlandırma yöntemleri için ön yüzey hazırlığı olarak da kullanılabilir.

Plazma polimerizasyon yönteminin, zirkonyanın rezin siman bağlantısına olan etkisini inceleyen çalışmada (118), yüzeyde hexametidisiloksan monomeri polimerleştirilerek rezin siman bağlantısında 3 kat artış elde edildiği bildirilmiştir.

4.7.6. Isı Uygulaması

Zirkonya alt yapıların veneerlenme işlemi esnasında 750-900°C sıcaklıklarda 2-5 defa fırınlanmaktadır. Zirkonya esaslı seramiklerde, ısı artışı tetragonal fazdan monoklinik faza dönüşümü ters yönde başlatarak yüzey sıkıştırıcı tabakayı zayıflatarak bükülme dayanımını azalttığı bildirilmektedir (119). Ayrıca, Y-TZP seramiklerde sıcaklık değışimleri, materyalin tanecik boyutu, taneciklerin dizilimini ve kitle içindeki porözitenin dağılımını değıştirdiği için yüzey çatlaklarının ilerlemesini sağlayabilmektedir.

Liu ve arkadaşları (99), kumlama ve ısı uygulamasının bağlantıya ve faz değışimine olan etkisini inceledikleri çalışmada, ısı uygulamasının zirkonya-porselen bağlantı dayanımını etkilemediğini, kumlama sonrası meydana gelen monoklinik faz miktarını ise azalttığını bildirilmişlerdir.

4.7.7. Tribokimyasal Silika Kaplama Yöntemi

Tribokimyasal silika (silikon dioksit) kaplama yönteminde, silika ile modifiye edilmiş Al_2O_3 partikülleri seramik yüzeyine uygulanır. Bu kum seramik yüzeyinde 15 µm derinliğe kadar gömülebilmek özelliğine sahiptir. Bu şekilde silika ile kaplanan seramiğin yüzeyinde bir cam fazı tabakası oluşturulmaktadır. Hem laboratuvarında hem

de klinikte kullanılabilen silika kaplama yöntemleri bulunmaktadır. Rocatec sistemi (Rocatec, 3M ESPE, Seefeld, Almanya) ve CoJet sistemi (CoJet, 3M ESPE, Seefeld, Almanya) silika-modifiye alüminyum trioksinin kullanıldığı hava basınçlı mikrokumlama sistemleridir. CoJet (30 µm), metal-seramik ve tam seramik restorasyonların kırıklarının kompozit rezin ya da adeziv siman ile direkt tamiri gibi klinik prosedürler için (120); Rocatec (110 µm) ise laboratuvar kullanımı için tasarlanmıştır. Özcan ve arkadaşları (121), 50 µm Al₂O₃ partikülleri ile kumlamanın, Rocatec ve Cojet sistemlerinin bükülme dayanımına olan etkisini inceledikleri çalışmada, kumlamanın zirkonyanın bükülme dayanımını azalttığı, Rocatec ve Cojetin ise bükülme dayanımını arttırdığını bildirilmişlerdir.

4.7.8. Zirkonyum Oksit Tozu Eklenerek Pürüzlendirme

Bu pürüzlendirme yöntemi, zirkonya tozunun likit ile karıştırılıp, yarı sinterlenmiş zirkonya alt yapı yüzeyine uygulanıp sinterlenmesi sonucu meydana gelir. Bu yöntemin, yüzey pürüzlülüğünü arttırmasına bağlı olarak mekanik kilitlenmeyi sağlayarak, zirkonya veneer bağlantı dayanımı arttırabileceği düşünülmektedir. Phark ve arkadaşlarının (122), zirkonyanın rezine olan bağlantı dayanımına olan etkisini inceledikleri çalışmada, uzun dönem makaslama bağlantı dayanımı arttırdığı ifade edilmiştir. Bu yöntemin dezavantajı, sadece yarı sinterlenmiş zirkonya yüzeyine uygulanabilir olmasıdır.

4.7.9. Liner Uygulanması

Liner materyali; aluminosilikat cam, gliserol, propilen glikol ve diğer materyallerden oluşan, toz ve likitin karıştırılması esasına dayanan bir materyaldir. Liner uygulanması, bazı üretici firmalar tarafından, zirkonya kor yapı ve veneer seramiği arasındaki bağlanma dayanımı arttırmak, zirkonyanın opasitesinin maskelemek ve ıslanabilirliği arttırmak amacıyla tavsiye edilmektedir. Fakat, liner uygulamasının, zirkonya ve veneer seramik arasındaki bağlanma dayanımını arttırdığı düşüncesi tartışma konusu olmaya devam etmektedir. Literatürde, liner uygulamasının bağlantı dayanımını pozitif yönde arttırdığı bildiren çalışmalar olmasına rağmen (31), bağlantıyı negatif yönde etkilediğini bildiren çalışmalar da mevcuttur (104, 123, 124). Kim ve arkadaşlarının (104), liner materyalinin bağlantıya olana etkisini incelediği çalışmada, liner'in bağlantıyı olumsuz etkilediği bildirilmiştir.

4.8. Zirkonyum Oksit Alt Yapılar ile Veneer Seramikleri Arasındaki Bağlantı Direncinin Değerlendirilmesinde Kullanılan Mekanik Test Yöntemleri

Üst yapı ve alt yapı seramiği arasındaki bağlantı kuvvetini değerlendirmek amacıyla gerilim ve mikrogerilim testleri, makaslama bağlantı testi ve eğme (bükme) testleri gibi birçok test yöntemi kullanılmaktadır (76, 88).

4.8.1. Gerilim Bağlanma Dayanımı Testi (Çekme Testi)

Gerilim bağlantı testi, alt yapı ve üst yapı arayüzündeki bağlanma dayanımının ölçülmesi için kullanılan in vitro test yöntemidir. Hazırlanan örneklerin arayüzüne dik olacak şekilde, örneklerin birbirinde ayrılana kadar, çift taraflı olarak kuvvet uygulanmaktadır. Çekme testlerinde birleştirilen farklı materyallerin elastisite modülleri ve dayanıklılıkları birbirinden farklı olduğu için malzemeler birbirlerini etkilemektedir. Bu durum kontrol edilemediği için ölçümlerin sonuçları saflığını yitirmektedir. Gerilim bağlantı testlerinin de; örnek geometrisindeki zorluk, bağlantı ara yüzeyinde homojen olmayan stres dağılımına bağlı koheziv kırılmaların oluşması gibi dezavantajları bulunmaktadır (125).

4.8.2. Mikrogerilim Bağlantı Testi

Mikro gerilim testi, ilk kez 1994 yılında Sano ve arkadaşları tarafından geliştirildi (3). 1mm²'den küçük yüzey alanlarının bağ dayanımının ölçülmesinde kullanılmaktadır. Mikro gerilim testi, mikrobarların iki ucundan yapıştırıldığı tablada, kopma meydana gelene kadar 1mm/dak hızla çekilerek bağlantı direncinin kaydedildiği in vitro test yöntemidir. Birim alana düşen gerilim direnci, uygulanan maksimum kuvvetin mikrobarların yüzey alanına bölünmesi ile elde edilmektedir (126). Bu testin, örneğin ekonomik olarak kullanımı, iyi stres dağılımı gibi avantajları bulunmaktadır (3). Mikrogerilim testinin yapım işlemlerinin zor olması, örnek hazırlamanın zorluğu, teknik hassasiyet ve özel ekipman gerektirmesi, 5 MPa'dan küçük bağlanma dayanımı değerlerinin ölçülmesinin zor olması ve örnekler çok küçük olduğundan kolaylıkla su kaybına uğraması gibi dezavantajları vardır. Ayrıca, üst yapı seramiği yüzeyinde oluşabilecek yapısal kusurlar düzensiz stres dağılımı ile sonuçlanarak, erken seramik kopmalarına neden olmakta, bu yüzden dental seramiklerden elde edilen ufak örneklerde yapısal hatalar oluşturmamak için oldukça hassas çalışılması gerekmektedir.

4.8.3. Makaslama Bağlantı Dayanımı

Makaslama bağlantı testi, bağlantı direncinin değerlendirilmesi amacıyla kullanılan en yaygın test yöntemidir (76, 91). Makaslama testi, iki farklı materyalden oluşan örnekler arasındaki bağlantıda ayrılma meydana gelene kadar, 0.5mm/dak hızla makaslama kuvvetinin uygulandığı in vitro test yöntemidir. Birim alana düşen makaslama direnci, uygulanan maksimum kuvvetin bağlantı yüzey alanına bölünmesi ile elde edilmektedir (100). Makaslama bağlantı dayanımı testi, bağlantı bölgesinde homojen olmayan stres dağılımlarının meydana gelmesi nedeniyle eleştirilmektedir (127). Örnek bünyesinde oluşan bu anormal stres konsantrasyonu çoğunlukla materyalin içinden başlayan koheziv kırıkların gözlenmesine neden olmaktadır (76, 127). Ayrıca bağlantının elastik modülüsü makaslama bağlantı testlerinin sonuçlarını etkilemektedir. Elastik modülüs arttığı zaman bağlantı yüzeyinde stres uniform şekilde dağılır ve bu durum yükün uygulandığı noktada oluşan stres konsantrasyonunu azaltır. Bu durum sonuçların yanlış yorumlanması, beklenenden daha düşük değerlerin elde edilmesi ve dolayısıyla materyallerin hatalı sıralanması ile sonuçlanabilmektedir (128). Bunların yanı sıra elde edilen veriler, örnek geometrisinden ve yükleme esnasında düzensiz stres dağılımının meydana gelmesinden de büyük ölçüde etkilenmektedir. Bu dezavantajlara rağmen, örneklerin kolay hazırlanabilmesi ve kolay sonuç alınabilmesi gibi avantajlarından dolayı, makaslama bağlantı dayanımı testi, zirkonya seramik bağlama dayanımının ölçülmesinde en çok kullanılan test yöntemidir (91, 100, 129).

4.8.4. Eğme (Bükülme) Testleri (Flexure Tests)

Bükülme dayanımı, üç ve dört nokta eğme ve biaksiyel eğme testleri ile ölçülmektedir (130). Tekrarlanabilir ve güvenilir sonuçlar veren üç ve dört nokta eğme testleri uygulandığında basma, çekme ve makaslama kuvvetleri birlikte meydana gelmektedir. Eğme testlerinin uygulanması sonucu kopma ve rotasyon görülmektedir (131). Bu eğme testleri örnek kenarlarındaki çatlaklara ve örnek hazırlanırken oluşan dikey yüzey çatlaklarına karşı hassastır. Biaksiyel eğme testinde, disk ortada konumlandığından kenarlarda defektler, erken başarısızlığa neden olmamaktadır (132). Üç ve dört nokta eğme testleri sonucu elde edilen değerler birbirine yakın olmasına rağmen dört nokta eğme testi diğer iki testten daha düşük değerler vermektedir (130, 133). Dayanaklar arasına yerleştirilen örneklerde kuvvetin uygulandığı tarafta basma

gerilmesi, ters tarafta ise çekme gerilmesi yoğun olarak görülmektedir. Üç nokta ve dört nokta eğme testleri hem tek komponentli kırılğan materyallerin hem de metal-seramik yapıların dayanıklılığını değerlendirmek için kullanılabilir (125).

Üç nokta bükülme testi: Test düzeneğine uygun olarak hazırlanan dikdörtgen şeklindeki örnek iki silindirik destek üzerine yerleştirildiğinde, ortasına kuvvet uygulayan uç etki etmekte ve meydana gelen eğilme gerilmesi hesaplanmaktadır

Dört nokta bükülme testi: Test düzeneğine uygun olarak aynı şekilde hazırlanan örneğin, her bir desteğin aralarındaki mesafenin dörtte bir kadar uzakta konumlanan iki yük tarafından uygulanan kuvvet sonucu meydana gelen eğilme ya da kırılma kuvveti hesaplanmaktadır.

Biaksiyel eğme testi: Test düzeneğine uygun olarak hazırlanan örneğe merkezden tek noktadan kuvvet uygulanmakta ve örneğin karşıt yüzünün kenarlarında tepki kuvveti oluşturulmaktadır (125).

4.9. Zirkonya Alt Yapılar ile Veneer Seramikleri Arasındaki Yüzey Analiz Yöntemleri

4.9.1. Taramalı Elektron Mikroskobu (Scanning Electron Microscope, SEM)

Taramalı Elektron Mikroskobu (SEM), katı cisimlerin mikro yapılarını değerlendirmek amacıyla kullanılan bir mikroskobik inceleme yöntemidir. SEM, küçük bir alana odaklanan yüksek enerjili elektronlarla yüzeyin taranması prensibiyle çalışır. Manfred von Ardenne öncülüğünde 1930'lı yıllarda geliştirilmiştir (134). En sık kullanıldığı biçimiyle, yüzeyden yayılan *ikincil* (secondary) elektronlarla yapılan ölçüm, özellikle yüzeyin engebeli (topografik) yapısıyla ilişkili bir görüntü oluşturur (134). Yörünge elektronları ile olan girişimler sonucunda yörüngelerinden atılan veya enerjisi azalan demet elektronları numune yüzeyine doğru hareket ederek yüzeyde toplanırlar. Bu elektronlar ikincil elektron (secondary electrons) olarak tanımlanır. İkincil elektronlar numune odasında bulunan sintilatörde toplanarak ikincil elektron görüntüsü sinyaline çevrilir. İkincil elektronlar numune yüzeyinin 10 nm veya daha düşük derinlikten geldiği için numunenin yüksek çözünürlüğe sahip topografik görüntüsünün elde edilmesinde kullanılır (134).

SEM görüntülerinin en önemli özelliği, numunedeki mikro yapısal oluşumların 3 boyutlu olarak görüntülenebilmesidir. Elde edilen 3 boyutlu görünümün arkasında yatan etken nokta SEM’de netlik derinliğinin çok yüksek olmasıdır. SEM mikroskobunun diğer özelliği, TEM ile karşılaştırıldığında kolay kullanılabilir olması ve servis kolaylığıdır. Ek olarak taramalı elektron mikroskobunda farklı sistem aparatları (attachments) kullanılarak numuneden kimyasal analiz alınabilmesidir (EDS/WDS)(135).

4.9.2. Kimyasal Analiz Yöntemleri

Kırık yüzeylerinin kimyasal analizi için çok sayıda yöntem bulunmasına karşın örneklerin boyutları, şekli, yüzey pürüzlülüğü ve ulaşılmak istenen bilginin çeşidi; bu yöntemlerin uygulanabilirliklerini kısıtlamaktadır. Bu yöntemler içinde kırık yüzeyleri için en fazla tercih edilen mikro analizlerin ve yüzey analizlerinin; enerji dağılımlı x-ışını spektroskopisi, taramalı Auger mikroanalizi, iyon mikroskobu, iyon dağılımı spektrometresi olduğu belirtilmektedir (136).

Enerji dağılımlı X-ray spektroskopisi (EDS)

Enerji dağılımlı X-ray spektroskopisi (EDS, EDX, veya XEDS), örneklerin elemental veya kimyasal karakteristik analizini yapan bir yöntemdir. EDS’nin en yaygın kullanıma sahip kırık yüzey analizi olduğu belirtilmektedir. Bu teknik X-ray kaynağının ve örneğin ilişkisine bağlıdır. Bu analiz yönteminde çok iyi odaklanmış bir elektron demeti ile yüzey uyarılmakta ve incelenmektedir. Her elementin, X-ray spektrumunda kendine özel pik oluşturan atomik yapısı mevcuttur. Örnek tarafından emilen X-ray enerjisi, enerji dağılımlı spektrometre tarafından ölçülür. Her atomun x-ray enerji emilimi farklı seviyelerde olması, örneğin element içeriğinin miktarını belirlemeyi sağlar. Bu sayede yüzeydeki tanecik içeriğinin elemental dağılımının nitel ve nicel ölçümleri yapılabilir. Bu analizin yüzey hassasiyeti 1-2 μm ile sınırlıdır (136).

4.9.3. Yüzey Pürüzlülüğünün Ölçülmesi, Profilometre cihazı

Profilometre cihazları; yüzey pürüzlülüğünün iki boyutlu ölçümünü sağlayan, pürüzlülük ile ilgili rakamsal değer verebilen ve kullanımı kolay cihazlardır. Tarayıcı parça; yüzeye temas eden iğne uçlu bir elmas veya yüzeye temas etmeyen lazer bir uç olabilir. Yüzeyin taranmasıyla elde edilen veriler elektriksel akım farklılıkları olarak

kaydedilir. Dijital veya analog donanım ve yazılım kullanılarak bu veriler grafiksel ve sayısal değerlere dönüştürülür. Profilometre cihazlarında yüzey pürüzlülüğü mikrometre cinsinden ölçülmektedir. Sıklıkla kullanılan parametreler Ra (Ortalama pürüzlülük, Roughness average), Rmax (Maksimum pürüzlük derinliği) ve Rz (Ortalama pürüzlülük derinliği) parametreleridir. ‘Ra’ değeri, birim mesafedeki tüm yüzey düzensizliklerinin toplamının aritmetik ortalamasıdır. Günümüzde yüzey pürüzlülüğünün değerlendirilmesinde uluslararası kabul görmüş ve en sık tercih edilen pürüzlülük parametresi Ra’dır. Ortalama pürüzlük, yüzey profilinin mutlak değerinin integralidir.

4.9.4. X-Ray Difraksiyon (XRD, X Işını Kırınımı) Tekniği

X-ışını difraksiyonun 1912 yılında Max von Laue tarafından bulunmasından sonra bilim ve endüstride önemli bilgiler elde edilmiştir (137). X-ray difraksiyon (XRD) tekniği, X ışınlarını kullanarak seramik ve metal gibi kristal yapıli materyallerin moleküllerinin geometri ve şeklini belirlemek için kullanılmaktadır (138). X- Işını kırınım yöntemi, her bir kristalin fazın kendine özgü atomik dizilimlerine bağıli olarak ışınlarını karakteristik bir düzen içerisinde kırması esasına dayanır.

X-Işını Kırınım analiz metodu, analiz sırasında numuneyi tahrip etmez ve çok az miktardaki numunelerin dahi analizlerinin yapılmasını sağlar. X-ışını difraksiyonu ile kristalin bileşiklerin kalitatif olarak tanımlanması çok kolaydır. Bu uygulama her kristal maddenin kendine özgü bir X-ışını difraksiyon şekli vermesine dayanır. Bilinmeyen madde için elde edilen şekille aynı şekli veren referans belirlenerek maddenin ne olduğı saptanır. Difraksiyon verilerinden bazen bir karışımdaki kristalin bir maddeye ait kantitatif bilgiler de alınabilir (137).

Kristal yapıli materyaller atomik düzeyde incelendiğinde, atomların belirli bir dizilişle bir araya gelerek üç boyutlu geometrik bir yapı oluşturduğı görülmektedir. Bu geometrik yapıya “birim hücre (unit cell)” adı verilmekte ve birim hücre sürekli tekrarlayarak kristal yapıli materyalin kitlesini oluşturmaktadır. Birim hücrenin geometrik şekline göre; kübik, tetragonal, heksagonal, ortorombik, rombohedral, monoklinik ve triklinik olmak üzere yedi farklı kristal sistem mevcuttur (138, 139). Yüksek enerji ve düşük dalga boyuna sahip X ışınları kristal yapıda bir materyal üzerine gönderildiğinde, ışının yayılma doğrultusunda bulunan atom veya iyonlara ait elektronlar tarafından kırılarak farklı yönlerde dağıtılmaktadır. Difraktometre,

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

XRD analizi, malzemenin içerdği fazları, tanecik boyutunu, tanecik yönelimini ve kimyasal kompozisyonu belirlemek, örgü sabitlerini bulmak ve sıcaklık ve basınç gibi fiziksel parametrelere bağlı faz değişimlerini incelemek amacıyla kullanılmaktadır.

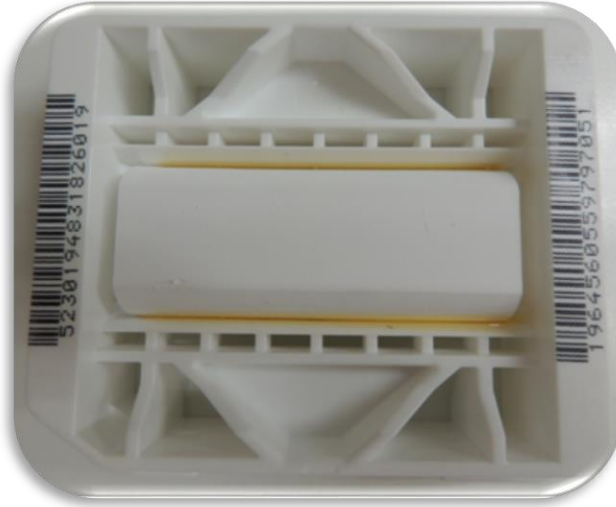
5. GEREÇ ve YÖNTEM

Bu araştırmada, zirkonya alt yapı seramiğine (LAVA™ Frame zirkonya) uygulanan farklı yüzey işlemlerinin faz dönüşüm miktarına ve yüzey pürüzlülüğüne olan etkisi ve uygulanan yüzey işlemleri ile birlikte liner uygulanmasının, alt yapı ile üst yapı seramikleri arasındaki bağlantı direncine olan etkisi araştırıldı.

Bu araştırma, Karadeniz Teknik Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı Laboratuvarı, Karadeniz Teknik Üniversitesi Makine Mühendisliği Anabilim Dalı Laboratuvarı, Recep Tayyip Erdoğan Üniversitesi Merkez Araştırma Laboratuvarı, Optimal Dental Protez Laboratuvarı ve Trabzon Diş Laboratuvarında yürütüldü.

5.1. Zirkonya Alt Yapı Örneklerin Hazırlanması

Çalışmamızda kullanılan, yarı sinterize LAVA™ Frame zirkonya (3M ESPE, St. Paul, Minnesota, USA) blokların (Resim 1), kimyasal içeriği Tablo 3’de, fiziksel özellikleri ise Tablo 4’de verilmiştir.



Resim 1. Lava Zirkonya blok.

Tablo 3. Lava zirkonya alt yapıların kimyasal içeriği (81).

Materyal	Kimyasal içeriği
LAVA™ Frame zirkonya	ZrO ₂ (95%), Y ₂ O ₃ (<3%), HfO ₂ (<1–3%) Al ₂ O ₃ (<1%), SiO ₂ (<1%).

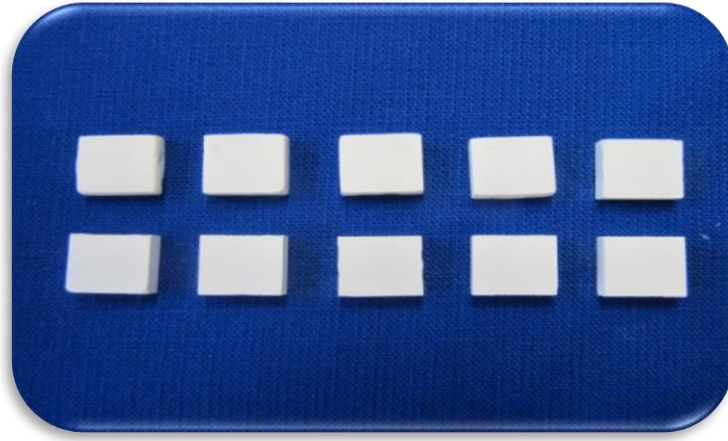
Tablo 4. Lava zirkonya alt yapıların fiziksel özellikleri (140).

Lava Alt Yapı Fiziksel Özellikleri	
Yoğunluk	6,02 g/cm ³
Bükülme dayanıklılığı	>1100 MPa
Kırılma direnci	5-10 MPa m ^{1/2}
Young's elastisite modülüsü	>205 GPa
Termal ekspansiyon katsayısı	10 ppm
Erime derecesi	2700 °C
Gren boyutu	0,5 µm
Vickers sertlik derecesi	1250

Lava Zirkonya bloklar, başka bir CAM (Charlydental 4X V2, Fransa) (Resim 2) cihazının freze ünitesine yerleştirildi ve sinterleme öncesinde büzülmeyi kompanse etmek amacıyla %18-20 büyük oranda toplam 80 adet yarı sinterlenmiş zirkonya alt yapı örneği elde edildi (Resim 3).



Resim 2. Charlydental 4X V2 milling cihazı



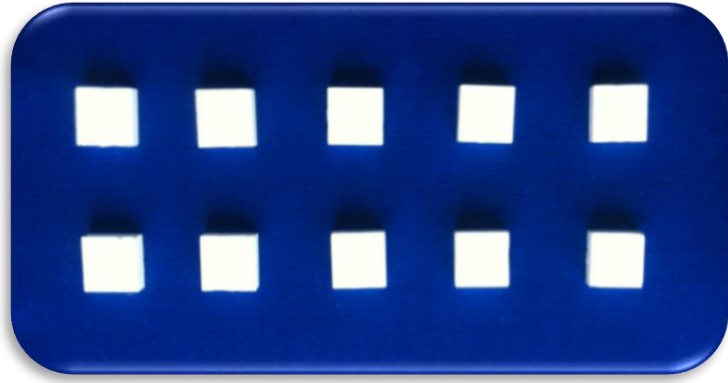
Resim 3. Sinterleme öncesi alt yapı örnekler

5.2. Zirkonya Örneklerin Sinterlenmesi

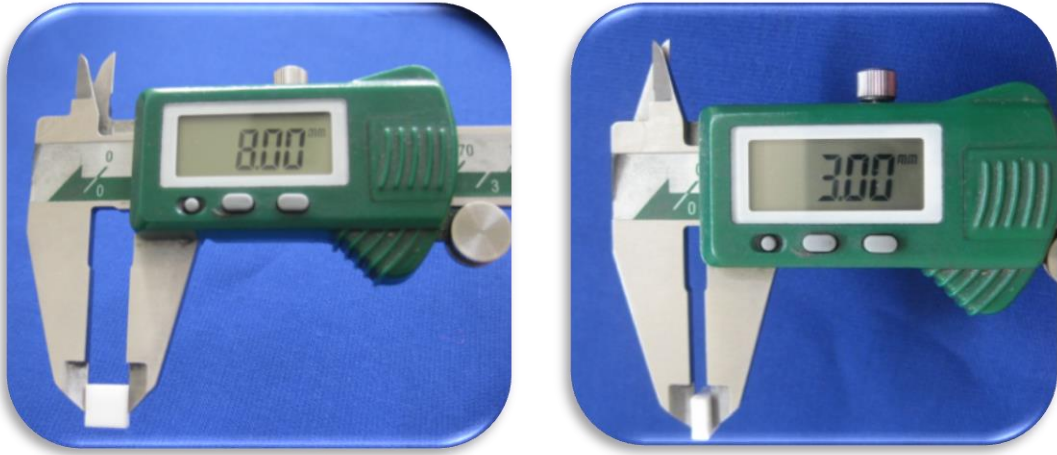
Yarı sinterlenmiş olan zirkonya örneklerin 60 adeti, üretici firmanın önerileri doğrultusunda ısısı maksimum 1500°C / 2732° F’de olacak şekilde 7,5 saat (kurutmayla 11 saat), Lava™ Furnace 200 (3M ESPE, St. Paul, Minnesota, USA) fırınında (Resim 4) sinterize edilerek %18-20’lik büzülme sonucu 8 mm, 8mm, 3mm boyutlarına getirildi (Resim 5,6).



Resim 4. Lava Term sinterleme fırını



Resim 5. Sinterleme sonrası alt yapı örnekleri



Resim 6. Sinterleme sonrası örnek boyutları

5.3. Deney Gruplarına Uygulanan Yüzey İşlemleri

Hazırlanan toplam 80 adet örnek, yüzey işlemlerine göre 8 ayrı gruba (n=10) ayrılmıştır (Tablo 5).

Tablo 5. Deney gruplarının oluşturulması

YÜZEY İŞLEMLERİ	LİNER(-)	LİNER(+)
KONTROL	10	10
KUMLAMA	10	10
LAZER	10	10
MODİFİYE ZİRKONYA	10	10

1. Grup (Kontrol): Kontrol grubundaki örneklere sinterleme sonrası herhangi bir yüzey işlemi uygulanmamıştır.

2. Grup (Kumlama): Örneklerin yüzeyine, partikül büyüklüğü 50 µm olan Al₂O₃ kum (Metoxide, Almanya) (Resim 7a) ile ince kalem uçlu kumlama cihazında (Easy Sand, Silfradent, İtalya) (Resim 7b), 4 bar basınç altında yaklaşık 10 mm mesafeden 20 saniye süreyle kumlama yapılmıştır. Kumlama işlemi, aynı araştırmacı tarafından dikey yönde tüm yüzey taranacak şekilde yapılmıştır.



Resim 7. Kumlama işlemi amacıyla kullanılan alüminyum oksit tozu ve kumlama cihazı. A: 50 µm alüminyum oksit tozu, b: Kumlama cihazı

3. Grup (Lazerle Pürüzlendirme): Zirkonya test örneklerinin yüzeylerine lazer ile pürüzlendirme işlemi, kendinden su soğutmalı, ticari amaçla kullanılan, dalga boyu 10.600 nm olan CO₂ lazer sistemi (Almira CO₂ Lazer, İstanbul, Türkiye) kullanılarak gerçekleştirildi (Resim 8). Lazer aletinin ucu ile örnek arası mesafe 1 mm olarak standardize edildi. Pilot çalışma amaçlı, zirkonya örneklerin yüzeyi 5 W, 10 W, 15 W, 20 W ve 25 W ile pürüzlendirildi. 5 W ve 10 W ile pürüzlendirmede yeterli pürüzlülük elde edilemedi. 20 W ve 25 W ile pürüzlendirmede ise karbonizasyon olduğu gözlemlendi. Bu yüzden, her bir zirkonya örneğin yüzeyi, 60 mm/s hız ve 15 W güçteki lazer ışını ile modifiye edildi.



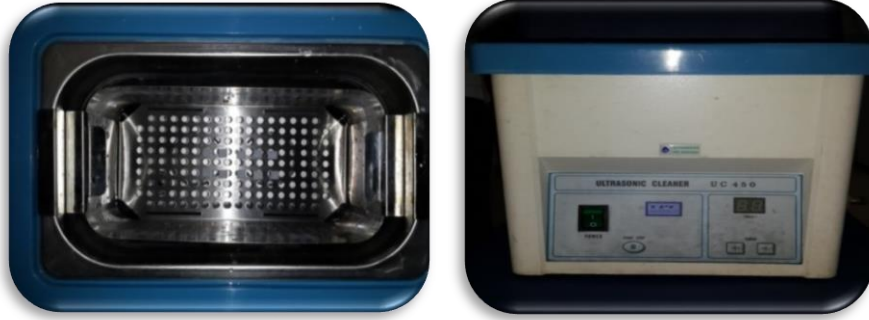
Resim 8. CO₂ lazer cihazı

4.Grup (Modifiye Zirkonya): Üretici talimatlarına göre hazırlanmış olan yarı sinterlenmiş zirkonya blok, milled makinesinde (Retsch, Mortar, Grinder RM 200, Haan, Almanya) (Resim 9a), öğütülerek zirkonyum oksit tozu elde edildi (Resim 9b). Elde edilen tozun boyutları ışık mikroskopunda (Olympus CBB, Tokyo, Japonya)(Resim 9c) incelenerek ortalama 3 µm boyutlarına getirildi. Toz, liner likitiyle ağırlıkça %55'i zirkonyum oksit tozu olacak şekilde karıştırılıp bulamaç haline getirildi. Yarı sinterlenmiş örneklerin yüzeyine fırça yardımıyla 2 kere sürüldü ve Lava™ Furnace 200 sinterleme fırınında üretici talimatlarına göre sinterlendi.



Resim 9. Zirkonyum oksit tozunun elde edilmesi için kullanılan cihaz ve elde edilen tozun görüntüsü. A.Milled makinesi, b:Zirkonyum oksit tozu, c:Işık mikroskobu

Yüzey işlemleri uygulanan örnekler, ultrasonik temizleyicide (TPC Advanced Technology, Model UC-450, Los Angeles, A.B.D.) 3 dakika süreyle distile suda bekletildi (Resim 10) ve buhar makinesi (BEGO Triton SLA, Bremen, Almanya) ile temizlendi.



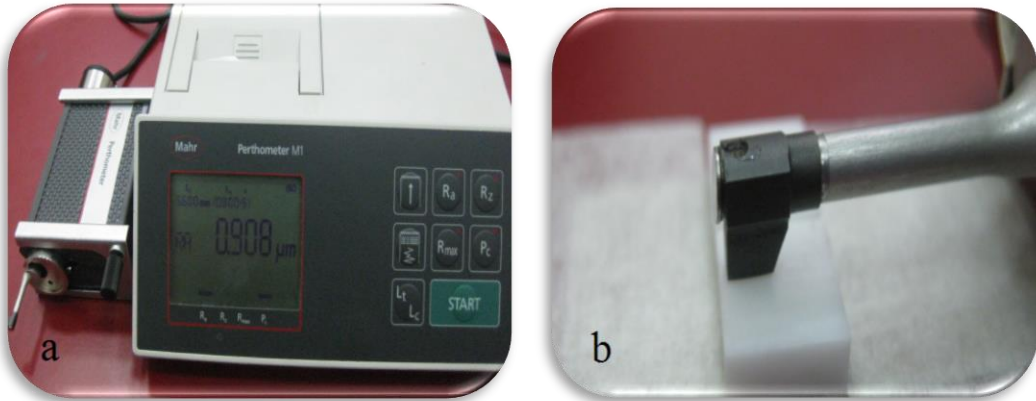
Resim 10.Yüzey işlemleri uygulanan örneklerin ultrasonik banyoda temizlenmesi.

5.4. Yüzey İşlemleri Yapılan Örneklerle Uygulanan Yüzey Analizleri

5.4.1. Profilometre ile Yüzey Analizi

Çalışmamızda, yüzey işlemleri uygulanmış örneklerin, ortalama yüzey pürüzlülüğü (R_a) ölçümü, Karadeniz Teknik Üniversitesi Makine Mühendisliği Anabilimdalı Laboratuvarında bulunan Perthometer M2 profilometre cihazı (Mahr GmbH, Göttingen, Almanya) kullanılarak yapıldı (Resim 11a).

Çalışmamızda, ölçüm aralığı, 5,6 mm olarak ayarlandı. Her 10 ölçümde bir kalibrasyon işlemi yapıldı. Her bir örneğin ortalama yüzey pürüzlülük (R_a) değerini saptamak için örnek yüzeyinde 3 farklı noktadan ölçüm yapılarak değerlerin ortalamaları alındı (Resim 11b) .



Resim 11. Yüzey pürüzlülüğünün ölçülmesinin ve kullanılan cihazın görüntüsü.
A:Profilometre cihazı. B:Yüzey pürüzlülüğünün ölçülmesi

5.4.2. XRD Analizi

Yüzey işlemi uygulanan zirkonya alt yapı örneklerin faz dönüşüm miktarı, Recep Tayyip Erdoğan Üniversitesi Merkez Laboratuvarında bulunan, monokromatik CuK α ışını kullanan X Ray Difraktometre (Rigaku Smart-Lab Difraktometre, Tokyo, Japonya) ile analiz edildi (Resim 12).



Resim 12. X Ray Difraktometre

Her gruptan 4 örneğin analizi yapıldı. Analizi yapılacak örnek, cihazın örnek tutucusuna yerleştirildi. Örnekler, Cu/K-alpha1 radsasyonda, 40 kV voltajda ve 30 mA akımda, 20-40 derece 2θ açısı arasında taratılarak analiz edildi. Tarama hızı $3^\circ/\text{dak.}$ ve 0.02° adım ile tarama yapıldı. X-ray difraksiyonu sonucu bulunan yoğunluk değerleri kaydedildi. Her örnekte, yoğunluğun arttığı bölgelerde gözlenen en yüksek değer ve bu değerlerin gözlemlendiği 2θ açıları belirlendi. Örneklerin işleme tabi tutulmuş yüzeylerindeki faz değiştirmiş monoklinik zirkonyanın tetragonal faza oranla göreceli miktarı (X_M) Garvie ve Nicholson yöntemine göre aşağıdaki denklem kullanılarak belirlendi (141).

$$X_M = [I_M(111^-) + I_M(111)] / [(I_M(111^-) + I_M(111) + I_T(111))]$$

I: Faz yoğunluğunun en yüksek değeri

M(111) : Monoklinik faza ait (111) kristal geometrisi gösteren düzlem

M(111⁻) : Monoklinik faza ait (111⁻) kristal geometrisi gösteren düzlem

T(111) : Tetragonal faza ait (111) kristal geometrisini gösteren düzlem

5.5. Hazırlanan Örneklerin Üst Yapılarının Oluşturulması

5.5.1. Liner Materyalinin Uygulanması

Yüzey işlemi uygulanan örneklerin yarısına liner (IPS e.max Ceram ZirLiner, Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein) uygulandı. Liner tozu ile likiti uygun kıvamda karıştırıldıktan sonra, fırınlama sonrası kalınlığı 0,1 mm olacak şekilde alt yapıya uygulandı (Resim 13). Daha sonra üretici firmanın önerileri doğrultusunda (Tablo 6) seramik fırınında (Programat P300, Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein) pişirildi (Resim 14).



Resim 13. Liner materyalinin hazırlanması. A: Kullanılan liner materyalinin toz ve likiti, b: Toz ve likitin karıştırılması, c: Uygulanması, d: Fırınlanması

Tablo 6. ZirLiner fırınlama prosedürü

	B	S	t	T	H	V1	V2
	C/°F	dak	°C/°F/ dak	°C/°F	dak	°C/°F	C/°F
ZirLiner Fırınlanması	403/757	4:00	40/72	960/1760	1:00	450/842	959/1758

T: Pişirme derecesi, B: Hazırlık ısısı, S: Ön kurutma süresi, t: Porselen fırın ısısının 1 dakikada yükselme derecesi, H: Pişirme derecesinde durma süresi



Resim 14. Seramik fırını (Programat P300, Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein).

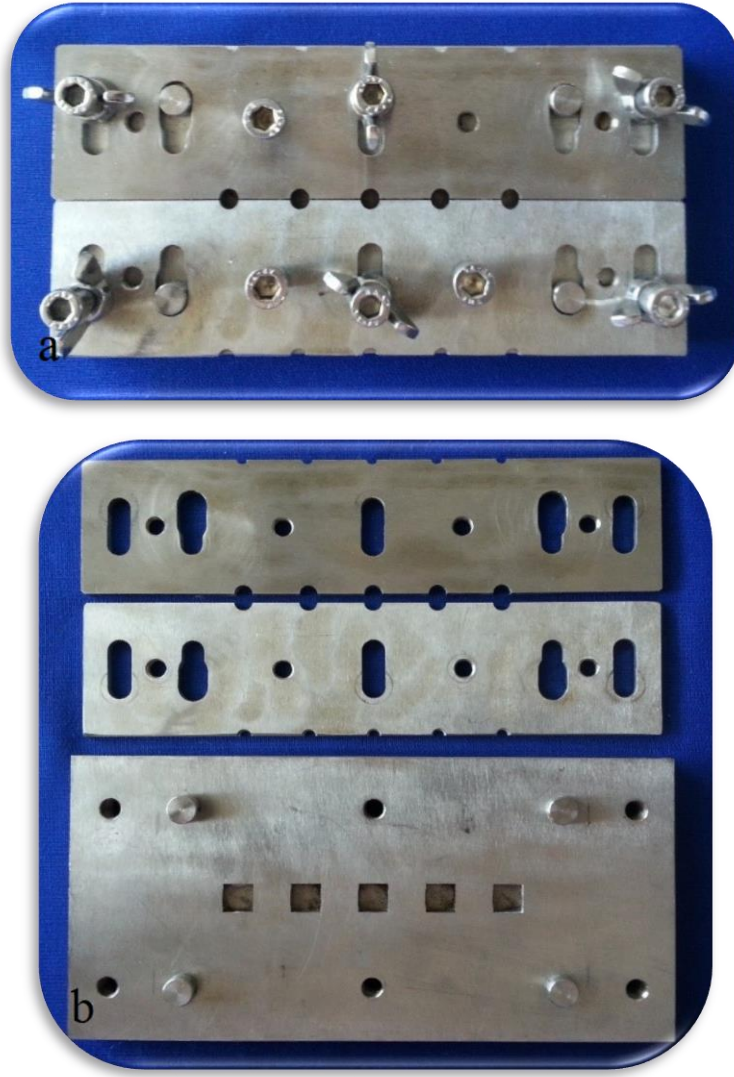
5.5.2. Tabakalama Tekniği ile Üst Yapıların Oluşturulması

Farklı yüzey işlemi yapılmış ve liner uygulanmış olan örneklere IPS e-max Ceram Dentin A1/TI 1 (Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein) veneer seramiği uygulandı (Resim 15).



Resim 15. IPS e-max Ceram veneer seramiği toz ve likiti

Zirkonya alt yapıların üzerine veneer seramiğinin standart olarak uygulanabilmesi amacıyla; paslanmaz çelikten 2 kademeli metal kalıp hazırlanmıştır. Hazırlanan metal kalıp; üzerinde zirkonya alt yapıların yer alacağı 8 mm, 8 mm, 3 mm boyutlarında 5 adet kare kesitli delik bulunan alt tabaka ve üzerinde veneer seramiğinin uygulanabilmesi için 5 mm çap ve 3 mm yüksekliğinde dairesel delik bulunan üst tabakadan oluşmaktadır (Resim 16 a,b).



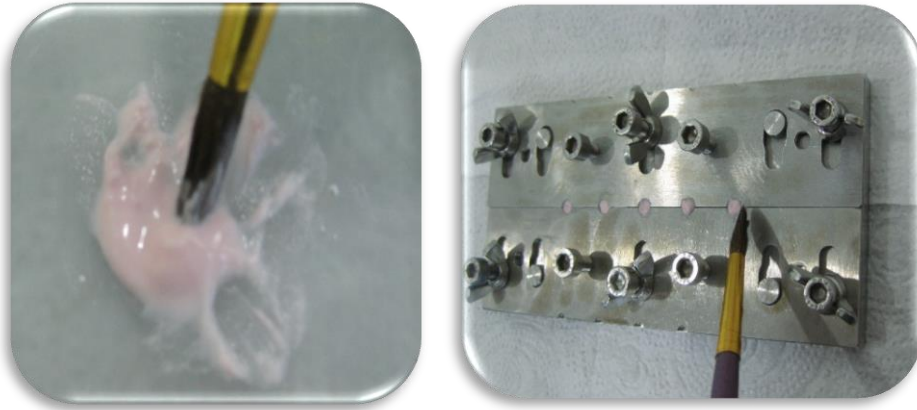
Resim 16. Veneer seramiğinin uygulanması için hazırlanan metal kalıp. A: Kapalı şekli, b: açık şekli

Veneer seramiğinin, fırınlama sırasında metal kalıba yapışmasını engellemek için kalıp üzerindeki boşluk bölgeleri izolasyon kalemi (Renfert, Hilzingen, Germany) ile izole edilmiştir (Resim 17).



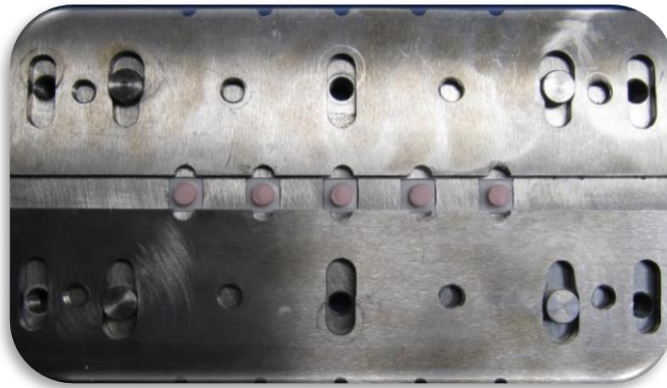
Resim 17. İzolasyon kalemi

Metal kalıba zirkonya alt yapılar yerleştirildikten sonra, tabakalama tekniği ile veneer porselenlerinin uygulanabilmesi için kalıbın üst parçası da birleştirilmiş ve hareketin sabit bir düzlemde sağlanabilmesi için kalıbın vidaları yerleştirilmiştir (Resim 18). Tabakalama tekniği ile uygulanan veneer seramiği üretici firmaların önerileri doğrultusunda kendi toz ve likitleri ile karıştırılmıştır. Hazırlanan seramik hamuru, poroziteyi minimuma indirecek şekilde kondensasyon tekniği ile uygulanmış ve kondensasyon sırasında açığa çıkan likit, kağıt mendil ile ortamdan uzaklaştırılmıştır (Resim 18).



Resim 18. Veneer seramiğinin hazırlanması ve metal kalıba uygulanması

Kalıp içinden özenle çıkarılan örnekler (Resim 19), Programat P300 seramik fırınında (Ivoclar Vivadent GmbH, Ellwangen, Jagst, Almanya) üretici firmaların belirttiği ısı ve sürelerde (Tablo 7) pişirilmiştir (Resim 20). Fırından çıkarılan örneklerde meydana gelebilecek büzülmeyi telafi etmek için metal kalıba yerleştirilen örneklere, tekrar veneer seramiği uygulanmış ve fırınlama işlemi tekrarlanmıştır.



Resim 19. Örneklerin kalıp içerisinden çıkarılması

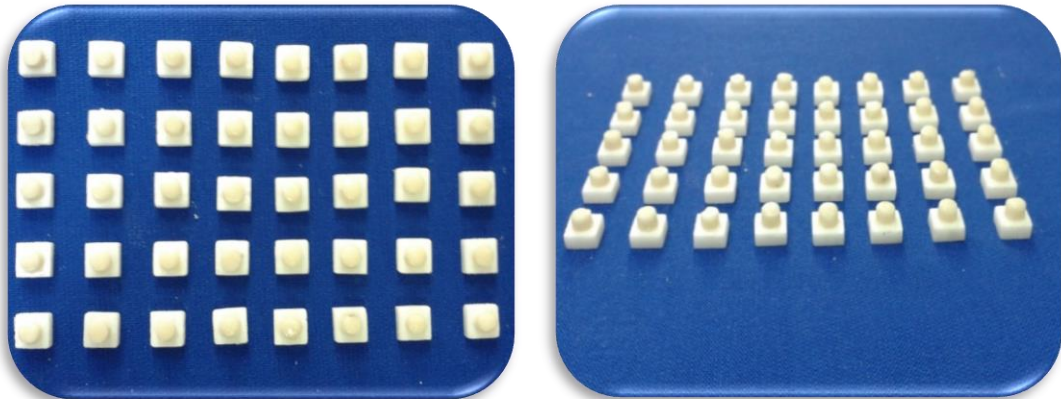
Tablo 7. IPS e-max Ceram için fırınlama prosedürü

	B	S	t	T	H	V1	V2
	°C/°F	dak	°C/°F	°C/°F	dak	°C/°F	°C/°F
Wash fırınlama	403/757	4:00	40/72	750/1382	1:00	450/842	749/1380
1.Dentin/insizal fırınlama	403/757	4:00	40/72	750/1382	1:00	450/842	749/1380
2.Dentin/insizal fırınlama	403/757	4:00	40/72	750/1382	1:00	450/842	749/1380

T: Pişirme derecesi, B: Hazırlık ısısı, S: Ön kurutma süresi, t: Porselen fırın ısısının 1 dakikada yükselme derecesi, H: Pişirme derecesinde durma süresi



Resim 20. Hazırlanan örneklerin seramik fırınında pişirilmesi



Resim 21. Hazırlanan zirkonya örnekler

5.6. Bağlanma Dayanımının Ölçülmesi

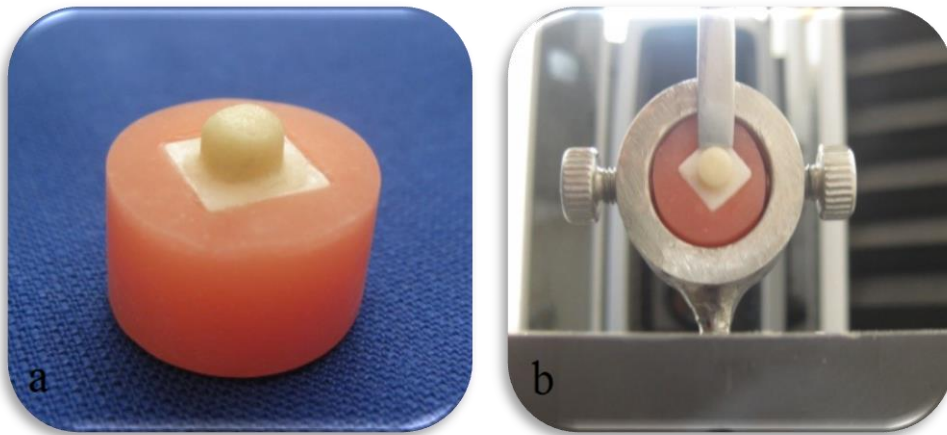
Bağlanma dayanımının ölçülmesi işlemi, Karadeniz Teknik Üniversitesi Makine Mühendisliği Anabilim Dalı araştırma laboratuvarında bulunan Instron Universal test cihazı (Instron Corp, Canton, Massachusetts, USA) kullanılarak yapılmıştır (Resim 22).

Bağlantı testi sırasında örneklerin sabitlenmesi için metal bir kalıp hazırlandı (Resim 23b). Metal kalıba sabitleme işleminden önce hazırlanan zirkonya alt yapı örnekleri silindirik silikon bir kalıp kullanılarak akrilik bloklara yerleştirildi.



Resim 22. Instron Universal test cihazı

Hazırlanan akrilik bloklar, metal kalıba sabitlendi ve kalıp üniversal test cihazına yerleştirildi. Kesme işlemini yapacak olan test apareyin ucu örneklerdeki veneer seramik yüzeyiyle 90° lik bir açı yapacak şekilde yerleştirildi. Daha sonra zirkonya-veneer seramik ara yüzüne 0,5 mm/dk hızla kesme kuvveti uygulandı (Resim 23).



Resim 23. Makaslama testinin uygulanması için hazırlanan düzeneğin görüntüsü. A: Akrilik bloğa yerleştirilmiş örnek, b: Hazırlanan metal kalıbın görüntüsü ve örnekler üzerine makaslama testinin uygulanması

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.

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

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

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

5.7. Kopma Şekillerinin İncelenmesi

Tüm örneklerin kırma deneyi sonrasındaki kopma şekilleri, Karadeniz Teknik Üniversitesi Makine Mühendisliği Anabilim Dalı laboratuvarında bulunan steriomikroskopta (Olympus CBB, Tokyo, Japonya) incelendi (Resim 24). Kopma şekilleri; veneer seramiğinin zirkonya alt yapıdan tamamen ayrıldığı adeziv kopma, veneer seramiğinin tamamen kendi içinde kırıldığı koheziv kopma ve her iki kırılma tipinin de görüldüğü kombine kopma (adeziv + koheziv) olarak 3 gruba ayrılarak değerlendirilmiştir.



Resim 24. Steriomikroskop cihazı

5.8 Taramalı Elektron Mikroskop (SEM) ve Enerji Dağılımlı X-Işını Spektroskopi (EDS/EDX) Analizi

SEM analizleri, Recep Tayyip Erdoğan Üniversitesi Merkez Araştırma Laboratuvarında bulunan taramalı elektron mikroskobu (JEOL/JSM 6600, Tokyo, Japonya) ile yapılmıştır (Resim 25). Bağlanma dayanımı testinden sonra kopma

yüzeylerini ve farklı yüzey pürüzlendirme işlemlerine tabii tutulan zirkonya alt yapılarının yüzey pürüzlülüğünü değerlendirmek için SEM analizi yapıldı.



Resim 25. SEM cihazı

SEM analizi yapılmadan önce, örnekler kurutulup alüminyum blok üzerine yapıştırıcı bir bant yardımıyla sabitlendi. Altın kaplama cihazı (Quorum, East Sussex, United Kingdom) kullanılarak örneklerin yüzeyi 10000 amper 3 dakikada kaplandı (Resim 26). 200 Å kalınlığında altın ile kaplandı. Örnekler 500x, 1000x ve 2000x büyütmede görüntülendi ve bu örnekler x1000 büyütmede enerji dağılım spektroskopisi (energy-dispersive x-ray spectroscopy= EDS/EDX) analizi yapıldı (Resim 27).

X-ray enerji dağılım spektroskopisi (Oxford instruments, Oxfordshire, United Kingdom) yüzey işlemleri yapılan zirkonya yüzeylerinin ve kırık yüzeylerinin kimyasal analizi tanecik içeriğinin elementer dağılımının nitel ve nicel ölçümleri için uygulandı.



Resim 26. Altın kaplama cihazı



Resim 27. EDS analiz cihazı

5.9. İstatistiksel Analiz

Çalışmada elde edilen bulguların istatistiksel değerlendirilmeleri, SPSS (Statistical Package for Social Sciences) Windows 17.0 istatistik paket programı kullanılarak yapıldı. Sonuçlar % 95 güven aralığında, istatistiksel anlamlılık $p < 0.05$ düzeyinde değerlendirildi. Çalışmada, zirkonya alt yapı materyaline uygulanan yüzey işlemlerinin, ortalama yüzey pürüzlülüğü değerlerine, göreceli monoklinik faz miktarlarına olan etkisinin istatistiksel olarak analizi, Kruskal Wallis testi ile değerlendirildi. Grupların karşılaştırılması için ise Mann-Whitney U testi kullanıldı. Liner uygulanmış ya da uygulanmamış, yüzey işlemi yapılmış olan tüm grupların, makaslama bağlantı dayanımı testi sonuçları istatistiksel olarak Kruskal Wallis testi ile analiz edildi. Yüzey işlemi yapılmış örneklerin liner uygulanması bakımından karşılaştırılması ise Mann-Whitney U testi kullanılarak yapıldı. Yüzey pürüzlülüğü ve makaslama bağlantı dayanımı sonuçları arasındaki ilişki Spearman korelasyon testi ile değerlendirildi. Çalışmada kullanılan liner materyalinin, makaslama bağlanma dayanımı üzerine etkisinin analizi, t testi ile incelendi.

6. BULGULAR

Araştırmamızda, zirkonya alt yapı seramiğine (LAVA™ Frame zirkonya) 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 liner uygulanmasının, altyapı ile üst yapı seramiği arasındaki bağlantı direncine olan etkisi makaslama bağlantı deneyi ile test edildi. Yüzey işlemi yapılmış örnek yüzeylerinin ve makaslama testi sonrası kırık yüzeylerinin topografik analizi, Tarama elektron mikroskobu (SEM) ile elementer analizi ise enerji dağılım spektroskopisi (energy-dispersive x-ray spectroscopy= EDS/EDX) ile yapıldı.

6.1. Yüzey Pürüzlülüğü Testi Sonuçları

Yüzey işlemi yapılmış örneklerin yüzeylerinde, profilometre cihazı ile yapılan ölçümler sonucu elde edilen, ortalama yüzey pürüzlülüğü değerleri ve standart sapmaları Tablo 8’de gösterilmiştir.

Tablo 8. Örneklerin, ortalama yüzey pürüzlülüğü değerleri ve standart sapmaları

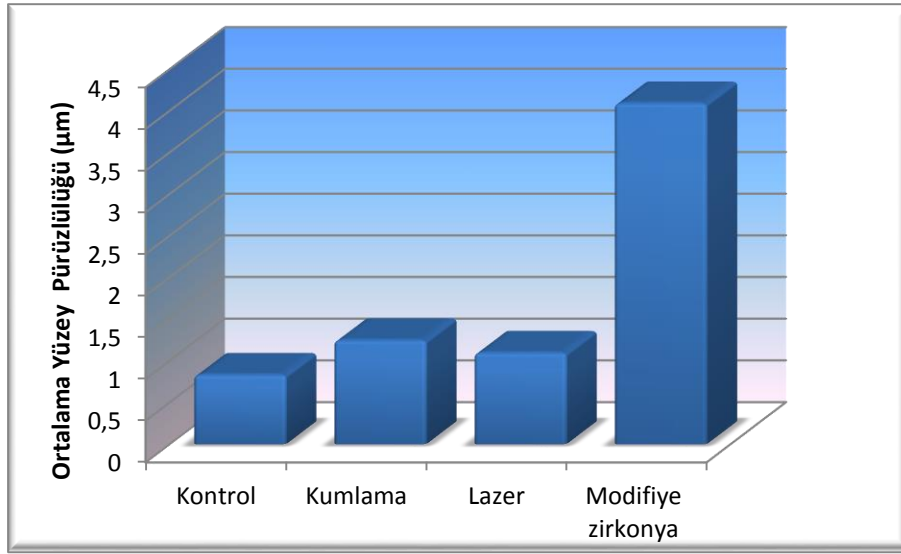
Yüzey Pürüzlülüğü	N	Ort.	Ss.
Kontrol	10	0.831 ^a	± 0.077
Kumlama	10	1.245 ^b	± 0.159
Lazer	10	1.095 ^c	± 0.093
Modifiye zirkonya	10	4.089 ^d	± 0.487

Grupların ortalama yüzey pürüzlülükleri harfler ile işaretlenmiştir, aynı harfi içeren gruplar arasındaki fark istatistik olarak önemli değildir ($p < 0.05$).

Yüzey pürüzlülüğü değerleri incelendiğinde, en yüksek ortalama yüzey pürüzlülüğü değeri modifiye zirkonya grubunda (4.089 μm), en düşük değerin ise kontrol grubunda (0.831 μm) olduğu görüldü.

Çalışmada grupların yüzey pürüzlülüğünün istatistiksel olarak karşılaştırılması, Kruskal Wallis testi ile yapıldı. Farklılığın hangi gruplardan oluştuğu, Mann-Whitney U testi ile değerlendirildi.

Grupların istatistiksel olarak karşılaştırılmasında, bütün gruplar arasında anlamlı fark gözlenmiştir ($p<0.05$). Kontrol grubunun değerleri diğer grupların değerlerinden istatistiksel olarak anlamlı bir şekilde düşük bulunmuşken ($p=0.000$), modifiye zirkonya grubunun değerleri ise diğer grupların değerlerinden anlamlı bir şekilde yüksek bulunmuştur ($p=0.000$). Kumlama grubunun yüzeyinin ortalama pürüzlülük değeri, lazer grubunun ortalama yüzey pürüzlülüğü değerinden anlamlı bir şekilde yüksek bulunmuştur ($p=0.023$)(Şekil 7).



Şekil 7. Ortalama yüzey pürüzlülüğü değerleri (µm)

6.2. X-Ray Difraktometre Analizi

Çalışmada, yüzey işlemi uygulanmış olan her grup içinden 4 örneğin, yüzey işlemi sonucu, faz değiştirmiş monoklinik zirkonyanın tetragonal faza oranla göreceli miktarı (X_M), X-Ray Difraktometre analizinde, 2θ açısında, $20^\circ - 40^\circ$ aralığında tarama işlemi yapılarak incelendi.

Örneklerin, faz değiştirmiş monoklinik zirkonyanın tetragonal faza göre miktarları (X_M) sonucu elde edilen ortalama değerleri ve standart sapmaları Tablo 9’da gösterilmiştir (Şekil 8). Elde edilen değerlerin istatistiksel olarak değerlendirilmesinde, zirkonya alt yapı örneklerine uygulanan yüzey işlemlerinin, faz değiştirmiş monoklinik zirkonya miktarını etkilediği gözlenmiştir ($p<0.05$).

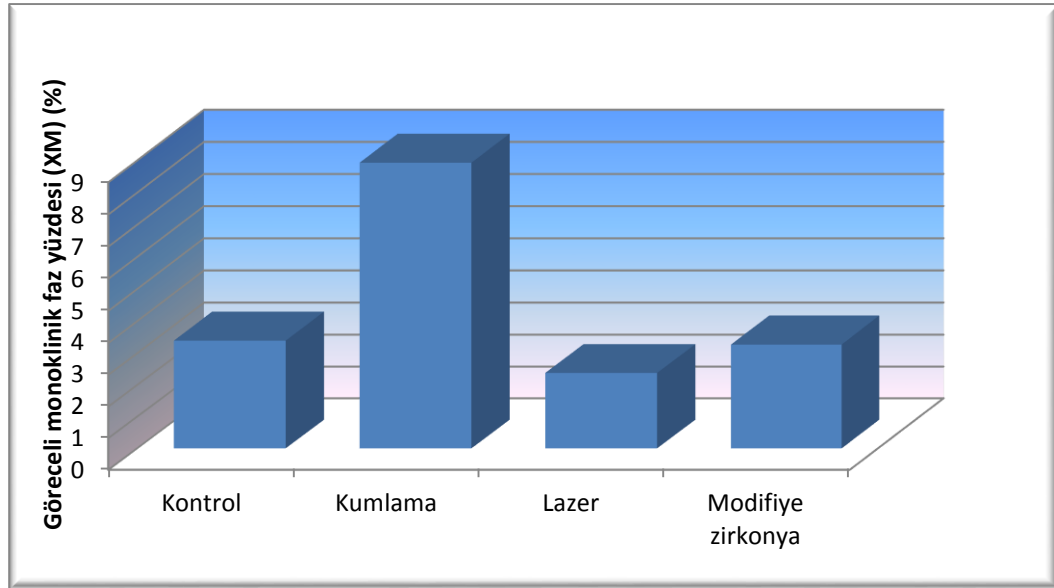
Kumlama grubunun X_M değeri (% 8.934), diğer grupların X_M değerlerinden anlamlı bir şekilde yüksek bulunmuştur ($p=0.021$). Kontrol grubunun X_M değeri (%)

3.396) ile modifiye zirkonya grubunun X_M değeri (% 3.275) arasında anlamlı bir fark yokken ($p>0.05$), lazer grubunun X_M değeri (% 2.383), diğer gruplara göre anlamlı bir şekilde düşük bulunmuştur ($p=0.021$).

Tablo 9. Örneklerin, ortalama göreceli monoklinik faz değerleri ve standart sapmaları

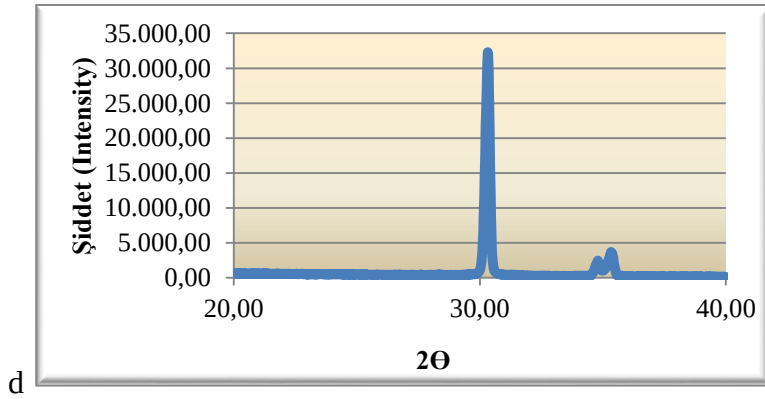
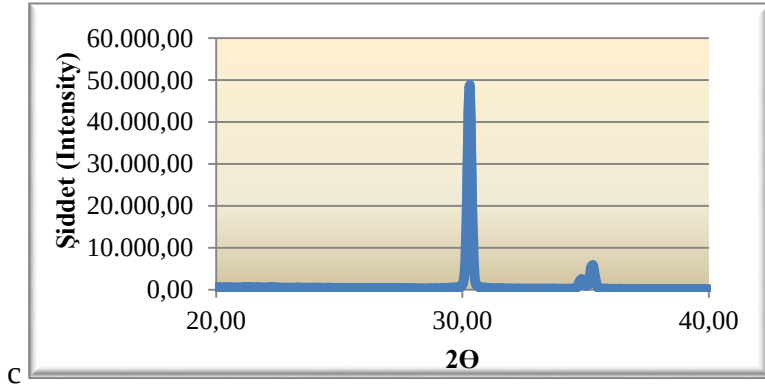
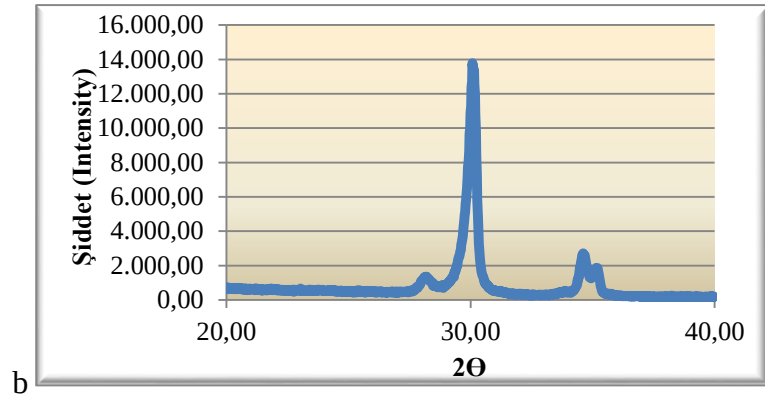
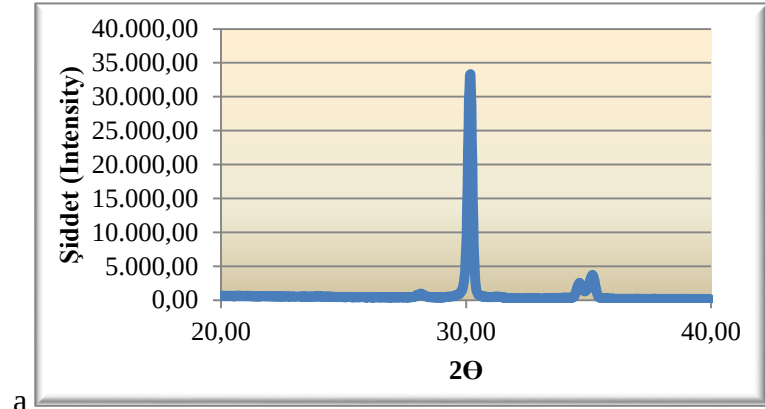
Faz Değişimi	N	Ort.	Ss.
Kontrol	4	3.396 ^a	±0.422
Kumlama	4	8.934 ^b	±1.815
Lazer	4	2.383 ^c	±0.117
Modifiye Zirkonya	4	3.275 ^a	±0.463

Grupların ortalama yüzey pürüzlülükleri harfler ile işaretlenmiştir, aynı harfi içeren gruplar arasındaki fark istatistik olarak önemli değildir ($p<0.05$).



Şekil 8. Örnek gruplarında X-ray difraktometre analizi ile tespit edilen X_M değerleri

Analiz sonucunda gruplara ait bazı örneklerin X-ray difraksiyon şekilleri Şekil 9'da gösterilmiştir. Kumlama sonrasında, zirkonya örneklerin yüzeyindeki grenlerin monoklinik faza dönüştüğü görülmektedir (Şekil 9b). Lazer ve zirkonyum oksit tozu ile kaplamada ise monoklinik pikler gözlenmemektedir (Şekil 9 c,d). Öte yandan, lazer grubunda diğer gruplara göre tetragonal pikin, daha keskin olduğu gözlenmektedir (Şekil 9c).



Şekil 9. Zirkonya örneklerinin X-ray difraksiyon şekilleri, A: Kontrol, b: Kumlama, c: Lazer, d: Modifiye zirkonya

6.3. Makaslama Bağlanma Dayanım Testi Bulguları

Çalışmamızda, zirkonya alt yapılara uygulanan farklı yüzey işlemleri ve liner uygulanmasının sonucu veneer porseleni ile olan ortalama makaslama bağlanma değerleri ve standard sapmaları Tablo 10’da gösterilmiştir. Ortalama makaslama bağlantı değerlerinin istatistiksel analizi, Kruskal Wallis Testi ile incelenmiştir.

Tablo 10. Örneklerin, makaslama bağlanma değerlerinin ortalama değerleri ve standart sapmaları

		N	Ort.	Ss.
LİNER (-)	Kontrol	10	20.16 ^a	±2.34
	Kumlama	10	20.47 ^a	±2.42
	Lazer	10	22.14 ^{ab}	±2.54
	Modifiye zirkonya	10	25.97 ^b	±2.87
LİNER (+)	Kontrol	10	19.60 ^a	±2.84
	Kumlama	10	13.49 ^c	±1.53
	Lazer	10	21.55 ^a	±2.42
	Modifiye Zirkonya	10	19.67 ^a	±3.39

Farklı harflere sahip gruplar arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılık bulunmaktadır ($p<0.05$).

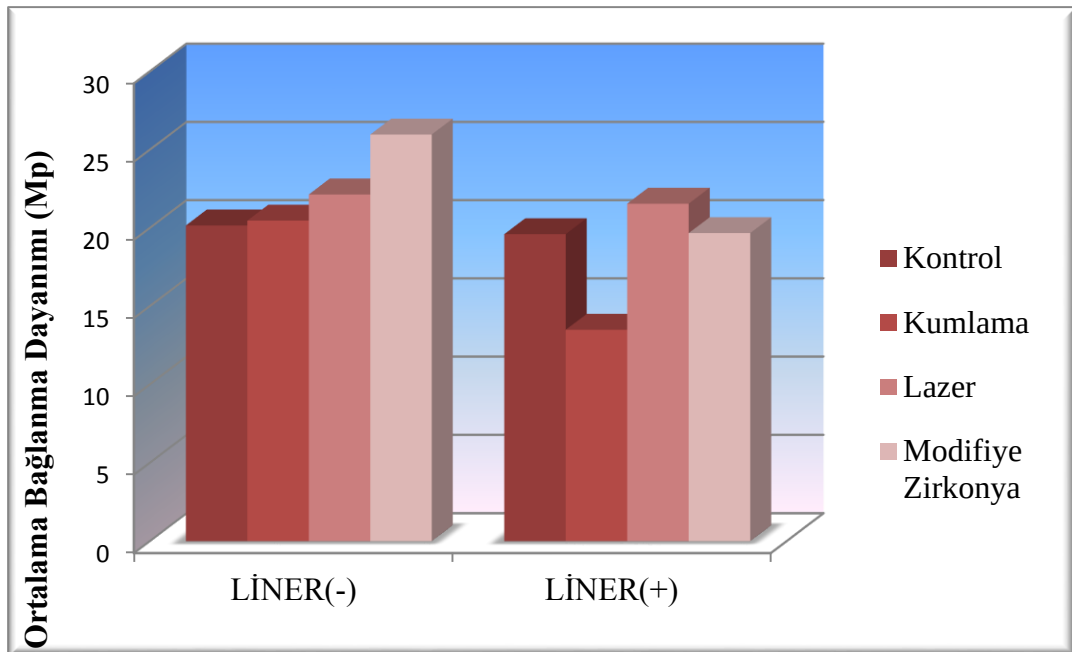
Yapmış olduğumuz çalışmada elde edilen ortalama makaslama bağlanma dayanımı değerleri, 25.97 ± 2.87 MPa ile 13.49 ± 1.53 MPa arasında değişmektedir. Rakamsal olarak en düşük bağlanma değeri, zirkonya yüzeyine kumlama ve liner uygulanan grupta, en yüksek bağlanma değeri ise, liner uygulanmayan modifiye zirkonya grubunda gözlenmiştir.

Liner uygulanan ve uygulanmayan grupların istatistiksel olarak karşılaştırılmasında, gruplar arasında anlamlı fark bulundu ($p<0.05$) (Tablo 11). Modifiye zirkonya grubunun makaslama bağlanma değerleri, liner uygulanmayan kontrol ve kumlama grubunun bağlanma değerlerinden ve liner uygulanan bütün grupların bağlanma değerlerinden anlamlı bir şekilde yüksek bulunmuştur ($p<0.05$). Liner uygulanmayan modifiye zirkonya grubu ve lazer grubunun bağlanma değerleri

arasında anlamlı fark bulunamadı. Liner uygulanan kumlama grubunun makaslama bağlanma değerleri, diğer bütün grupların bağlanma değerlerinden anlamlı bir şekilde düşük bulunmuştur ($p<0.05$) (Şekil 10).

Tablo 11. Grupların çoklu karşılaştırmalar sonucu elde edilen p değerleri.

		Liner(+)				Liner(-)			
		Modifiye zirkonya	lazer	kumlama	kontrol	Modifiye zirkonya	lazer	kumlama	kontrol
Liner (-)	Kontrol	$p>0.05$	$p>0.05$	0.000	$p>0.05$	0.000	$p>0.05$	$p>0.05$	
	Kumlama	$p>0.05$	$p>0.05$	0.000	$p>0.05$	0.000	$p>0.05$		
	Lazer	$p>0.05$	$p>0.05$	0.000	$p>0.05$	$p>0.05$			
	Modifiye zirkonya	0.000	0.007	0.000	0.000				
Liner (+)	Kontrol	$p>0.05$	$p>0.05$	0.000					
	Kumlama	0.000	0.000						
	Lazer	$p>0.05$							
	Modifiye zirkonya								



Şekil 10. Ortalama makaslama bağlantı değerleri

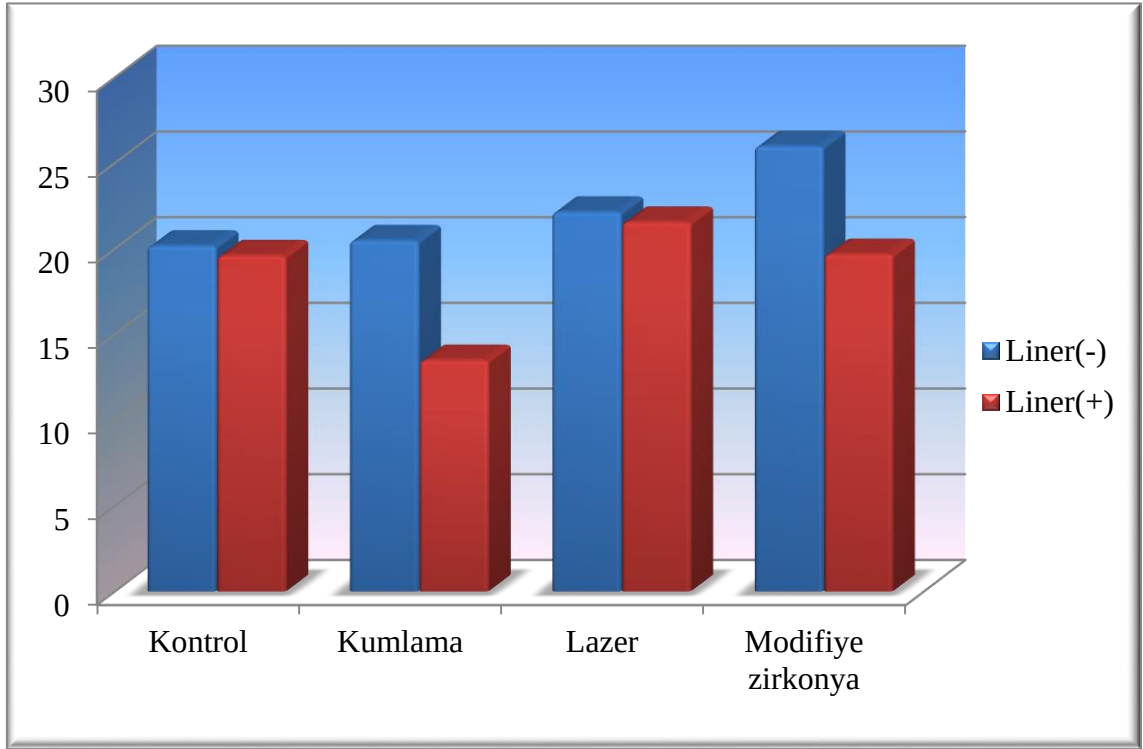
Çalışmamızda, yüzey işlemi yapılmış örneklerle, liner uygulanmasının makaslama bağlantı dayanımı değerlerine olan etkisinin istatistiksel olarak karşılaştırılması Mann-Whitney testi ile yapıldı (Tablo 12).

Tablo 12. Farklı yüzey işlemi uygulanan mateyallerin iki farklı bitim şeklindeki ortalama bağlanma dayanımı ve standart sapma değerleri ve Mann-Whitney testi sonuçları (n=10)

	Liner(-)	Liner (+)	P
	Ort ± Ss	Ort ± Ss	
Kontrol	20.16±2.34	19.60±2.84	0.450
Kumlama	20.47±2.42	13.49±1.53	0.000*
Lazer	22.14±2.54	21.55±2.42	0.496
Modifiye zirkonya	25.97±2.87	19.67±3.39	0.001*

***p<0.05**

Kontrol grubu ve lazer grubunda, liner uygulanan ile liner uygulanmayan gruplar arasında istatistiksel olarak anlamlı fark bulunamamıştır ($p>0.05$). Kumlama grubunda liner uygulanmayan ile liner uygulanan arasında istatistiksel olarak anlamlı fark bulunmuş ($p<0.05$) olup liner uygulanmayan kumlama grubunun değerleri, liner uygulanan kumlama grubuna göre yüksek bulunmuştur. Modifiye zirkonya grubu değerlerinde, liner uygulanmayan ile liner uygulanan arasında istatistiksel olarak anlamlı fark bulunmuştur ($p<0.05$). Liner uygulanmayan modifiye zirkonya grubu, liner uygulanan modifiye zirkonya grubuna göre yüksek bulunmuştur (Şekil 11).

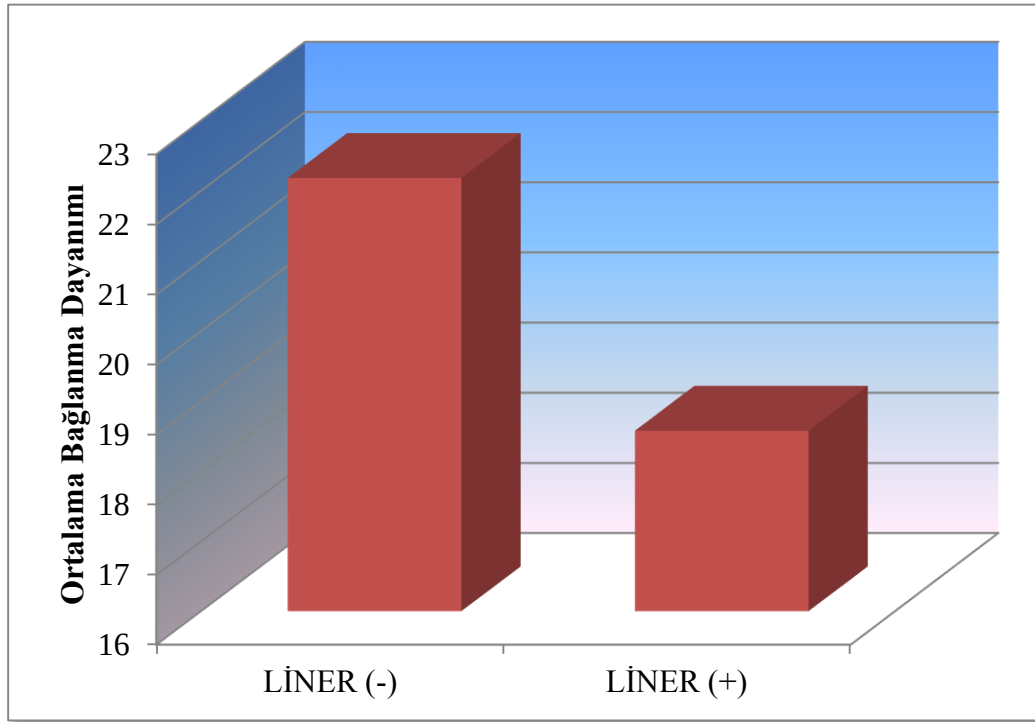


Şekil 11. Farklı yüzey işlemlerine tabi tutulmuş zirkonya örneklerinin liner materyalinin uygulanmasına ya da uygulanmamasına bağlı olarak bağlanma dayanımlarının karşılaştırılması.

Çalışmada kullanılan liner materyalinin, makaslama bağlanma dayanımı üzerine etkisinin istatistiksel analizi t testi ile incelenmiştir. Liner materyalinin uygulandığı ve uygulanmadığı grupların toplamının bağlanma dayanımı değerleri karşılaştırıldığında, gruplar arasında istatistiksel olarak anlamlı fark bulunmuş ($p < 0.05$) olup liner uygulanmayan grubun değerleri istatistiksel olarak önemli derecede yüksek bulunmuştur (Tablo 13) (Şekil 12).

Tablo 13. Liner uygulanan ve uygulanmayan grupların ortalama bağlanma dayanımı değerleri ve standard sapmaları

	N	Ort.	Ss.
Liner(-)	40	22.18	± 3.39
Liner(+)	40	18.58	± 3.98



Şekil 12. Liner uygulanan ve uygulanmayan grupların bağlanma dayanımlarının karşılaştırılması

6.4. Gruplar Arası İlişkinin Analizi

Yüzey pürüzlülüğü ile yüzey işlemleri yapılmış örneklerin makaslama bağlantı dayanımı değerleri arasındaki ilişki Spearman korelasyon testi ile incelenmiştir. İstatistiksel analizin sonucunda, %50 düzeyinde pozitif yönlü anlamlı bir ilişki bulunmuştur ($p=0.001$). Yüzey pürüzlülüğü arttıkça, yüzey işlemleri yapılmış örneklerin makaslama bağlantı dayanımı değerleri de artmaktadır.

6.5. Fraktür Analizi Bulguları

Tüm örneklerin kesme deneyi sonrasındaki kırılma şekilleri stereomikroskopta incelendi ve adeziv tip başarısızlık (veneer seramiğin zirkonya alt yapıdan tamamen ayrıldığı kopma), koheziv tip başarısızlık (veneer seramiğin tamamen kendi içinde kırıldığı kopma) ve kombine tip başarısızlık (adeziv + koheziv) olarak değerlendirildi. Örneklerin stereomikroskoptaki kırılma şekillerinin sonuçları Tablo 14’de verilmiştir. Adeziv başarısızlık A, koheziv başarısızlık K, kombine tip başarısızlık M harfi ile adlandırılmıştır.

Tablo 14’ de tabakalama yöntemi ile hazırlanan örneklerin kırılma tiplerinin oranları verilmiştir. Sonuçlara bakıldığında kombine tip başarısızlığın en fazla, koheziv tip başarısızlığın ise en az sayıda olduğu görülmektedir. Adeziv tip başarısızlıklar daha çok liner uygulanan gruplarda gözlenmiştir

Tablo 14. Tabakalama yöntemi ile hazırlanan örneklerin kırılma tiplerinin oranları.

	LİNER(-)			LİNER(+)		
	A	K	M	A	K	M
Kontrol	-	%40	%60	%10	%20	%70
Kumlama	%20	-	%80	% 50	%10	%40
Lazer	%10	-	%90	%20	-	%80
Modifiye zirkonya	-	%50	%50	%20	-	%80

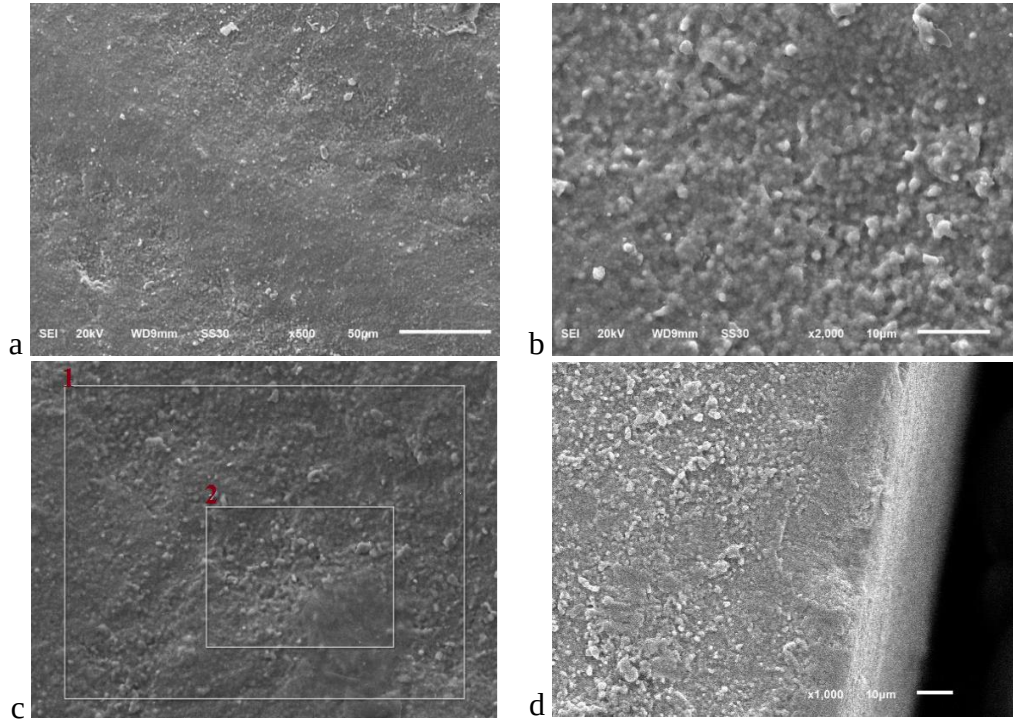
6.6. Yüzey İşlemi Yapılmış Örneklerin Tarama Elektron Mikroskop (SEM) ve Enerji Dağılımlı X-Işını Spektroskopi (EDS) Analizi

Zirkonya örneklerine uygulanan yüzey işlemleri sonrası ve makaslama bağlantı testi sonucu oluşan kırık yüzeylerindeki topografik değişimlerin değerlendirilmesi için Tarama Elektron Mikroskobu (SEM) ve yüzeyin elementer analizi için EDS kullanıldı. Zirkonya materyali iletken olmadığından her bir örnek yüzeyi altın kaplama cihazında kaplandı ve 20 Kv’da inceleme yapıldı. SEM cihazındaki görüntüler $\times 500$, $\times 1000$ ve $\times 2000$ ’lik büyütmelemlerde incelendi.

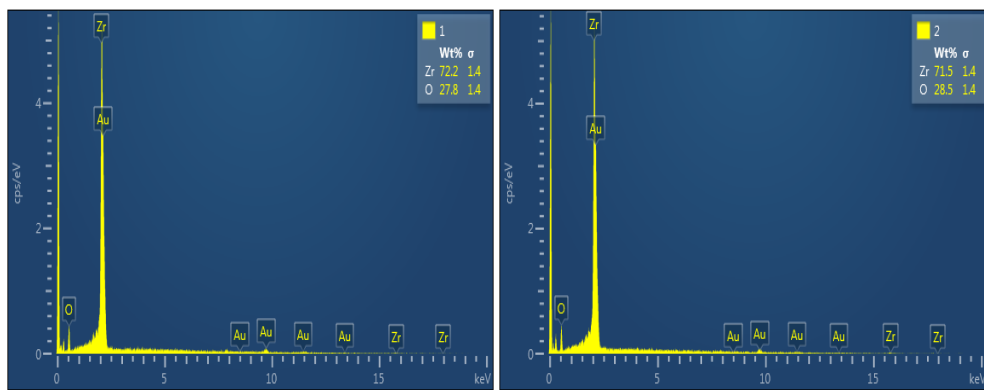
Yapılan çalışmada, farklı yüzey işlemleri ile hazırlanan örneklerden alınan SEM görüntülerinin farklı yüzey morfolojisi gösterdiği gözlemlenmiştir.

6.6.1. Kontrol Grubunun SEM ve EDS Analizi

Kontrol grubunun SEM görüntüsünde, zirkonya grenleri düzenli ve eşit bir biçimde sıralanmıştır (Resim 28). EDS analizinde, 1 ve 2 nolu bölgede, yüzeyde büyük oranda Zr elementi (%72) ve daha az oranda O elementi (%28) olduğu tespit edilmiştir (Şekil 13).



Resim 28. Kontrol grubunun SEM görüntüleri, A: $\times 500$ büyütme, b: $\times 2000$ büyütme, c: $\times 1000$ büyütme, d: enine kesitin $\times 1000$ büyütmesi



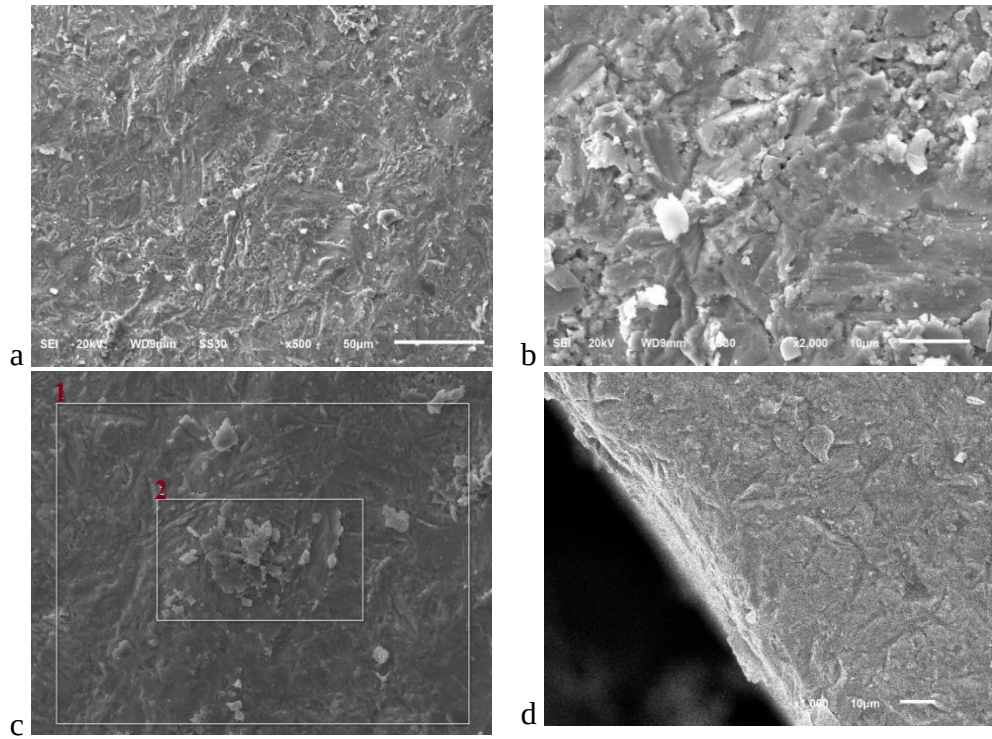
Şekil 13. Kontrol grubunun EDS analizi

6.6.2. Kumlama Grubunun SEM ve EDS Analizi

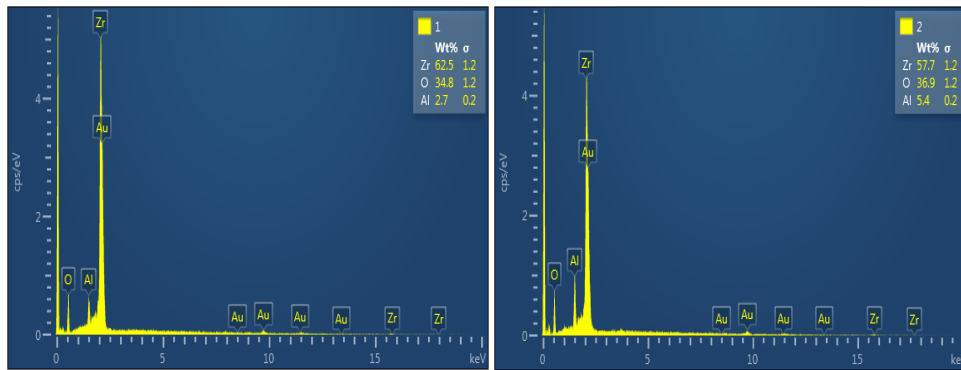
Kumlama yapılmış örneklerde, örnek yüzeyin kayıp meydana geldiğinden dolayı, kontrol grubundan farklı olarak daha girintili ve çıkıntılı bir yüzeyin oluştuğu

gözlenmektedir. Kumlama grubunda yüzey daha pürüzlüdür ve zirkonya grenleri daha az farkedilir görünmektedir (Resim 29).

Kumlama grubunun EDS analizinde, 1 nolu bölgede, büyük oranda Zr, daha az oranda O ve az miktarda Al elementi tespit edilmiştir. 2 nolu bölgede, 1 nolu bölgeye göre daha az oranda Zr elementi, daha yüksek seviyede O ve Al elementi olduğu tespit edilmiştir. Bu bölgede Al_2O_3 oranının arttığı ve SEM görüntüsündeki beyaz renkteki bölgelerin Al_2O_3 partikülü olduğu düşünülmektedir. Kontrol grubuna göre, kumlama grubunda, O oranı arttığı, Zr oranı azaldığı ve Al elementi varlığı tespit edilmiştir (Şekil 14).



Resim 29. Kumlama grubunun SEM görüntüleri, A: $\times 500$ büyütme, b: $\times 2000$ büyütme, c: $\times 1000$ büyütme, d: enine kesitin $\times 1000$ büyütmesi

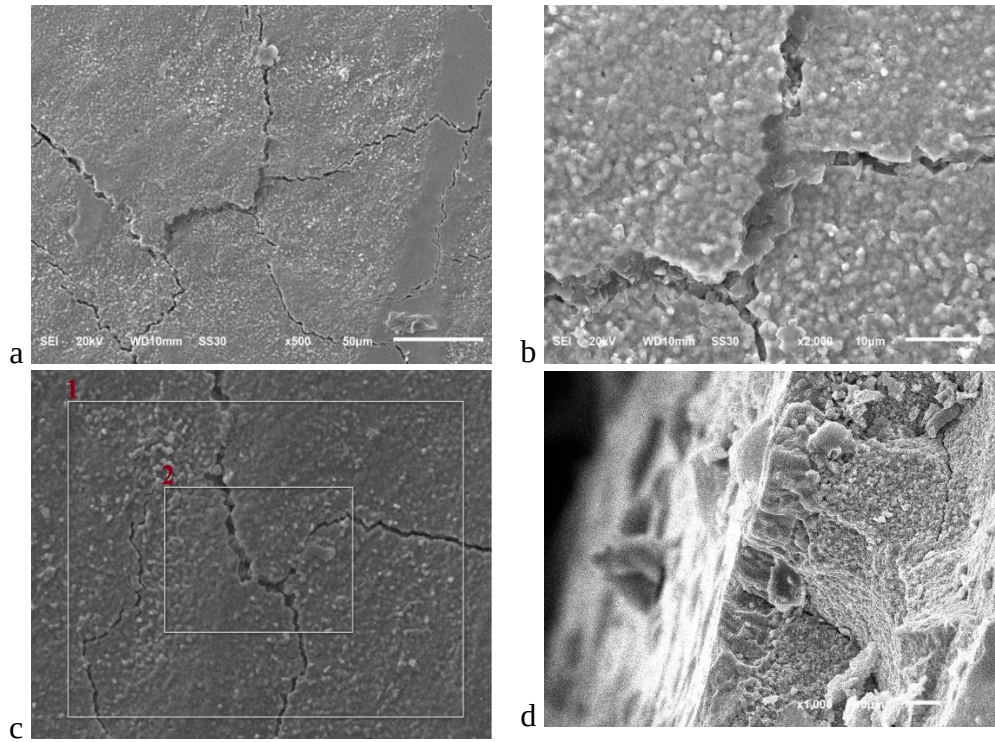


Şekil 14. Kumlama grubunun EDS analizi

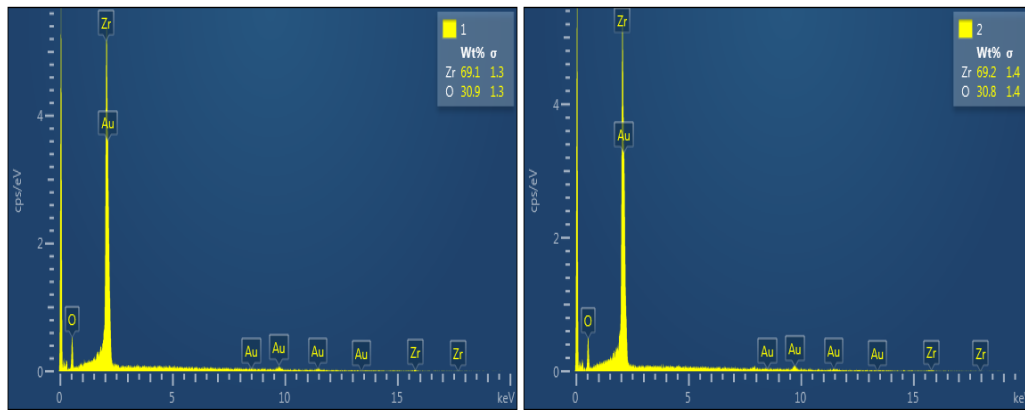
6.6.3. Lazer Grubunun SEM ve EDS Analizi

Lazer uygulanan örneğin SEM görüntüsünde, kumlama grubundan farklı olarak daha düzgün ve net bir yüzey görüntü elde edilmiştir. Lazer grubunun yüzeyinde zirkonya grenleri farkedilir şekilde görünmesine rağmen yüzeyde çatlak görünüm meydana gelmiştir. Ayrıca yan yüzey SEM görüntüsünde, erimiş ve sertleşmiş zirkonya yüzeyi görülmektedir (Resim 30).

Lazer grubunun EDS analizinde, kontrol grubuna göre daha az oranda Zr elementi, daha fazla oranda O elementi tespit edilmiştir (Şekil 15).



Resim 30. Lazer grubunun SEM görüntüleri, A: ×500 büyütme, b: ×2000 büyütme, c: ×1000 büyütme, d: enine kesitin ×1000 büyütmesi

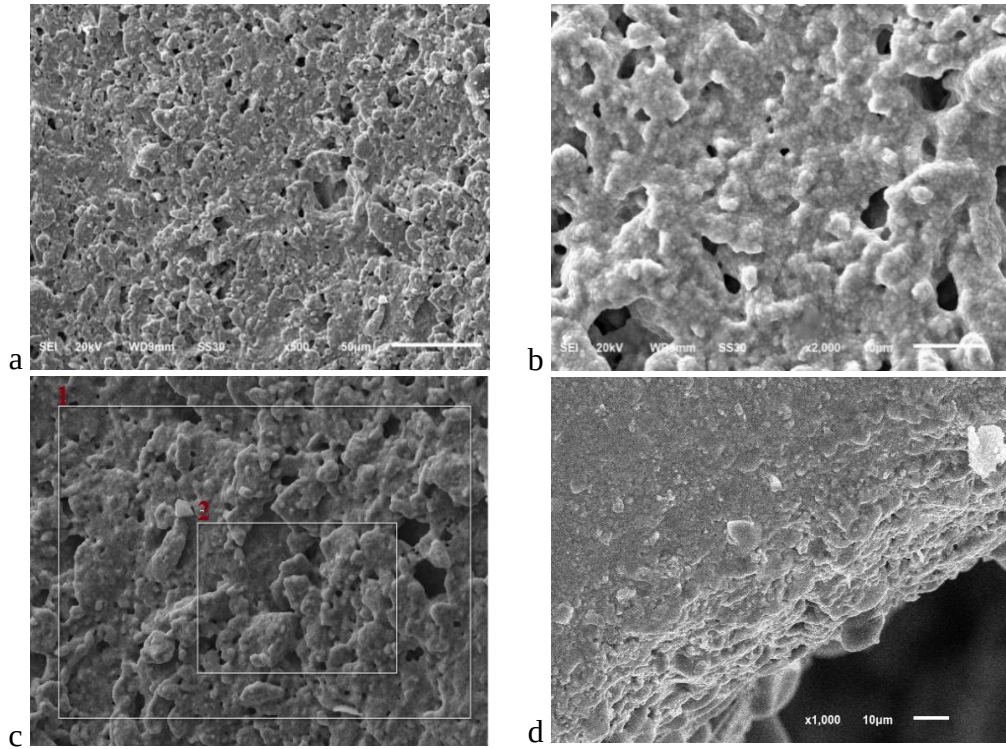


Şekil 15. Lazer grubunun EDS analizi

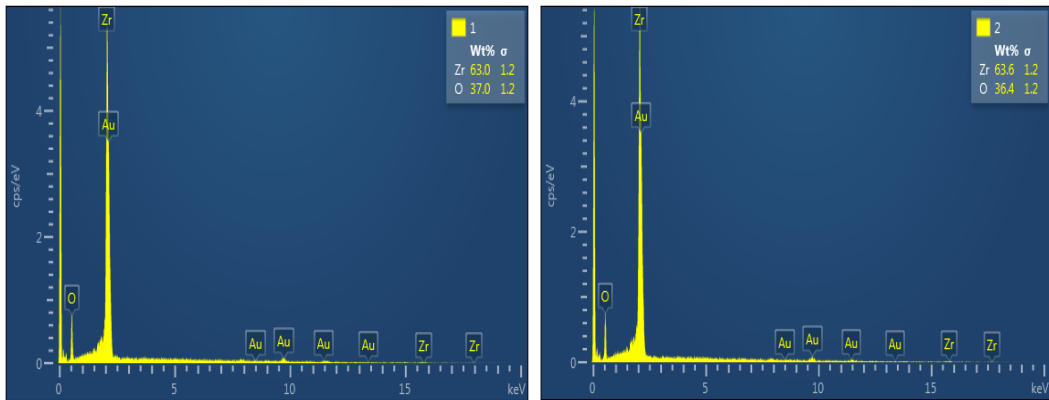
6.6.4. Modifiye Zirkonya Grubunun SEM ve EDS Analizi

Modifiye zirkonya grubunun SEM görüntüsünde, diğer gruplardan farklı olarak, daha pürüzlü bir görüntü mevcuttur. Sinterleme sırasında kullanılan likitin yanması sonucu veneer porseleninin penetrasyonuna izin verecek şekilde derin mikroböşluklar oluştuğu gözlenmiştir (Resim 31).

Modifiye zirkonya grubunun EDS analizinde, kontrol grubuna göre daha az oranda Zr elementi, daha fazla oranda O elementi tespit edilmiştir (Şekil 16).



Resim 31. Modifiye zirkonya grubunun SEM görüntüleri, A: $\times 500$ büyütme, b: $\times 2000$ büyütme, c: $\times 1000$ büyütme, d: enine kesitin $\times 1000$ büyütmesi



Şekil 16. Modifiye zirkonya grubunun EDS analizi

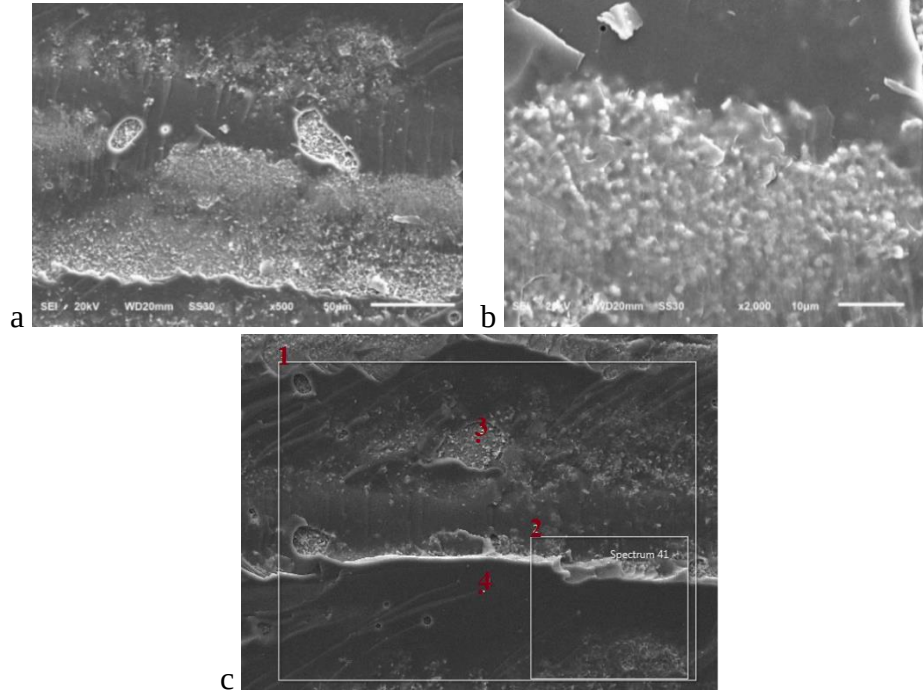
6.7. Makaslama Bağlantı Deneyi Test Örneklerinin Kopma Yüzeylerinin Taramalı Elektron Mikroskop(SEM) ve Enerji Dağılımlı X-Işını Spektroskopi(EDS) Analizi

Makaslama bağlantı testi sonucu oluşan kopma yüzeyleri üzerinde yapılan incelemede, elde edilen SEM görüntüleri ve EDS analizleri doğrultusunda yüzeylerde yaygın bir şekilde kombine kopma meydana geldiği tespit edilmiştir.

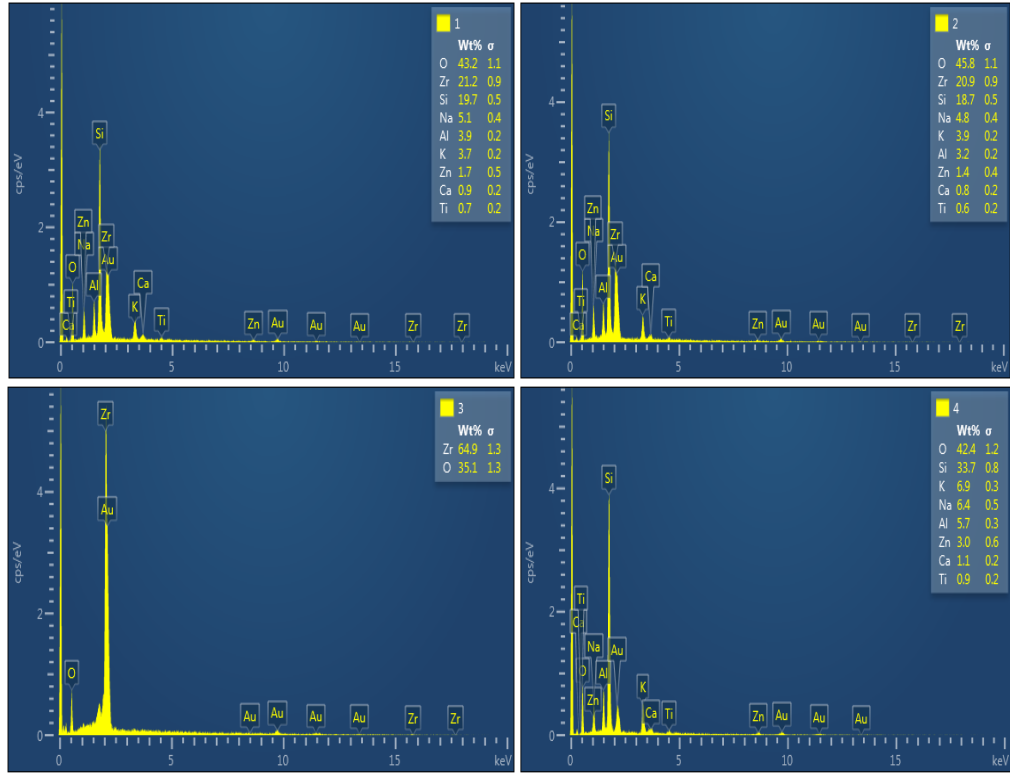
6.7.1. Kontrol Grubunun Kopma Yüzeyinin SEM ve EDS Analizi

Liner uygulanmayan kontrol grubundan alınan örneğin SEM görüntüsünde, hafif dalgalı yüzeyin büyük bir bölümünün veneer seramiğinden oluştuğu ve açık renkteki zirkonya yüzeyinin daha küçük bir alan olduğu görülmektedir. Büyük oranda veneer seramikten oluşan kombine kopma olduğu tespit edilmiştir (Resim 32).

Elde edilen EDS analizi sonucunda ise 1 ve 2 ile belirtilen geniş bölgede eşit oranlarda Si, Zr ve O elementi tespit edilmiştir. Ayrıca, veneer seramiğinin içeriğinde bulunan Na, K, Al, Zn, Ca ve Ti elementleri de bu bölgede tespit edilmiştir. 4 nolu bölgede ise yüksek seviyede Si elementi, 3 nolu bölgede ise yüksek seviyede Zr ve daha az oranda O elementi tespit edilmiştir (Şekil 17). EDS sonuçlarına göre, veneer seramiğinin yaygın olarak bulunduğu, zirkonya yüzeyinin kısmen açığa çıktığı kombine kopma net olarak görülmektedir.



Resim 32. Kontrol grubunun kopma yüzeyinin SEM görüntüleri, A: x500 büyütme, b: x2000 büyütme, c: x1000 büyütme

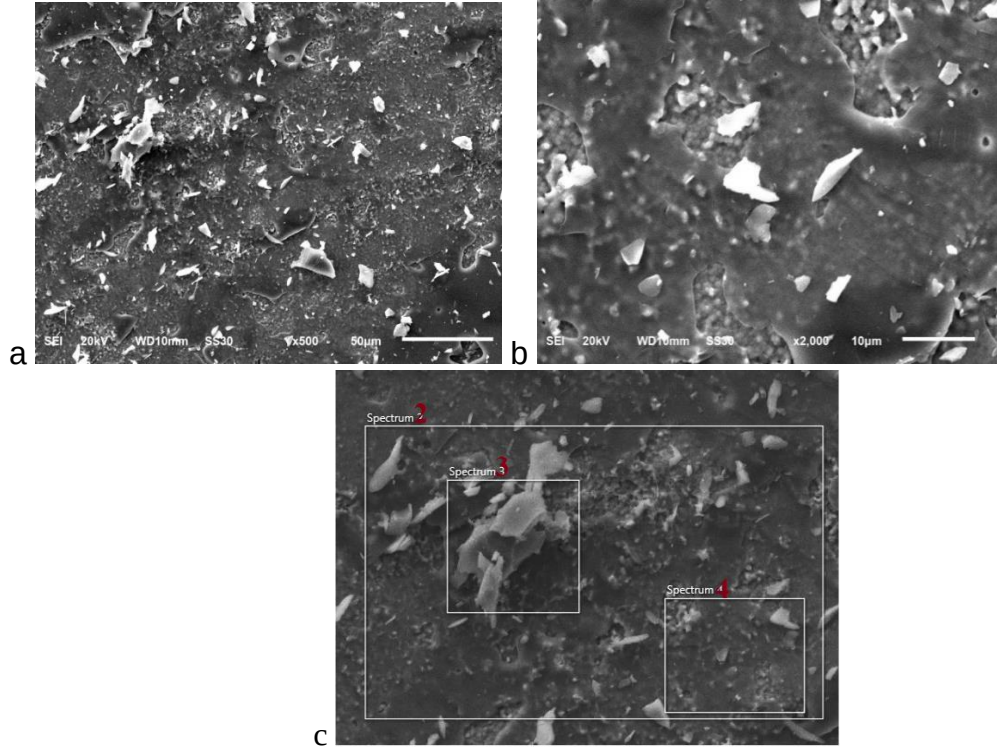


Şekil 17. Kontrol grubunun kopma yüzeyinin EDS analiz sonuçları

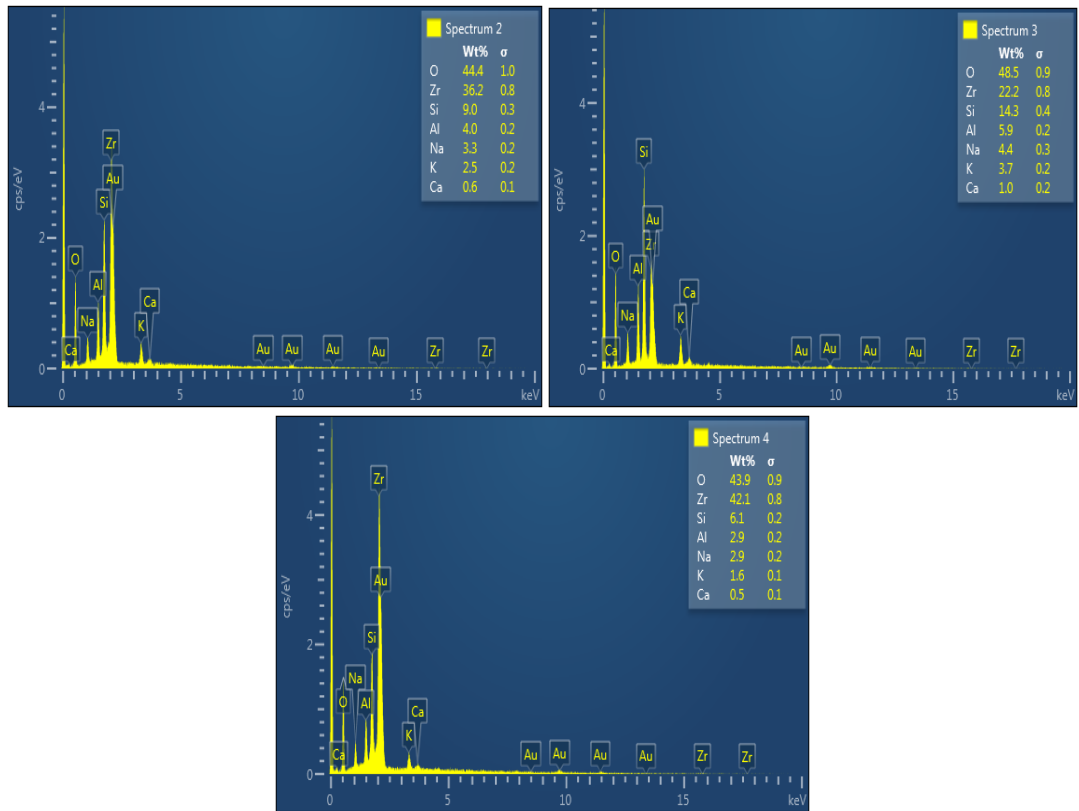
6.7.2. Liner Grubunun Kopma Yüzeyinin SEM ve EDS Analizi

Liner grubunun kopma yüzeyinin SEM görüntülerinde, liner mateyalının zirkonya yüzeyine yayıldığı görülmektedir. Yüzeyde hava kabarcıkları ve çukurcukların bulunduğu ve yüzeyden düzensiz kopmaların olduğu gözlenmiştir. Bu örnekte, zirkonya yüzeyinin açığa çıktığı kombine kopma meydana geldiği tespit edilmiştir (Resim 33).

EDS analizine göre, 2 nolu geniş bölgede Si, Zr, O, Na, K, Al ve Ca elementleri bulunmuş olup, Zr elementinin oranı, Si elementinin oranından daha fazla görülmektedir. 3 nolu bölgede Si, Al, Na, Ca ve P elementinin oranının arttığı ve bu bölgenin SEM görüntüsündeki beyaz bölgelerin veneer seramiğin parçası olduğu düşünülmektedir. 4 nolu bölgede, Si elementinin oranının azaldığı, Zr oranının arttığı görülmektedir. Bu bölgede, zirkonya yüzeyinin açıkta olduğu tespit edilmiştir (Şekil 18).



Resim 33. Liner grubunun kopma yüzeyinin SEM görüntüleri, A: x500 büyütme, b: x2000 büyütme, c: x1000 büyütme

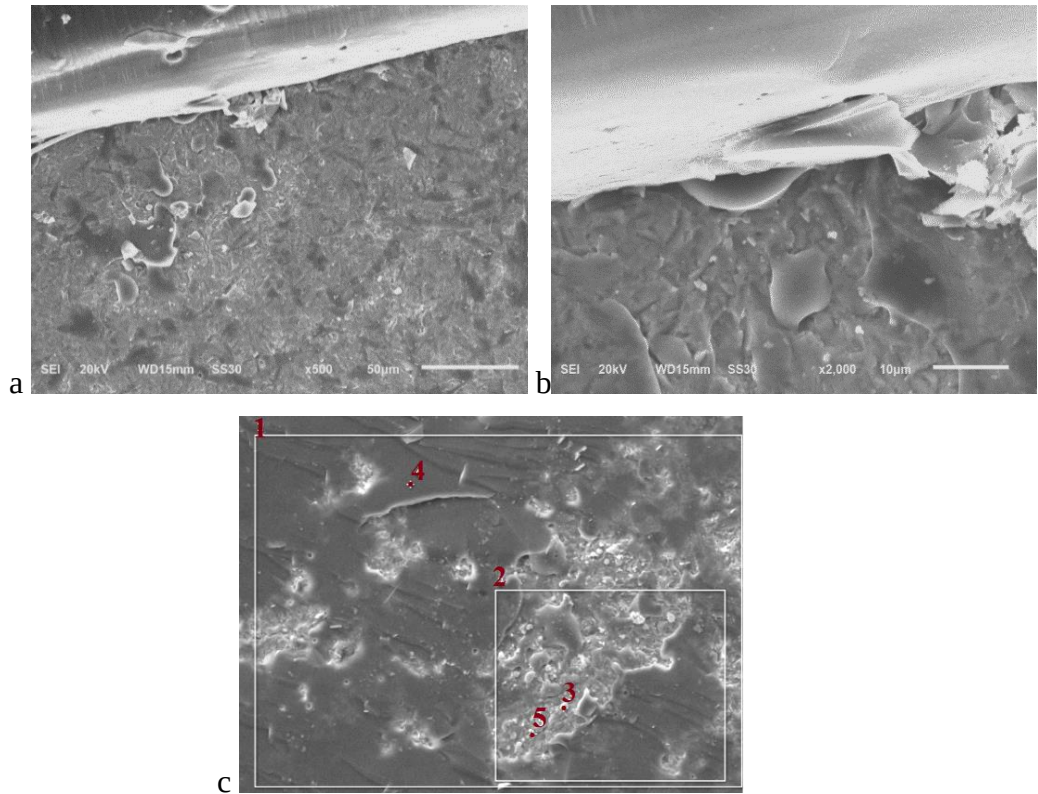


Şekil 18. Liner grubunun kopma yüzeyinin EDS analiz sonuçları

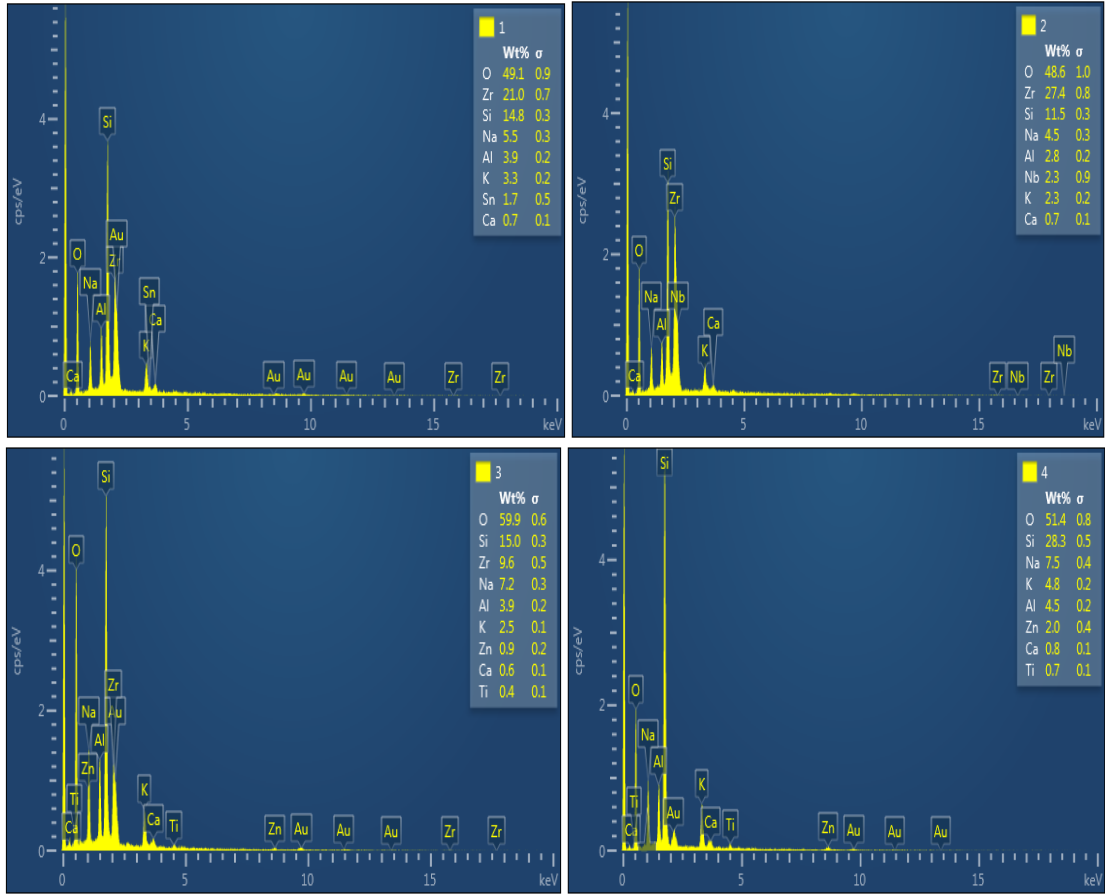
6.7.3. Kuşlama Grubunun Kopma Yüzeyinin SEM ve EDS Analizi

Kuşlama grubunun SEM görüntüsünde, diğer gruplardaki örneklere göre daha homojen yapıda olan veneer seramik zirkonyadan keskin bir hat ile ayrıldığı görülmektedir (Resim 34 a,b). Diğer SEM görüntüsünde, yüzeyde hava kabarcıkları ve çukurcukların bulunduğu ve yüzeyden düzensiz kopmaların olduğu görülmektedir (Resim 34 c). SEM görüntülerine göre yüzeyde veneer porselenin yaygın bir şekilde dağıldığı kombine kopma meydana geldiği düşünülmektedir.

EDS analizinde, 1 ve 2 nolu geniş bölgelerde, Si, Zr, O,Al, Na, Ca, P ve Sn elementi bulunmaktadır. Bu, yüzeyde veneer seramiğinin bulunduğunu göstermektedir. 2 nolu bölgede Zr elementinin oranının arttığı görülmektedir, bu bölgede yüzeyin daha çok zirkonyadan oluştuğu, 4 nolu bölgede ise Zr elementinin olmadığı ve SEM görüntüsünde, koyu renkli görünen bu bölgenin veneer seramiği olduğu düşünülmektedir (Şekil 19).



Resim 34. Kuşlama grubunun kopma yüzeyinin SEM görüntüleri, A: x500 büyütme, b: x2000 büyütme, c: x1000 büyütme

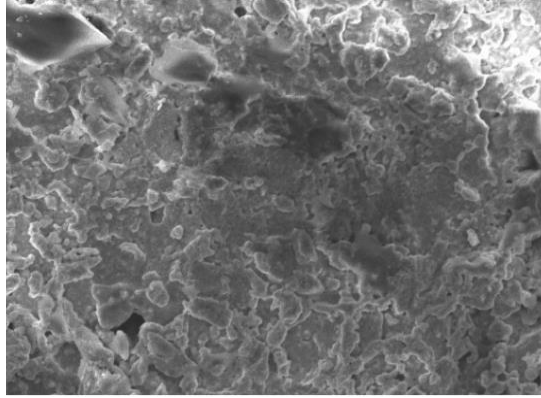


Şekil 19. Kumlama grubunun kopma yüzeyinin EDS analiz sonuçları

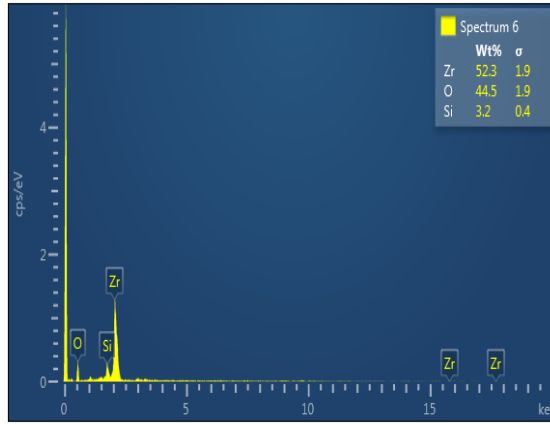
6.7.4. Kumlama + Liner Grubunun Kopma Yüzeyinin SEM ve EDS Analizi

Kumlama liner grubunun kopma yüzeyinin SEM görüntüsünde, yüzeyde sadece açık renkli alanlar mevcut olup bu alanlar açığa çıkmış olan zirkonya yüzeyini gösterdiği düşünülmektedir (Resim 35).

EDS analizinde yüzeyde büyük oranda Zr ve O, çok küçük miktarda S elementi bulunduğu gözlenmiştir. Bu örneğin, SEM ve EDS analizine göre adeziv kopma meydana geldiği düşünülmektedir (Şekil 20).



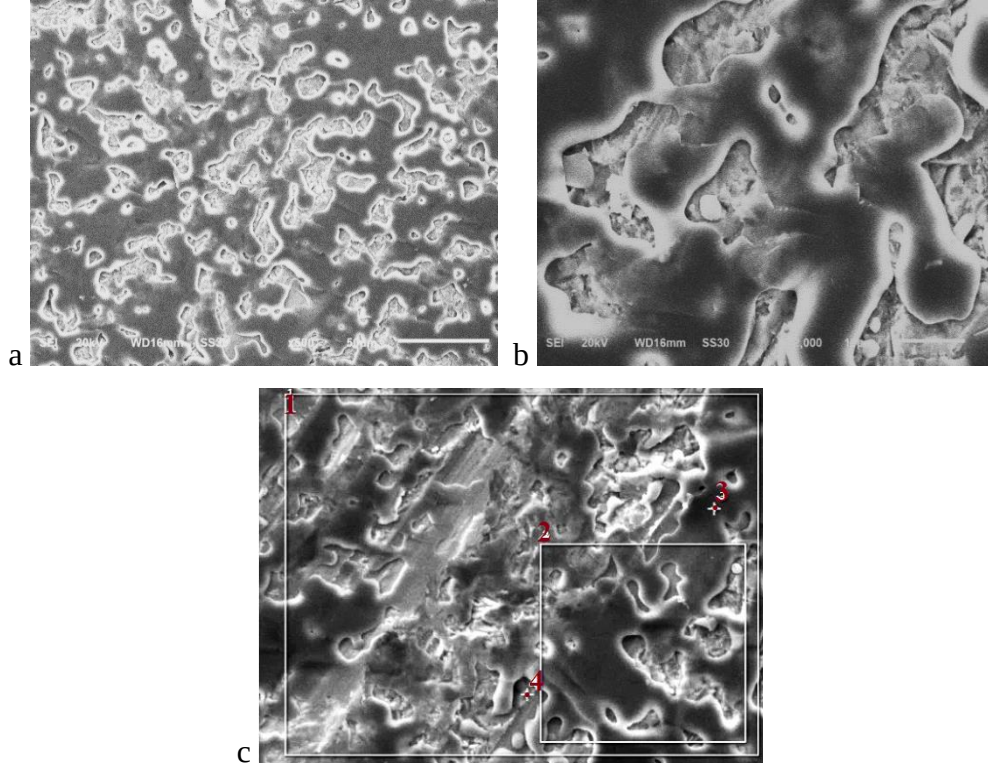
Resim 35. Kumlama+liner grubunun adeziv kopma yüzeyinin x1000 büyütmede SEM görüntüsü



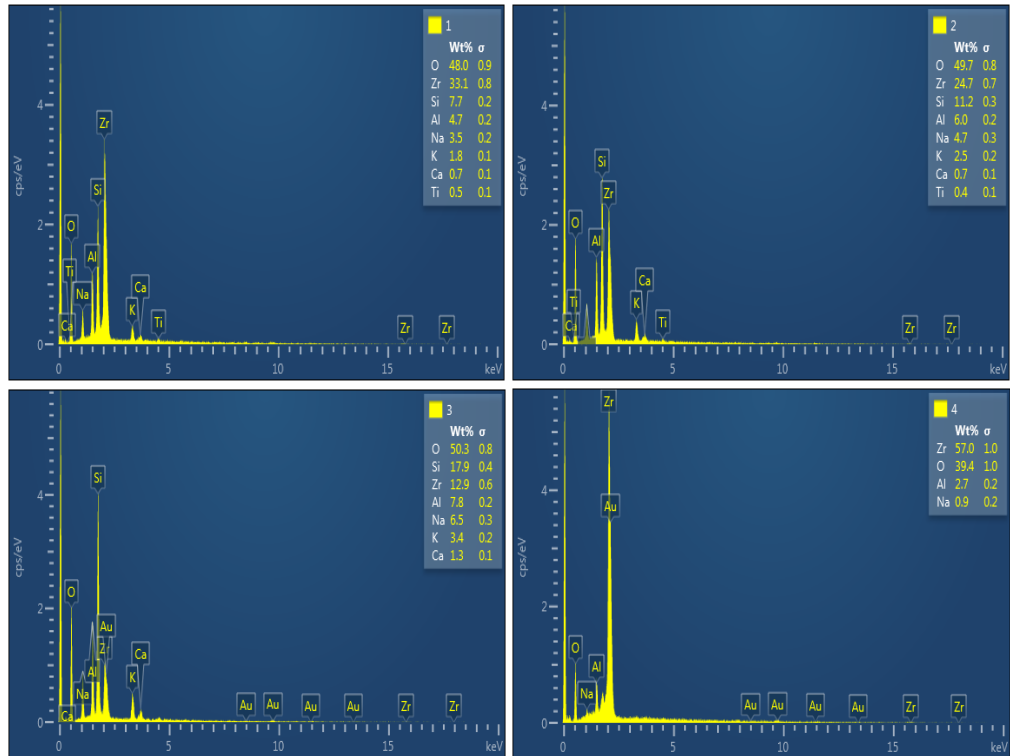
Şekil 20. Kumlama+liner grubunun adeziv kopma yüzeyinin EDS analiz sonuçları

Kumlama liner grubundan alınan başka örneğin SEM görüntüsünde uygulanan liner materyalinin, kumlanmış yüzeyi tam olarak ıslatmadığı görülmektedir. Koyu renkli alanlar, veneer seramiği, açık renkli alanlar ise açığa çıkmış olan zirkonya yüzeyini göstermektedir. SEM görüntülerine göre yüzeyde veneer porselenin olduğu bölgesel olarak zirkonya yüzeyinin açıkta olduğu kombine kopma meydana geldiği düşünülmektedir (Resim 36).

EDS analizinde, 1 ve 2 nolu geniş bölgelerde, kontrol grubuna göre Zr ve Al oranı fazla iken Si oranı daha az olduğu tespit edilmiş olup bu bölgede daha çok zirkonya yüzeyinin açığa çıktığı düşünülmektedir. 3 nolu bölgede Si oranının arttığı, bölgenin veneer seramikten zengin olduğu, 4 nolu bölgede ise sadece Zr, O ve Al elementlerinin olduğu tespit edilmiş olup bu bölgede zirkonyanın açığa çıktığı düşünülmektedir (Şekil 21).

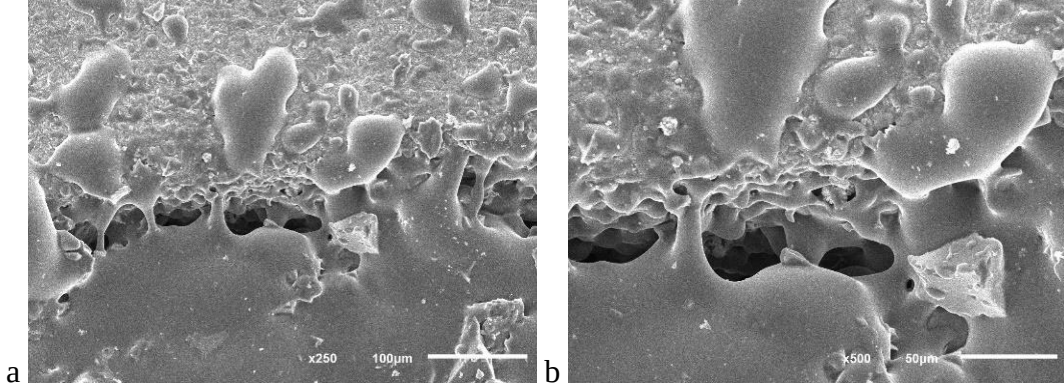


Resim 36. Kumlama+liner grubunun kombine kopma yüzeyinin SEM görüntüleri, A: x500 büyütme, b: x2000 büyütme, c: x1000 büyütme



Şekil 21. Kumlama+liner grubunun kombine kopma yüzeyinin EDS analiz sonuçları

Kumlama+liner grubunun bağlantı yüzeyinden alınan SEM görüntüsünde bağlantı ara bölgesinde por ve boşlukların bulunduğu ve veneer porseleninin zirkonya alt yapıya yeterli bir şekilde bağlanmadığı görülmektedir (Resim 37).

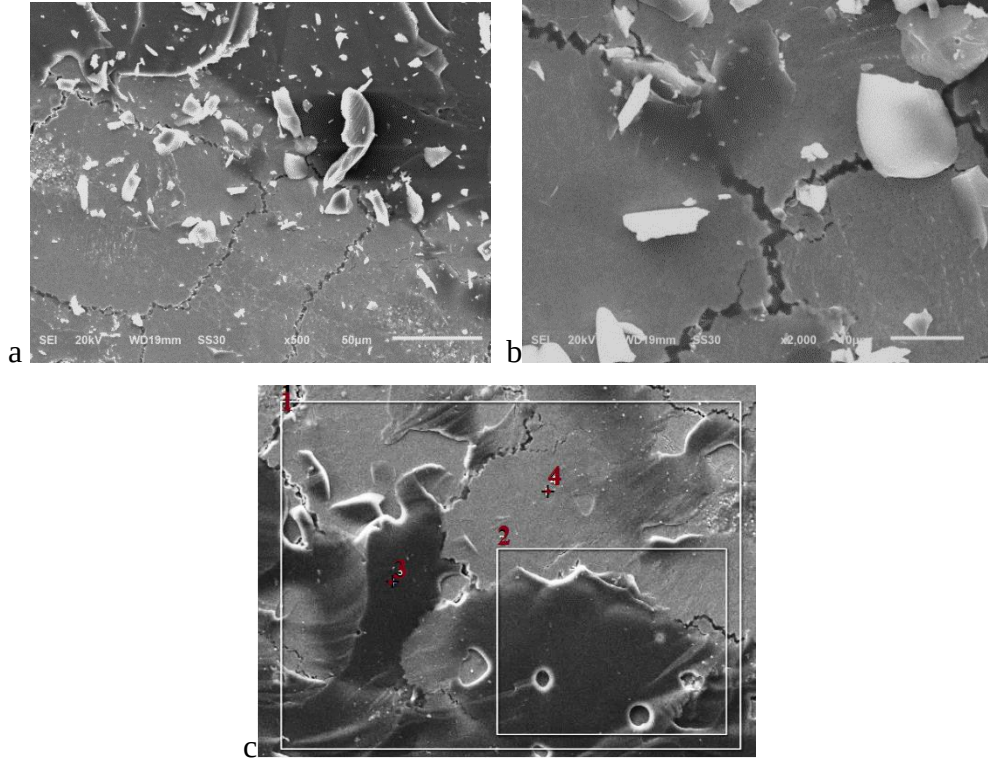


Resim 37. Kumlama+liner grubunun bağlantı yüzeyinin enine kesitinin SEM görüntüleri, A: x250 büyütme, b: x500 büyütme

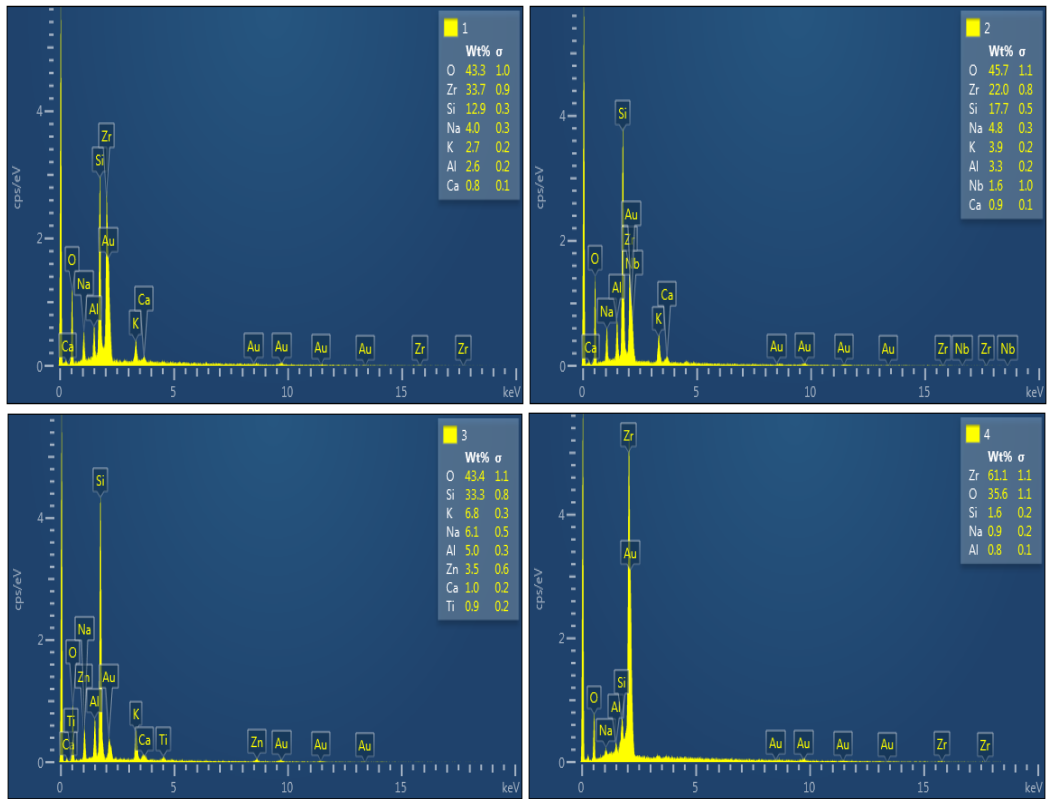
6.7.5. Lazer Grubunun Kopma Yüzeyinin SEM ve EDS Analizi

Lazer grubunun SEM görüntüsünde, veneer seramik parçalarının zirkonya yüzeyine dağıldığı görülmektedir (Resim 38 a,b). Başka bir bölgeden alınan SEM görüntüsünde, veneer porseleninin daha koyu renkte, zirkonya yüzeyinin ise daha açık renkte olduğu görülmektedir. Veneer yüzeyinde hava kabarcıkları, zirkonya yüzeyinde ise lazer sonrası meydana gelen çatlaklar görülmektedir (Resim 38 c). Bu örnek yüzeyinde de kombine kopma meydana geldiği görülmektedir.

EDS analizinde, 1 ve 2 nolu geniş alanda ve 3 nolu bölgede büyük oranda Zr ve O elementi daha az oranda ise Si, K, Na, Al ve Ca elementleri bulunmaktadır. 3 nolu bölgede Zr elementi bulunmamaktadır. Bu bölgenin veneer seramiği ile kaplı olduğu tespit edilmiştir. 4 nolu bölgede ise yüksek oranda Zr elementi çok düşük oranda ise Si elementi bulunmuştur. 4 nolu bölgenin yüzeyinde, ince bir veneer tabakasının bulunduğu anlaşılmaktadır (Şekil 22).



Resim 38. Lazer grubunun kopma yüzeyinin SEM görüntüleri, A: x500 büyütme, b: x2000 büyütme, c: x1000 büyütme

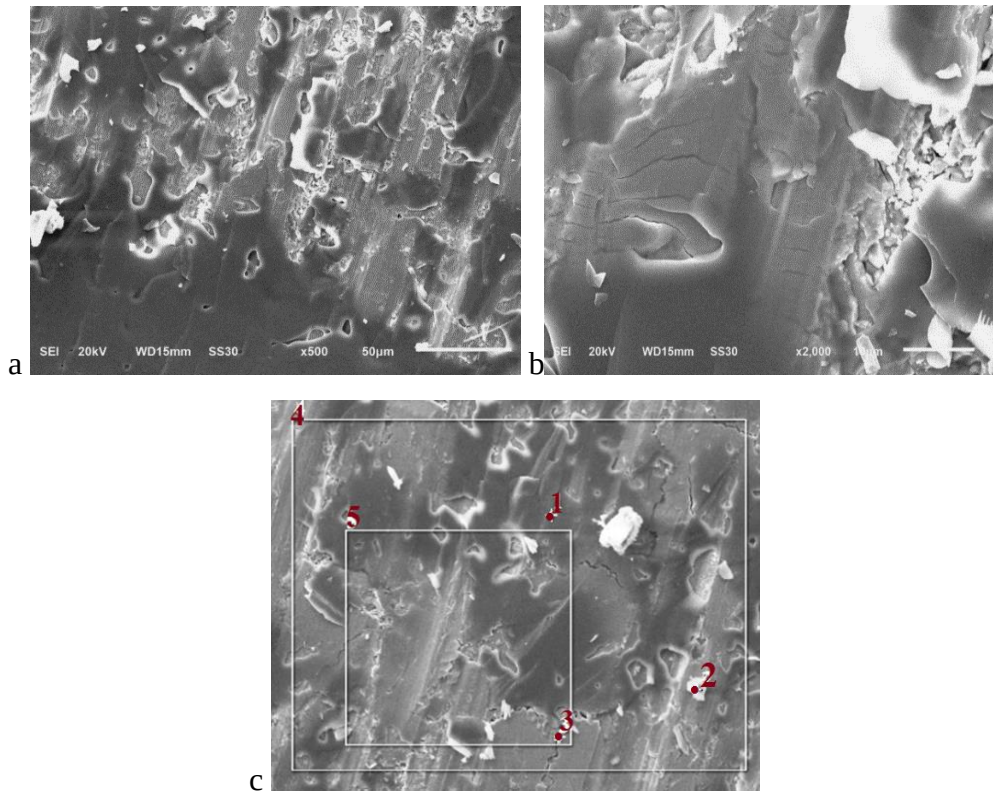


Şekil 22. Lazer grubunun kopma yüzeyinin EDS analiz sonuçları

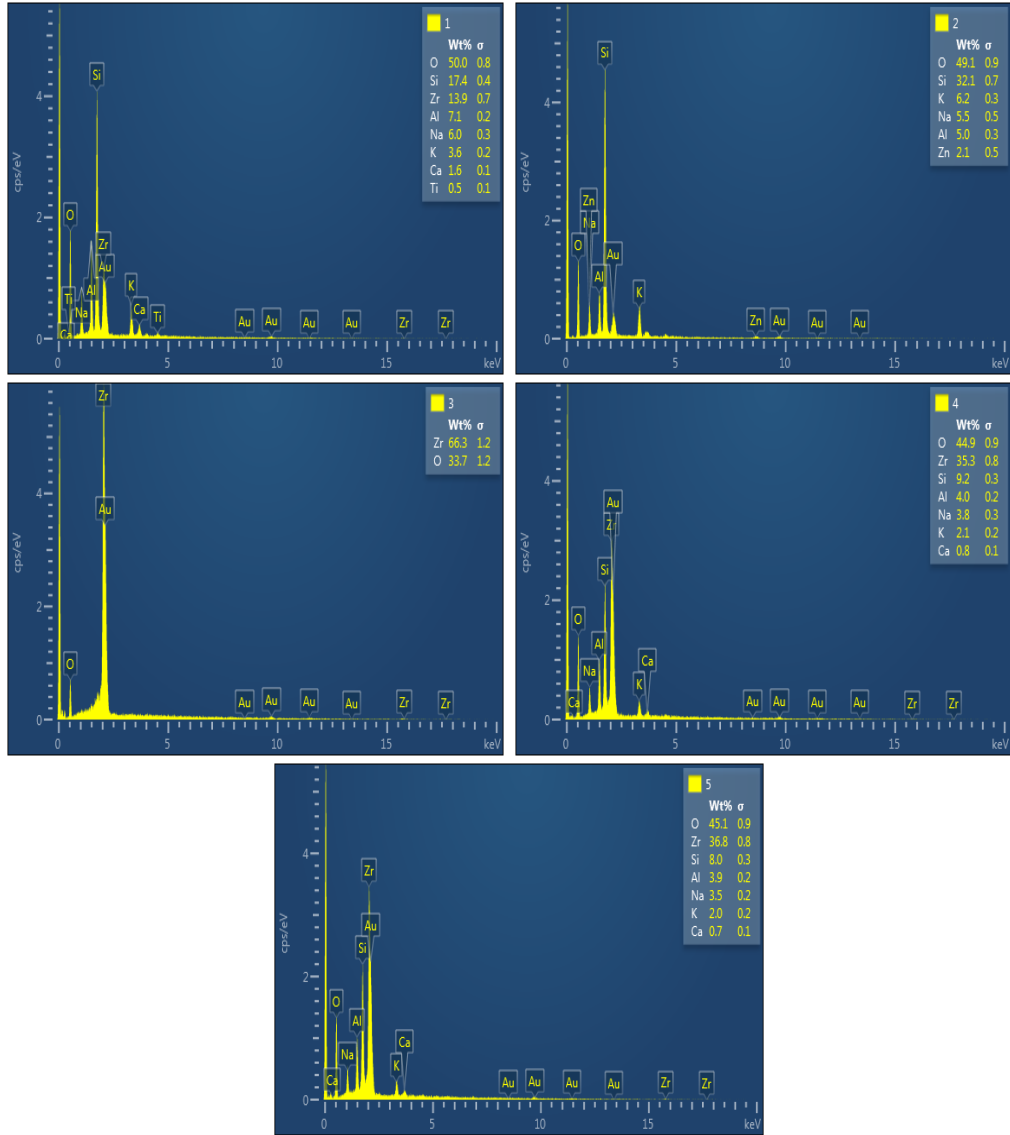
6.7.6. Lazer + Liner Grubunun Kopma Yüzeyinin SEM ve EDS Analizi

Lazer liner grubunun SEM görüntüsünde, koyu renkler veneer seramiğini, açık renkler ise zirkonya yüzeyini göstermektedir. Lazer grubu ile karşılaştırıldığında, yüzeyde daha fazla defekt ve hava kabarcıkları bulunmaktadır. Bölgesel olarak yüzeyde ince bir liner ve veneer seramik tabakası bulunmakta olup bu ince tabakadan, lazerin etkisiyle oluşan yüzey çatlakları görünmektedir (Resim 39). Bu örnek yüzeyinde de kombine kopma meydana geldiği tespit edilmiştir.

EDS analizinde, 1 nolu bölgede Si elementi kadar Zr elementi de bulunmaktadır. Bu bölgede, veneer porseleninin ince olduğunu anlaşılmaktadır. 2 nolu bölgede Si elementi bulunurken, 3 nolu bölgede Zr ve O elementi bulunmaktadır. 2 nolu bölgede, sadece veneer seramiğin olduğu, 3 nolu bölgede zirkonya yüzeyinin açığa çıktığı anlaşılmaktadır. 4 ve 5 nolu geniş bölgelerde ise Zr oranı lazer grubuna göre daha fazla bulunmaktadır (Şekil 23).



Resim 39. Lazer+liner grubunun kopma yüzeyinin SEM görüntüleri, A: x500 büyütme, b: x2000 büyütme, c: x1000 büyütme



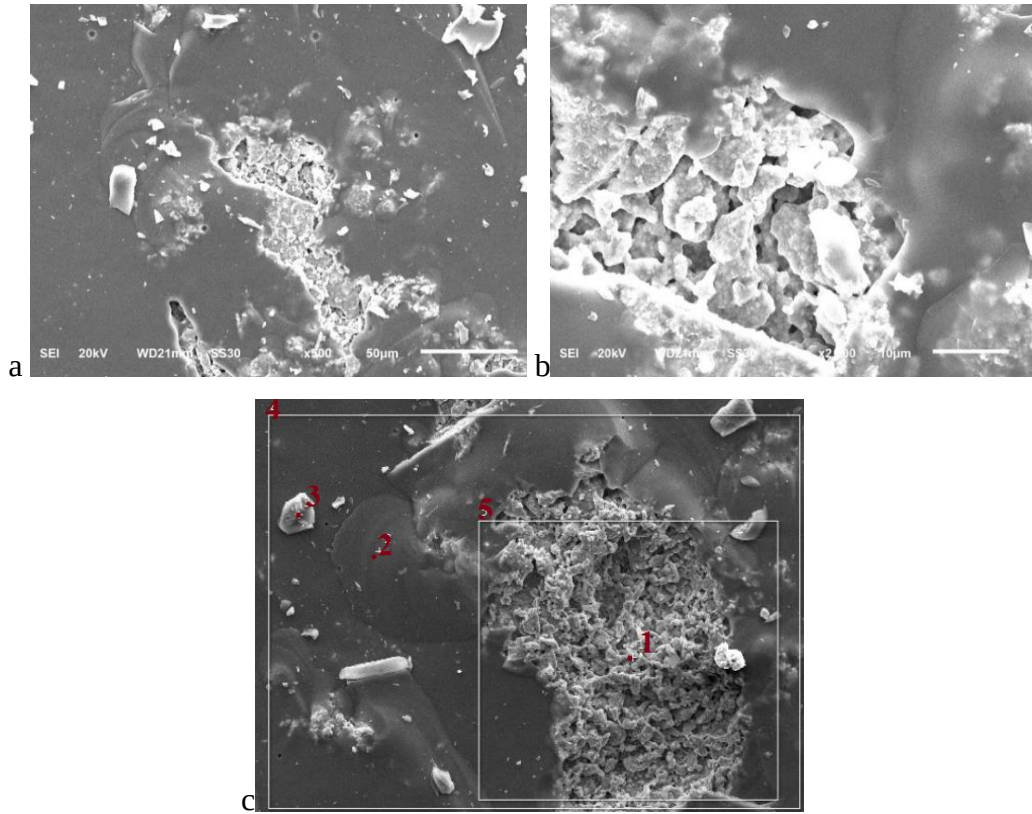
Şekil 23. Lazer+liner grubunun kopma yüzeyinin EDS analiz sonuçları

6.7.7. Modifiye Zirkonya Grubunun Kopma Yüzeyinin SEM ve EDS Analizi

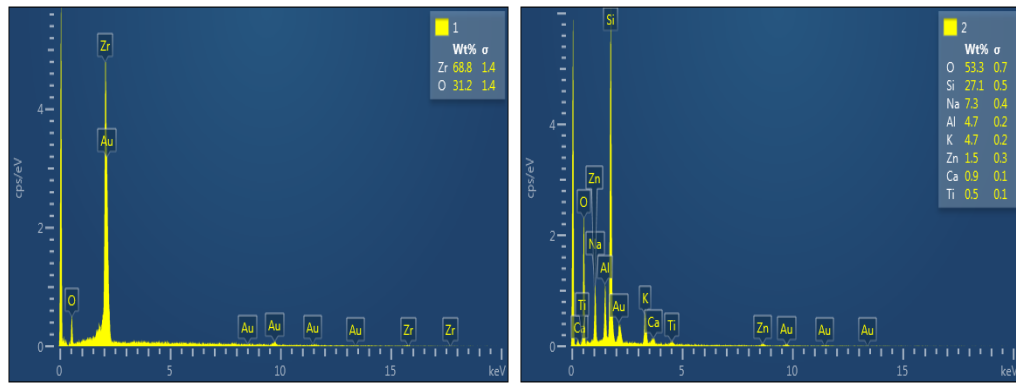
Modifiye zirkonya grubunun kırık yüzeyinin SEM görüntüsünde koyu renkler veneer seramiğini, açık renkler de modifiye zirkonya yüzeyini göstermektedir (Resim 40). Bu gruptaki örnek yüzeyinde de kombine kırık gözlenmiştir.

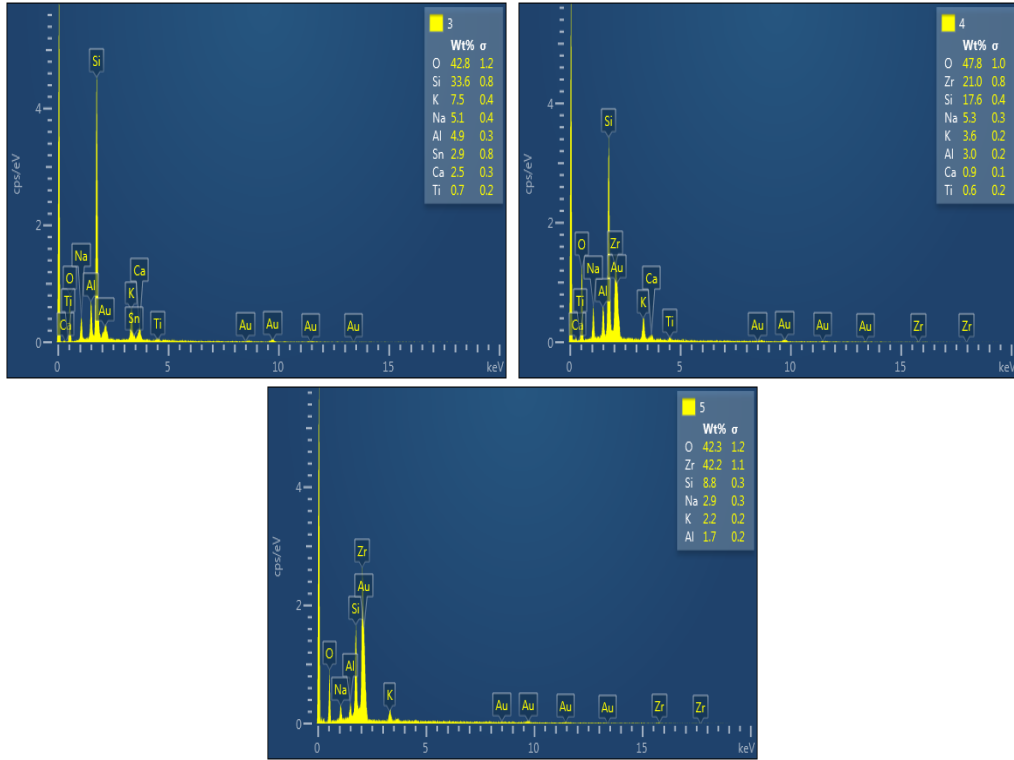
EDS analizinde, 1 nolu bölgede sadece, Zr ve O elementleri, 2 ve 3 nolu bölgelerde ise Si, K, Na, Al, Ca, Zn, Ti elementleri tespit edilmiştir. Buradan, 1 nolu bölgede zirkonya yüzeyinin açığa çıktığı 2 ve 3 nolu bölgelerde ise veneer seramiğinin bulunduğu anlaşılmaktadır (Şekil 24).

Modifiye zirkonya grubunda, diğer grublara göre yüzeyde daha fazla veneer seramiği bulunmaktadır. Bunun sebebi, veneer porseleninin zirkonya partiküllerindeki mikropöröziteyi doldurarak zirkonya yüzeyini kaplamasıdır. Porselen fırınında eriyen veneer seramiği mikropörözitelere infiltre olarak zirkonya yüzeyinde hibrit tabaka oluşturmuştur. Bu, zirkonya ve veneer porseleni arasındaki bağlanma kuvvetini arttırmış ve adeziv kırık oranını azaltmış, porselen yüzeyinden koheziv kırık oluşmasını sağlamıştır.



Resim 40. Modifiye zirkonya grubunun kombine kopma yüzeyinin SEM görüntüleri, A: x500 büyütme, b: x2000 büyütme, c: x1000 büyütme

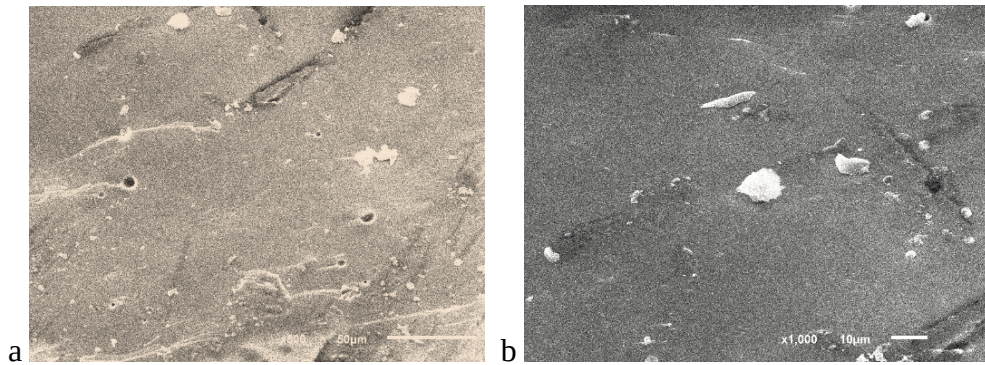




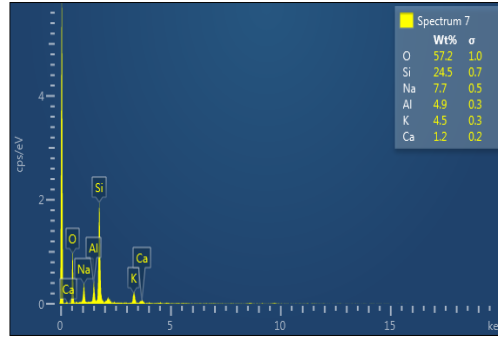
Şekil 24. Modifiye zirkonya grubunun kombine kopma yüzeyinin EDS analiz sonuçları

Modifiye zirkonya grubundan alınan başka örneğin SEM görüntüsünde, kopma yüzeyinin tamamen veneer seramik ile kaplı olduğu görülmektedir (Resim 41).

EDS analizinde ise yüzeyde S, O, Al, K ve Ca bulunmakta olup Zr elementi bulunmamaktadır. EDS analizi ve SEM görüntüsüne göre bu örnekte koheziv kopma meydana gözlenmektedir (Şekil 25).

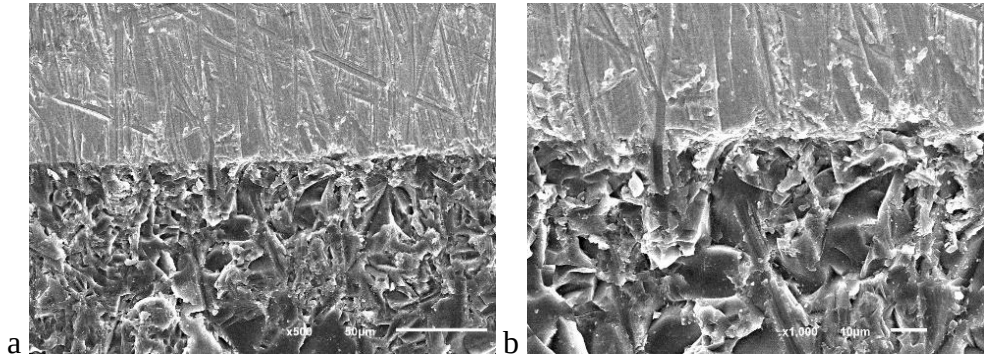


Resim 41. Modifiye zirkonya grubunun koheziv kopma yüzeyinin SEM görüntüleri, A: x500 büyütme, b: x1000 büyütme



Şekil 25. Modifiye zirkonya grubunun koheziv kopma yüzeyinin EDS analiz sonuçları

Modifiye zirkonya grubunun bağlantı ara bölgesinden alınan SEM görüntüsünde, zirkonya alt yapı ve veneer porselen ara bölgesinde boşlukların olmadığı ve bağlantının iyi olduğu görülmektedir.



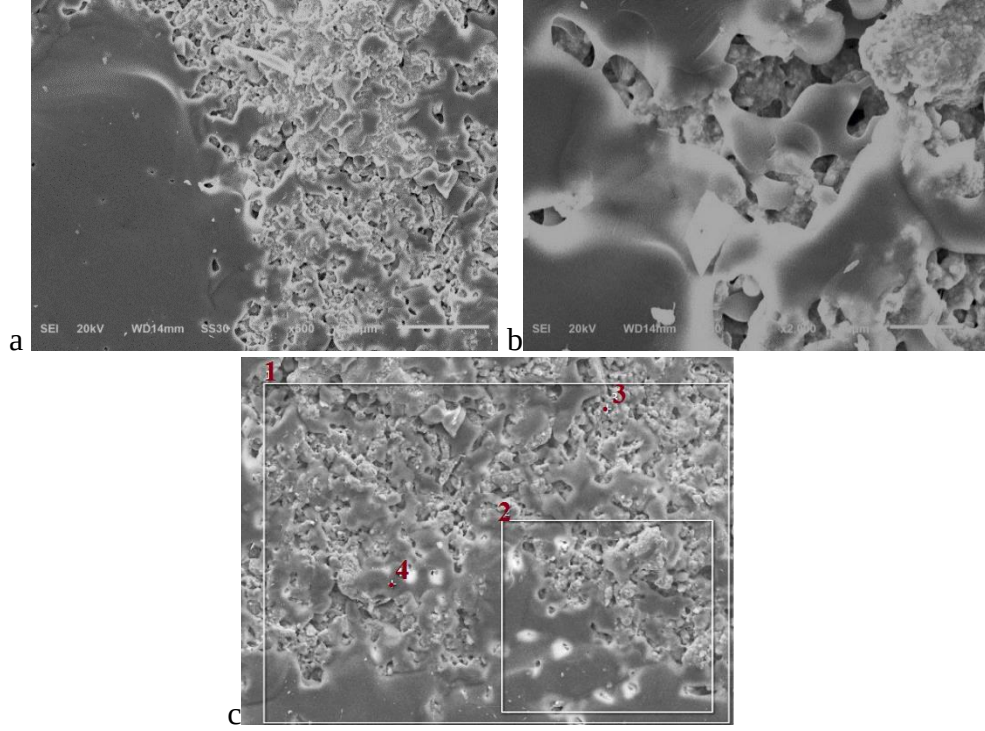
Resim 42. Modifiye zirkonya grubunun bağlantı yüzeyinin SEM görüntülerinin enine kesiti, A: x500 büyütme, b: x1000 büyütme

6.7.8. Modifiye Zirkonya + Liner Grubunun Kopma Yüzeyinin SEM ve EDS Analizi

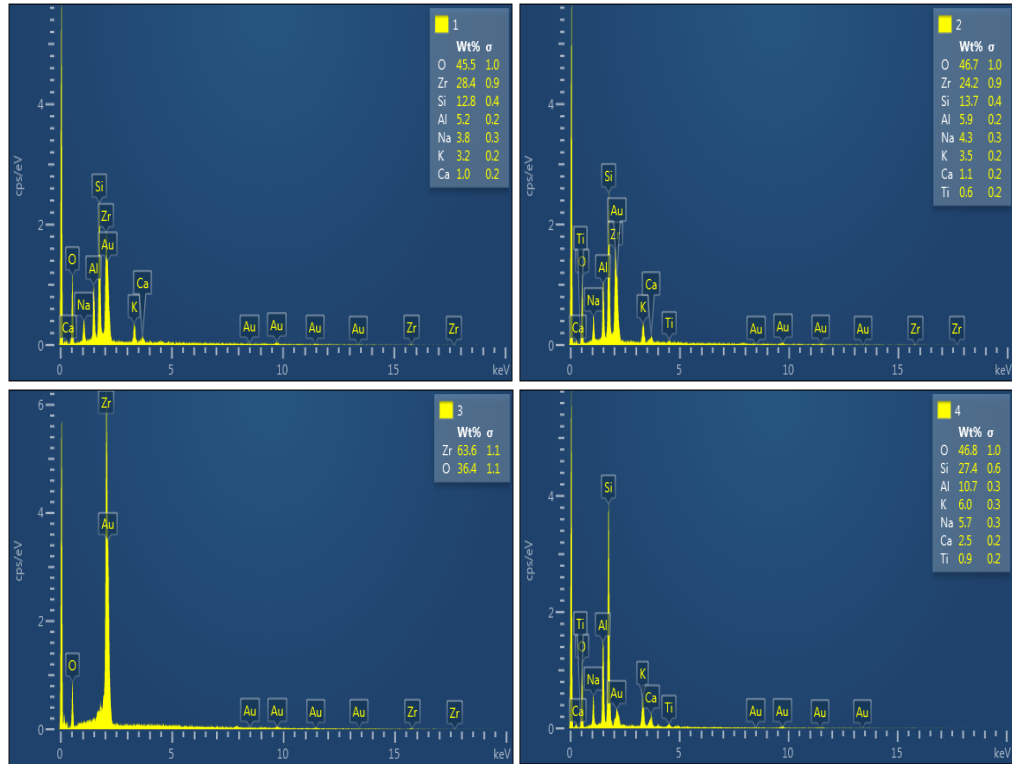
Modifiye zirkonya+liner grubunun SEM görüntüsünde, veneer seramiği koyu renkli, zirkonya yüzeyi ise açık renkli görünmektedir (Resim 43).

EDS analizinde, 3 nolu bölgede Zr ve O elementleri bulunurken 4 nolu bölgede ise Si, K, Na, Al, Ca, Zn, Ti elementleri gözlenmiştir. 1 nolu geniş alana bakıldığında modifiye zirkonya grubuna göre Si oranı azalmış, Zr oranı artmıştır (Şekil 26).

Liner uygulanan modifiye zirkonya grubunda, zirkonya yüzeyinin daha fazla açığa çıktığı görülmektedir. Bunun sebebi, liner materyalinin, zirkonya alt yapı yüzeyini çok iyi ıslatmaması ve liner ve zirkonya arasında hava boşlukları kalmasından kaynaklanıyor olabileceği düşünülmektedir.



Resim 43. Modifiye zirkonya+liner grubunun kopma yüzeyinin SEM görüntüleri, A: x500 büyütme, b: x2000 büyütme, c: x1000 büyütme



Şekil 26. Modifiye zirkonya+liner grubunun kopma yüzeyinin EDS analiz sonuçları

7. TARTIŞMA ve SONUÇ

Günümüzde, diş hekimliğinde, metal destekli seramik restorasyonlar yerini üstün estetik kaliteye sahip tam seramik sistemlere bırakmıştır. Bu sistemlerin; estetik, biyouyumluluk, renk stabilitesi gibi avantajları olmasına karşın, kırılma dayanımlarının yetersiz olması sebebiyle arka bölge restorasyonlarda ve çok üyeli restorasyonlarda kullanımı sınırlıdır. Mekanik ve estetik özellikleri geliştirilmiş zirkonya destekli restorasyonların 90'lı yılların başlarında kullanılmaya başlanmasıyla, tam seramik restorasyonların güvenilirliği artmıştır (26). Estetik özelliklerinin iyi olması, termal iletkenlik ve korozyon potansiyelinin düşük olması, radyolojik kontrastının ve biyolojik uyumluluğunun iyi olması gibi özellikleri, zirkonyanın dental restorasyonlarda geniş alanda kullanımını sağlamaktadır (27, 142). İdeal bir dental materyal olarak kabul edilen zirkonyanın (35), kristal yapısının fazla olması nedeniyle restorasyonların opasitesinin fazla olması gibi dezavantajları vardır. Zirkonyanın bu opak görüntüsü estetiği olumsuz etkilediğinden, doğal dişin renk, parlaklık ve translusentliğine uygun estetik restorasyonlar elde etmek amacıyla, zirkonya alt yapılar, veneer seramikler ile kaplanmaktadır (142).

Dönüşüm sertleşmesinden dolayı, diğer seramik sistemlerine göre daha yüksek bükülme (900-1200 MPa) ve kırılma (9-10 MPa/m²) dayanımına sahip (143, 144) olan yitria destekli zirkonya restorasyonlarda alt yapının kırılmasına bağlı başarısızlıklar nadiren görülmektedir (124, 145-153). Yapılan in vitro ve in vivo çalışmalarda, üstün mekanik özelliklere sahip zirkonya destekli restorasyonlarda, en sık görülen başarısızlıklar, veneer seramiğin alt yapıdan ayrılması ve veneer seramikte çatlak oluşumudur. Yapılan klinik çalışmalara göre, çatlak ve delaminasyon insidansı %11.4 ile %25 arasında değişmektedir (124, 147, 151, 154). Sailer ve arkadaşlarının, 3 ve 5 üyeli diş destekli sabit bölümlü protez uyguladıkları hastaları, 3 yıl boyunca takip ederek değerlendirdikleri çalışmada, zirkonya destekli restorasyonlarda çatlak oluşum oranını, %25, delaminasyon oranını ise %11.4 olarak tespit etmişlerdir. Yapılan bu çalışmalar, zirkonya alt yapılar ve veneer seramikleri arasındaki bağlanma dayanımının zayıf olduğunu göstermektedir (26, 154). Bağlanma dayanımı, zirkonya alt yapıya uygulanan yüzey işlemleri, altyapı ve veneer arası bölgede defekt oluşumu, zirkonya alt yapı ve veneer arası termal uyumsuzluk sonucu oluşan rezidüel stresler ve yüzeyin ıslanabilirliği gibi birçok faktörden etkilenmektedir (31, 89). Fischer ve arkadaşlarına

göre bağlanma dayanımı, kimyasal bağlanma, mekanik kilitlenme, ara bölgedeki defektlerin konsantrasyonu, yüzeyin ıslanabilirliği, veneer seramiğindeki baskı streslerinin derecesi gibi faktörlerden etkilenmektedir (83, 98). Günümüzde, zirkonya ve veneer seramik bağlanma mekanizması belirsizliğini koruduğundan dolayı zirkonya veneer ara bölgesi, aktif bir araştırma konusu olmaya devam etmektedir.

Literatürde, zirkonya ve veneer seramik arası bağlantıyı arttırmak amacıyla zirkonya alt yapı yüzeyine birçok yüzey işlemi uygulanmasına ve bu yüzey işlemlerinin bazı üretici firmalar tarafından önerilmesine rağmen hangi yüzey işleminin etkili olduğu araştırılmaya devam etmektedir. Bağlantıyı artırmaya yönelik olarak yapılan bu işlemler, zirkonya alt yapı yüzeyinin mikromekanik retansiyonu güçlendirmeyi amaçlamaktadır. Fakat bu uygulanan yüzey işlemleri sonucunda meydana gelebilecek küçük çatlaklar ve faz değişimleri, zirkonya seramiklerin mekanik özelliklerinde istenmeyen değişikliklere neden olabilmektedir (9). Ayrıca, zirkonya alt yapı ve üst yapı seramiği arayüzünde monoklinik fazın bulunması, mikro boşlukların oluşmasına ve üst yapı porseleninde mikro çatlaklara sebep olabilen lokalize streslere sebep olabilmektedir (75). Bu durum, zirkonya-veneer seramik arası bağlantının bozulmasına, delaminasyona neden olmaktadır.

Bu nedenle, bu çalışmada, zirkonya alt yapı ile veneer seramiği arasındaki bağlanma kuvvetini arttırmak amacı ile yapılan, kumlama, lazer ve zirkonyum oksit tozu ile pürüzlendirme gibi farklı yüzey işlemlerinin, yüzey pürüzlülüğüne ve monoklinik faz miktarına (V_m) olan etkisinin, kontrol grubuyla karşılaştırılmalı olarak incelenmesi amaçlanmıştır. Ayrıca, bu çalışmada, zirkonya alt yapıya uygulanan bu farklı yüzey işlemlerinin, liner uygulanmasının ve liner materyalinin yüzey işlemleri ile beraber kullanılmasının, alt yapı ile üst yapı seramiği arasındaki makaslama (shear) bağlantı dayanımına olan etkisinin in vitro olarak incelenmesi amaçlanmıştır.

Zirkonya alt yapı ve veneer porselenleri arasındaki reziduel streslerin azaltılabilmesi için birbiriyle uyumlu termal genleşme katsayılarına sahip porselenler kullanılmalıdır (91, 142). Bu nedenle çalışmamızda, ticari olarak piyasada geniş kullanım alanı bulan yarı sinterlenmiş zirkonya esaslı alt yapı seramiklerinden biri olan Lava Frame ve termal genleşme katsayısı, zirkonya alt yapıya yakın IPS e.max Ceram veneer seramiği kullanılmıştır.

Zirkonya yüzeyine uygulanan yüzey işlemlerinin amacı, yüzeyi debrislerden temizlemek, mikroskobik seviyede yüzey pürüzlülüğünü ve yüzey enerjisini arttırarak, ıslanabilirliği arttırmaktır (155). Kumlama en sık kullanılan yüzey tedavi işlemlerinden biridir. Bazı zirkonya alt yapı üreticileri, zirkonya alt yapıların, veneer uygulanmadan önce rutin olarak kumlaması gerektiğini bildirmektedirler. Birçok araştırmacıda, zirkonya için kumlamanın gerekli olduğunu savunmaktalar (104, 156). Kim ve arkadaşlarının (74), kumlamayı bağlantının arttırılması için yüzey işlemi amacıyla kullanılmasını tavsiye etmelerine rağmen bazı araştırmacılar (115, 149), kumlamanın bağlantıyı negatif yönde etkilediğini bildirmektedirler.

Kumlamanın, zirkonya yüzeyine uygulanması halinde tetragonal-monoklinik faz transformasyonunu tetikleyerek, yüzeyde sıkışmış alanlar oluşturması nedeniyle esneme direncini arttırdığı rapor edilmiştir. Ancak faz transformasyonundan kaynaklanan bu artışın, ısıtılma işlem sırasında monoklinik fazdan tetragonal faza tersine bir dönüşümün gerçekleşmesi ve yüzeyde oluşmuş olan sıkıştırıcı tabakanın gevşemesi nedeniyle, termal fırınlamanın ardından kaybolduğu açıklanmaktadır (157).

Nakumara ve arkadaşları (105), kumlamanın bağlantıya olan etkisini araştırdıkları çalışmada, zirkonya alt yapı yüzeylerini 0.2 MPa, 0.4 MPa ve 0.6 MPa basınçla kumlamışlar ve bir grubada herhangi bir yüzey işlemi uygulamamışlar. Çalışmanın sonucunda, araştırmacılar, 0.4 MPa ve 0.6 MPa basınçla kumlanan örneklerin yüzey pürüzlülüklerinin arttığını ve bağlanma dayanım değerlerinin, kontrol grubu ve 0.2 MPa basınçla kumlama yapılan örneklerin değerlerinden anlamlı bir şekilde fazla olduğunu fakat bükülme dayanımına göre fark yaratmadığını bildirmişlerdir.

Aboushelib ve arkadaşları (158), kumlamanın bağlantıya olan etkisini inceledikleri çalışmada, 50 μm Al_2O_3 partikülleri 0.15 MPa basınçla, 120 μm Al_2O_3 partikülleri ile 0.3 MPa basınçla uyguladığı kumlama gruplarını, yüzey işlemi uygulanmamış kontrol grubu ile karşılaştırmışlar. Çalışmanın sonucunda, düşük basınçlı kumlamanın zirkonya veneer restorasyonların bağlantı dayanımını arttırdığını bildirmişlerdir.

Bu çalışmada, hem materyal yüzeyinde pürüzlü bir yüzey oluşturmak hem de zirkonya alt yapı ile üst yapı porseleni arasındaki bağlantıya kumlama işleminin etkisini araştırmak için bir örnek grubu, basıncı 0.4 MPa olan 50 μm partikül boyutundaki Al_2O_3 tozları ile kumlama işlemine tabi tutulmuştur.

Lazer, uzun zamandır, diş hekimliğinin birçok dalında kullanılmakta olup son yıllarda zirkonya yüzeyinin pürüzlendirmesine yönelik etkisi araştırılmaktadır (159). Lazerin, zirkonya yüzeyindeki etkisi tam olarak bilinmemekle beraber, zirkonya yüzeyini eriterek sertleştirdiği, yüzey topografisini ve pürüzlülüğünü değiştirdiği düşünülmektedir.

Zirkonya seramik yüzeyinin pürüzlendirilmesi amacı ile çeşitli lazer sistemleri kullanılmıştır. Lazer enerji emilimlerinin farklı olmasından dolayı, farklı tipteki lazer sistemleri, zirkonya yüzeyinin pürüzlendirilmesinde aynı etkiye sahip değildir. Ural ve arkadaşları (160), CO₂ lazerin, zirkonyanın rezin siman ile bağlantısına olan etkisini araştırdıkları çalışmada, lazerin zirkonya seramiklerinin yüzeyini pürüzlendirdiğini ve retantif alanlar oluşturduğunu belirtmişlerdir. Er:YAG, Nd:YAG ve CO₂ lazer sistemlerinin zirkonya seramikler üzerinde etkisinin araştırıldığı bir çalışmada, CO₂ ve Er:YAG lazerlerin, rezin zirkonya bağlantısını arttırdığı, Nd:YAG lazerin ise bağlanma dayanımını azalttığı ifade edilmiştir (161).

Literatürde, yüzey pürüzlülüğü arttırmak amacıyla genelde aşındırma yöntemi ile yapılan yüzey işlemleri önerilmektedir. Fakat zirkonya yüzeyinden eksiltmenin, zirkonyanın tetragonal yüzeylerine zarar verebileceği düşünüldüğünden, zirkonya yüzeyine katkı maddesi ekleme tekniğinin kullanımı, potansiyel olarak yararlı bir teknik olabileceği düşünülmektedir (162).

Phark ve arkadaşlarının (163), zirkonyanın kompozite olan bağlantısını inceledikleri çalışmada, zirkonya yüzeyine porözitesi fazla olan tabaka uygulanmış ve kompozitin zirkonyaya olan uzun dönem makaslama bağlantı dayanımı arttırdığı ifade edilmiştir. Teng ve arkadaşları (88), zirkonyanın veneer seramiğine olan bağlantısını inceledikleri çalışmada, zirkonya tozunu yarı sinterlenmiş zirkonya yüzeyine fırça yardımıyla uygulayıp, sinterlemişlerdir. Çalışmanın sonucunda, araştırmacılar zirkonyum oksit tozu ile pürüzlendirmenin, bağlantıyı anlamlı bir şekilde arttırdığını ifade etmişlerdir.

Bu çalışmada, literatürde bu yöntem ile ilgili bilgiler yetersiz olduğundan, zirkonyum oksit tozu eklenerek pürüzlendirmenin, yüzey pürüzlülüğüne, monoklinik faz miktarına ve zirkonyanın veneer seramik ile olan bağlantısına olan etkisinin araştırılması planlanmıştır. Zirkonyum oksit tozu, sinterleme sırasında eridiği düşünülen

liner likiti ile karıştırılarak bulamaç haline getirilip zirkonya yüzeyine uygulanmıştır (162).

Zirkonya destekli restorasyonlarda, uzun dönem klinik başarıyı, yüzey pürüzlülüğü, ara bölge seramiklerin kullanımı gibi birçok faktör etkilemektedir (89, 164). Zirkonya alt yapıya uygulanan yüzey işlemlerinden biri olan liner materyali, zirkonyanın opak rengini maskelemek ve zirkonya yüzeyinin ıslanabilirliğini arttırmak amacıyla kullanılan bir astar materyalidir (104). Liner materyalinin içeriği, üretici firmalara göre değişmesine rağmen ana içeriği veneer seramiğindeki gibi SiO_2 'dir. Bu durum liner ve veneer seramik arasında kimyasal bir bağlanmanın olabileceğini göstermektedir. Ayrıca, literatürde, liner materyalinin, zirkonya-veneer porseleninin bağlanma dayanımını arttırdığını bildiren çalışmalar mevcuttur (31). Tinschert ve arkadaşları (18), liner materyalinin tabakalama tekniğinde kullanılabileceğini tavsiye etmelerine rağmen bağlanma dayanımını zayıflattığını belirtmektedirler. Bu bilgilerin ışığında, çalışmamızda, liner materyalinin, zirkonya alt yapıya uygulanan yüzey işlemleri sonrası zirkonya alt yapı ve veneer seramik arası olan bağlantıya olan etkisinin de araştırılması amaçlanmıştır.

Zirkonya alt yapı ve üst yapı seramikleri arasındaki bağlanma kuvvetini değerlendiren herhangi bir standart bulunmadığından dolayı, araştırmamızda, ISO' nun diş dokularına bağlanma deneyi için hazırladığı TR 11405 No'lu spesifikasyonu kullanılarak (165), örneklerin bağlanma yüzeyi 5 mm, yüksekliği 3 mm olarak hazırlandı. Makaslama işlemini yapacak bıçak ucu 1 mm kalınlığında ve küt şekilde hazırlanıp, bıçak ucu, örneklerdeki veneer seramiği yüzeyiyle 90° 'lik bir açı yapacak şekilde yerleştirildi. Makaslama testlerindeki ideal ilerleme hız aralığı 0.45-1.05 mm/dk olarak belirtildiğinden dolayı, çalışmada makaslama işlemi 0.5 mm/dk hızla yapıldı.

Veneer seramiğin alt yapıya bağlanma dayanımını değerlendirebilmek amacıyla makaslama bağlanma testi, 3 ve 4 nokta kırılma testleri, çekme ve mikro çekme gibi çeşitli test metotları kullanılmaktadır. Metal seramik sistemlerin bağlantı değerlerini değerlendirmek amacıyla, üç nokta bükülme testi standard olarak kabul edilmiştir. Guess ve arkadaşlarına göre (26), metal seramik sistemlerin için kullanılan bu yöntem, iki tabakalı tam seramik sistemlerin kırılma dayanımının fazla olması nedeniyle kullanılmamalıdır. Günümüzde, hala tam seramikler sistemler için standardize edilmiş

test yöntemi ve minumum bağlanma değeri henüz belirtilmemiştir. Kullanılan testlerin avantaj ve dezavantajları vardır. Mikro çekme dayanımı test yönteminin, deney örneklerinin zor hazırlanması, klinikte ortaya çıkan kuvvetleri yansıtmaması, istenmeyen herhangi bir tork kuvveti oluşturmaının kolay olması, elde edilen değerlerin düşük olması gibi dezavantajları bulunmaktadır. Çalışmamızda, örneklerin kolay hazırlanabildiği, çabuk sonuç alınabilen, örnek boyutlarının kontrol altında tutulabildiği dolayısıyla tekrar edilebilir sonuçlar elde edilmesi bakımından (100) makaslama bağlanma dayanımı (shear bond strenght) test yöntemi tercih edilmiştir.

Zirkonya seramiklerine uygulanan yüzey işlemleri sonucunda zirkonya seramiklerin yüzeyinde oluşan değişikliklerin başında yüzey pürüzlülüğü gelmektedir. Yüzey pürüzlülüğünün belirlenmesinde SEM (Taramalı Elektron Mikroskobu) analizi yöntemi ile beraber sıklıkla profilometre veya AFM (Atomik Kuvvet Mikroskobu) kullanılmaktadır (103). Bu çalışmada, Atomik Kuvvet Mikroskobunun taradığı alanın küçük oluşu, tekrarlanabilir ölçüm yapılamaması ve maliyetinden dolayı yüzey pürüzlülüğünün rakamsal değerlendirilmesinde 2 boyutlu tarama yapabilen profilometre cihazı kullanıldı.

Çalışmamızda en yüksek pürüzlülük ve bağlanma değeri modifiye zirkonya grubunda elde edilmiştir. Yüzey işlemlerinden biri olan kumlama grubu, yüzey pürüzlülüğünü arttırmış fakat bağlanma dayanımının arttırılmasında anlamlı bir etkisi olmamıştır. Kumlamanın yüzey pürüzlülüğüne ve bağlanmaya olan etkisinin incelendiği çalışmalarda da, bu çalışmada olduğu gibi kumlamanın yüzey pürüzlülüğünü arttırdığını fakat artan yüzey pürüzlülüğünün bağlantıyı olumlu yönde etkilemediği bildirilmiştir (98, 123, 166).

Korkmaz ve arkadaşları (166), zirkonya alt yapısının üst yapı seramiğine olan bağlantı dayanımını makaslama testi ile inceledikleri çalışmada, 125 µm Al₂O₃ partikülleriyle kumlama, 2 farklı seramik primer uygulanması, aşındırma, metal primer uygulanması metodlarını değerlendirmişler. Çalışmanın sonucunda, metal primerin, bağlanma değerini anlamlı bir şekilde arttırdığı, kumlama ve aşındırmanın ise yüzey pürüzlülüğünü arttırmasına rağmen makaslama bağlantı dayanımına etki etmediği bildirilmiştir.

Fischer ve arkadaşları (98), bağlantı dayanımını ve yüzey pürüzlülüğünü değerlendirdiği çalışmada cilalama, kumlama, silika kaplama ve liner uygulama metotlarını karşılaştırmışlar. Çalışmanın sonucunda, kumlama ve silika ile kaplamanın, zirkonyanın yüzey pürüzlülüğünü arttırmasına rağmen makaslama bağlanma dayanımını etkilemediğini bildirmişlerdir. Ayrıca, kumlama ve liner'ın bağlantıyı arttırmak için gerekli bir yüzey hazırlama işlemi olmadığını belirtmişlerdir.

Mosharraf ve arkadaşları (123), renkli ve beyaz olmak üzere iki farklı zirkonya yüzeyine uyguladıkları, kontrol, kumlama, aşındırma ve kumlama+liner olmak üzere dört farklı yüzey işleminin makaslama bağlantı dayanımına olan etkisini inceledikleri çalışmada, yüzey işlemlerinin farklı zirkonya tiplerindeki ortalama makaslama bağlanma dayanımına farklı etkilerde bulunduğunu ve renkli zirkonya gruplarındaki bağlanma dayanımında önemli farklılıklar oluşturmadığını belirtmişlerdir. Ayrıca, aşındırmanın beyaz zirkonya-veneer seramik arasındaki makaslama bağlanma dayanımını dramatik bir şekilde azalttığı ifade edilmiştir.

Liu ve arkadaşları (99), bağlantı dayanımını ve yüzey pürüzlülüğünü değerlendirdiği çalışmada, kontrol, 50 μm Al_2O_3 partikülleri ile kumlama, kumlama+fırınlama ve CO_2 lazer olmak üzere 4 farklı yüzey işlemini karşılaştırmışlar. Çalışmanın sonucunda, kumlama ($1,314 \pm 0.138 \mu\text{m}$), kumlama+fırınlama ($1.230 \pm 0.175 \mu\text{m}$) ve lazer ($0.980 \pm 0.170 \mu\text{m}$) grubunun, kontrol ($0.196 \pm 0.026 \mu\text{m}$) grubuna göre yüzey pürüzlülüğünü arttırdığı ve en yüksek pürüzlülük değerinin kumlama grubunda olduğu bulunmuştur. Makaslama bağlantı değerleri değerlendirildiğinde ise en yüksek değerin lazer ($32.1 \pm 7.5 \text{ MPa}$) grubunda olduğu, lazeri sırayla kumlama ($31.3 \pm 5.7 \text{ MPa}$), kumlama+fırınlama ($29.2 \pm 7.0 \text{ MPa}$) ve kontrol ($24.8 \pm 6.7 \text{ MPa}$) grubunun takip ettiğini bildirmişlerdir. Bu çalışmada da benzer sonuçlar elde edilmiştir. Kumlama grubunun pürüzlülük değeri lazer grubundan yüksek iken, lazer grubunun makaslama bağlantı değerleri, kumlama grubundan daha yüksek bulunmuştur. Bunun sebebi olarak, farklı kaynak kullanılması sonucu enerji emilimlerinin ve enerji geçişlerinin farklı olması düşünülebilir.

Teng ve arkadaşlarının (88), polisaj, 110 μm Al_2O_3 partikülleri ile kumlama ve zirkonyum oksit tozu ile pürüzlendirme gibi farklı yüzey işlemlerinin, zirkonya veneer bağlantısına olan etkisini, metal destekli restorasyonun (kontrol grubu) bağlantısı ile

karşılaştırdıkları çalışmada, en yüksek bağlanma değeri, modifiye zirkonya grubu (47.02 ± 6.4 Mpa) ve kontrol grubunda (46.12 ± 7.1 Mpa), en düşük bağlanma değeri ise polisaj grubunda (36.66 ± 8.6 Mpa) olduğu bulunmuştur. Kumlama grubunun (39.14 ± 6.5 Mpa) değerleri, modifiye ve kontrol grubu değerlerinden düşük bulunmuştur fakat diğer 3 grupla anlamlı bir fark yaratmamıştır. Çalışmanın sonucunda, araştırmacılar, zirkonya tozu ile kaplamanın, polisaj ve kumlama ile karşılaştırıldığında zirkonya veneer bağlantısını arttırdığını bildirmişlerdir. Bu çalışmada da, zirkonyum oksit tozu ile pürüzlendirmenin, zirkonya ve veneer seramik arası makaslama bağlantı dayanımını diğer bütün gruplara göre anlamlı bir şekilde arttırdığı bulunmuştur.

Matani ve arkadaşları (162), zirkonya seramiklerine uygulanan farklı yüzey işlemlerinin veneer seramikle olan bağlantısını inceledikleri çalışmada, zirkonya seramiklerinin yüzeyine, $80 \mu\text{m}$ Al_2O_3 partikülleri ile kumlama, Er:YAG lazer ve zirkonyum oksit tozu ile pürüzlendirme ve kontrol grubu olarak dört farklı yüzey işlemi uygulamışlar. Çalışmada, araştırmacılar yüzey işlemlerinin, ortalama yüzey pürüzlülüğü ve makaslama bağlanma dayanımı değerlerine olan etkileri karşılaştırmışlar. Çalışmanın sonucunda, kumlama, lazer ve zirkonyum oksit tozu ile pürüzlendirmenin, kontrol grubuna göre yüzey pürüzlülüğünü anlamlı bir şekilde arttırdığını, makaslama bağlanma değerlerinde ise anlamlı bir fark yaratmadığını belirtmişlerdir. En yüksek bağlanma ve pürüzlülük değeri zirkonyum oksit tozu ile pürüzlendirme (deneysel kaplama) metodu ile elde edilmiştir. Araştırmacılar, deneysel kaplama yönteminin bağlantıyı arttırdığından dolayı yararlı bir teknik olabileceğini belirtmişlerdir.

Çalışmamızda, en yüksek pürüzlülük değeri, modifiye zirkonya grubunda ($4.089 \pm 0.487 \mu\text{m}$) iken bu grubu kumlama ($1.245 \pm 0.159 \mu\text{m}$), lazer ($1.095 \pm 0.093 \mu\text{m}$) ve kontrol grubu ($0.831 \pm 0.077 \mu\text{m}$) takip etmektedir. Yüzey pürüzlülüğünün istatistiksel analizinde bütün gruplar arasında anlamlı fark bulunmuştur. Liner uygulanmayan, yüzey işlemi yapılmış grupların makaslama bağlantı dayanımı testi sonuçları değerlendirildiğinde en yüksek bağlanma değeri yine modifiye zirkonya grubunda (25.97 ± 2.87 Mpa) saptanırken, en düşük bağlanma değeri ise yüzey işlemi uygulanmayan kontrol grubunda (20.16 ± 2.34 Mpa) bulunmuştur. Modifiye zirkonya grubunu, sırayla lazer (22.14 ± 2.54 Mpa) ve kumlama grubu (20.47 ± 2.42 Mpa) takip etmektedir.

Matani ve arkadaşlarının yaptığı çalışmada (162), en yüksek pürüzlülük değeri zirkonyum oksit tozu ile pürüzlendirme ($0.799\pm0.284 \mu\text{m}$) de iken bu çalışmanın sonuçlarına göre yüzey pürüzlülüğü değeri düşük bulunmuştur. Liu ve arkadaşlarının (167), farklı yüzey işlemlerinin yüzey pürüzlülüğüne ve zirkonya rezin bağlantısına olan etkisini inceledikleri çalışmada, zirkonyum oksit tozu ile pürüzlendirme grubunun yüzey pürüzlülüğü değeri ($5.027\pm0.917\mu\text{m}$), bu çalışmanın sonuçlarına yakın bulunmuştur.

Literatürde, liner materyalinin, zirkonya ve veneer seramik arasındaki bağlantıyı olumlu yönde etkilediğini bildiren çalışmalar mevcuttur. Aboushelib ve arkadaşları (31), polisaj ve liner uygulanması gibi iki farklı yüzey işlemine tabi tutulmuş zirkonya alt yapı ile farklı veneer seramikler arasındaki bağlanma dayanımını inceledikleri çalışmanın sonucunda, polisajın bağlanmaya etkisinin olmadığını, liner uygulamanın ise bağlanma dayanımını arttırdığını belirtmişlerdir.

Matsumoto ve arkadaşlarının (168), farklı liner materyalleri ve fırınlama ısılarının zirkonya-veneer seramik arası bağlantıya olan etkisini inceledikleri çalışmada, yüksek dayanımlı ara yüz porseleni kullanıldığında ve yüksek fırınlama derecelerinde pişirildiğinde, liner materyalinin, zirkonya veneer seramik bağlantısını arttırdığı bildirilmiştir.

Tada ve arkadaşları (169), zirkonya veneer porselen arasında liner materyalinin ve ısıtıl işlemin, bağlantı dayanımına olan etkisini Schwickerath çatlak başlangıç testi ile inceledikleri çalışmada, liner materyalinin bağlantıyı arttırdığını bildirmişlerdir.

Yapılan bu çalışmalara karşın, Wang ve arkadaşları (170), liner materyalinin, kırılma dayanımına ve bağlantıya olan etkisini inceledikleri çalışmada, liner materyalinin, bağlantıyı anlamlı bir şekilde azalttığını, sadece tedbir amaçlı kullanılabileğini belirtmişlerdir. Liner materyalinin, veneer porselen ve zirkonya alt yapı arasındaki bükülme dayanımına olan etkisini incelendiği diğer bir çalışmada, liner materyalinin, veneer porseleni ve zirkonya arasındaki bükülme dayanımını azalttığı fakat anlamlı bir fark yaratmadığı ifade edilmiştir (171).

Kim ve arkadaşlarının (104), zirkonya-veneer seramikleri arası bağlantı dayanımını makaslama bağlantı testi ile inceledikleri çalışmada, kontrol, $110 \mu\text{m Al}_2\text{O}_3$ partikülleri ile kumlama, liner ve kumlama+liner gruplarını karşılaştırılmış. Çalışmanın sonucunda,

kumlamanın bağlantı dayanımını arttırdığı bildirilmiştir. Kumlama grubu, liner uygulanan gruplara kıyasla yüksek bağlanma dayanımı göstermiştir.

Aboushelib ve arkadaşlarının (142), yaptıkları bir çalışmada, tek tip zirkonya alt yapı ile 7 farklı veneer seramik arasındaki mikrotensile bağlanma dayanımını ve liner materyalinin bu bağlanmaya olan etkisini araştırmışlardır. Çalışmaları sonucunda liner materyalinin özellikle presleme tekniği kullanıldığı zaman zirkonya-veneer seramik arasındaki bağlanma dayanımını önemli derecede azalttığı ve ara yüzde başarısızlık oranını dramatik bir şekilde artırdığı rapor edilmiştir.

Wang ve arkadaşlarının (172), 2014 yılında, kontrol, kumlama, liner ve kumlama+liner olmak üzere 4 farklı yüzey işleminin kırılma dayanımına olan etkisini inceledikleri çalışmada, liner materyalinin ve kumlamanın materyalin kırılma dayanımını azalttığı bildirilmiştir.

Aboushelib ve arkadaşlarının (173), kontrol, kumlama ve liner gruplarının iki farklı veneer seramiğe olan bağlanma dayanımlarını karşılaştırdıkları çalışmada, farklı yüzey işlemlerinin kullanılan zirkonya materyaline göre bağlanma dayanımları üzerinde farklı etkilere sahip olduğunu bulmuşlardır. Liner uygulamanın renksiz zirkonya alt yapılarda zirkonya kor-veneer bağlanma dayanımını azalttığını, ara yüz başarısızlık oranını artırdığını belirtmişlerdir.

Harding ve arkadaşları (84), zirkonya alt yapıya, kumlama ve liner uygulanmasının preslenen seramiklere olan bağlantısını, mikrotensile testi ile değerlendirdiği çalışmada, kumlamanın, kontrol grubuna göre bağlantıyı anlamlı bir şekilde düşürdüğü, bu çalışmanın sonuçlarında olduğu gibi liner materyalinin ise bağlantı değerlerini düşürdüğünü fakat anlamlı bir fark yaratmadığını bildirmişlerdir.

Bu çalışmada, liner materyali uygulamasının, kontrol (19.60 ± 2.84 Mpa) ve lazer (21.55 ± 2.42 Mpa) grubunun bağlantı değerlerini düşürdüğü fakat anlamlı bir fark yaratmadığı tespit edilmiştir. Liner uygulanması, yüzey pürüzlülüğü fazla olan zirkonyum oksit tozu ile pürüzlendirme (19.67 ± 3.39 Mpa) ve kumlama (13.49 ± 1.53 Mpa) grubunda ise anlamlı bir şekilde bağlantının düşmesine sebep olduğu gözlenmiştir.

Çalışmada, liner uygulanan ve uygulanmayan bütün gruplar karşılaştırıldığında, en yüksek bağlanma değeri, liner uygulanmayan modifiye zirkonya grubunda (25.97 ± 2.87

Mpa), en düşük bağlanma değeri ise liner uygulanan kumlama (13.49 ± 1.53 Mpa) grubunda bulunmuştur.

Liner uygulanan bütün grupların ortalama değeri (18.58 ± 3.98 Mpa) ve uygulanmayan grupların ortalama değeri (22.18 ± 3.39 Mpa) karşılaştırıldığında, liner uygulanan veneer seramiklerin zirkonya alt yapıya olan bağlanma dayanımında düşüş meydana geldiği ve veneer seramiğinde delaminasyon riskinin arttırdığı görülmüştür.

Bu çalışma sonucunda elde edilen ortalama makaslama bağlanma dayanımı değerleri bazı araştırmacıların çalışmaları sonucunda rapor ettikleri değerlerden düşük bulunmuştur. Test metodundaki farklılıklar, araştırmanın dizaynının farklı olması, farklı özelliklere sahip materyallerin kullanılması, diğer çalışmalardan farklı sonuçlar elde edilmiş olmasını açıklayabilir (76, 174).

Zirkonya-veneer seramik arası bağlantıyı arttırmak amacıyla yapılan yüzey işlemleri sonucu seramik yüzeyinde pürüzlülük, plastik deformasyon, yüzey çatlakları ve rezidüel stres oluşumu gibi değişikliklerle beraber (175) tetragonal-monoklinik faz değişimi de meydana gelmektedir. 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 X ray difraktometre (XRD) yöntemi kullanılmıştır.

Bu çalışmada, yüzey işlemleri uygulandıktan sonra alınan ölçümlerde farklı yüzey işlemlerinin, materyalin yüzeyinde farklı miktarlarda faz dönüşümüne sebep olduğu bulunmuştur.

Guazzato ve arkadaşları (176), yüzey ve ısı uygulamalarının Y-TZP seramiklerin bükülme dayanıklılığı üzerine etkisini inceledikleri çalışmalarında, en yüksek göreceli monoklinik faz miktarını kumlama sonrası (% 9,5) tespit etmişlerdir. Bu çalışmanın sonucunda da, en yüksek göreceli monoklinik faz oranı, kumlama grubunda (%8) bulunmuştur.

Guess ve arkadaşları (177), yüzey işlemlerinin, IPS e.max ZirCAD zirkonya alt yapılarının faz transformasyonuna olan etkisini inceledikleri çalışmada, kontrol grubunun monoklinik faz oranı % 0, 50 μm Al_2O_3 partikülleri ile kumlama sonucu monoklinik faz oranı ise %6 bulmuşlardır. Bu çalışmada, kontrol grubu faz oranı %3 iken 50 μm Al_2O_3 partikülleri ile kumlama sonucu %8 faz oranı görülmüştür.

Monoklinik faz oranlarındaki değişikliğin sebebinin, farklı zirkonya alt yapı kullanılmış olmasından kaynaklandığını düşünölebilir.

Liu ve arkadaşları (99), kontrol, kumlama, kumlama+fırlama ve CO₂ lazer yüzey işlemlerinin monoklinik faz miktarına olan etkisini incelediği çalışmada, kontrol ve lazer grubunda, yüzeyde sadece tetragonal fazın olduğunu belirtmişlerdir. Kumlama işlemleri sonrası monoklinik faz içeren piklerin meydana geldiğini, fırlama sonrasında ise monoklinik faza rastlanmadığını bildirmişlerdir. Bu çalışmada da, kumlama sonrası monoklinik faz miktarı artmıştır. Lazer ile pürüzlendirme sonrasında ise kontrol grubuna göre monoklinik faz miktarının daha azaldığı bulunmuştur. Bunun sebebi, lazer uygulanması sırasında açığa çıkan az miktardaki ısının, faz değişimini ters yönde etkileyerek faz değiştirmiş monoklinik zirkonyayı tekrar tetragonal faza dönüştürmüş olabileceğidir.

Matani ve arkadaşları (162), farklı yüzey işlemlerinin faz değişimine olan etkisini inceledikleri çalışmada uygulanan yüzey işlemlerinin (kontrol, kumlama, lazer ve zirkonyum oksit tozu ile pürüzlendirme) birbirlerine yakın monoklinik faz miktarı (V_m) içerdiklerini bildirmişlerdir. En az monoklinik faz miktarı, kontrol grubunda iken en fazla kumlama grubunda bulunmuştur. Zirkonyum oksit tozu ile pürüzlendirme işlemleri sonucu oluşan monoklinik faz miktarı, kontrol grubunun değerlerine yakın olduğu bildirilmiştir. Bu çalışmada, zirkonyum oksit ile pürüzlendirme işlemleri sonucunda da kontrol grubuna yakın değerler elde edilmiştir. Bu yöntemin, zirkonya grenlerinin kristal yapısında değişikliğe neden olmadığı düşünülmektedir. Kristal yapının stabil olması zirkonya veneer seramik bağlantısının devamlılığı için önemli faktör olduğu düşünülmektedir.

Zirkonyum oksit alt yapılar üzerine farklı yüzey işlemlerinin etkilerini inceleyen çalışmalarda uygulanan yüzey işlemlerinin zirkonyum oksit alt yapı yüzeylerinde oluşturduğu morfolojik değişikliklerin ve kopma alanların incelenmesinden iyi detaylarının alınmasında Taramalı elektron mikroskobu (SEM) kullanılmaktadır (98). Kırık yüzeyinin topografisi; kırığın başlangıç noktası ve yayılımı hakkında bilgi elde edilmesine, yüklenme karakteristiğinin ve yerel streslerle mikroyapısal etkileşimin tanımlanmasına olanak sağlamaktadır.

Kopma yüzeylerinin ve yüzey işlemleri sonrası zirkonya yüzeyinin elemental analizi amacıyla enerji dağılım spektroskopisi (Energy Dispersive Spectroscopy=EDS) kullanılmaktadır ve yüzeyde hangi elementin hangi oranda bulunduğu ile ilgili bilgi sağlamaktadır. Bu çalışmada EDS yöntemi; yüzey işlemi uygulanmış zirkonya yüzeyinin ve kırık yüzeyinin element içeriğinin incelenmesi amacı ile kullanılmıştır. Bu şekilde yüzey işlemlerinin yüzeyde meydana getirdiği elementer değişikliği ve kırık yüzeylerinde veneer seramik varlığı daha net gözlemlenebilmiştir.

Yüzey işlemi yapılmış örneklerin SEM görüntüleri incelendiğinde; kontrol grubunda, zirkonya grenlerin düzenli ve eşit bir biçimde sıralandığı, düzgün bir yüzey gösterdiği belirlenirken, kumlama yapılmış örneklerde, örnek yüzeyinden kayıp meydana geldiğinden dolayı, kontrol grubundan farklı olarak daha girintili ve çıkıntılı bir yüzeyin oluştuğu gözlenmektedir. Kumlama grubunun yüzeyinde, farklı büyüklükte tepelerin ve vadilerin sık bir biçimde yerleşmiş ve zirkonya grenlerinin daha az farkedilir olduğu gözlenmiştir. Lazer uygulanan örneğin görüntüsünde, kumlama grubundan farklı olarak daha düzgün ve net bir yüzey görüntü elde edilmiş olmasına rağmen çatlak görüntüsü mevcuttur. CO₂ lazer sonrası zirkonya yüzeyinde mikro çatlakların oluşumuna birçok sebep neden olabilir. Lazerin emilimi ile seramik yüzeyinde oluşan ısı artışı nedeniyle iyonlar, elektronlar ve atomların yüzeyel olarak emilimi gerçekleşir. Bu iyonizasyon, zirkonya yüzeyinde 10.000-50.000 K arasında sıcaklık değişimine ve yüksek basınca neden olur. Seramik yüzeyinin tekrardan sertleşmesi yüzeyde aşırı fiziksel streslere neden olup çatlak oluşuma sebep olduğu düşünülmektedir (178). Modifiye zirkonya grubunun görüntüsünde, daha derin girinti ve çıkıntılar vardır. Veneer porseleninin penetrasyonunu izin verecek şekilde daha derin mikropöröziteler içermektedir.

Casucci ve arkadaşları (179), alüminyum oksit tozu kullanarak kumlama uyguladıkları zirkonyum oksit alt yapı örneklerin yüzey morfolojilerini SEM görüntüleri üzerinden değerlendirdikleri çalışmalarında, zirkonya yüzeylerinde homojen şekilde derin girintilerin oluştuğunu belirlemişlerdir. Bu çalışmada da, SEM görüntüleri alınan kumlama grubu örneklerin yüzey morfolojileri incelendiğinde benzer yüzey değişikliklerinin meydana geldiği belirlenmiştir. Bu çalışmada, SEM ve profilometre sonuçları incelendiğinde bulguların birbirleriyle paralellik gösterdiği ve yapılan işlemlerin yüzey pürüzlülüğünü artırdığı görülmüştür.

Yüzey işlemleri yapılmış örneklerin EDS analizi sonuçları değerlendirildiğinde, lazer, kumlama ve zirkonyum oksit tozu ile pürüzlendirme grubu örneklerinin yüzeyinde kontrol grubuna göre O elementi daha fazla oranda, Zr elementinin ise daha az görüldüğü tespit edilmiştir. EDS analizi ve profilometre sonuçları beraber değerlendirildiğinde, yüzey pürüzlülüğünün artması ile O elementinin oranının arttığı gözlemlenmiştir. O elementinin yüzeyde artması, liner materyalinin zirkonya alt yapının ıslatabilirliğini azalttığı ve zirkonya ve veneer seramik arasındaki bağlantıyı olumsuz etkilediği düşünülebilir.

Kopma yüzeylerin SEM görüntüleri ve EDS analizi sonuçları beraber değerlendirildiğinde, lazer grubunda çatlak bölgelerindeki çukurların veneer seramiği ile kaplı olduğu görülmektedir. Modifiye zirkonya grubunda, diğer gruplara göre, yüzeyde veneer seramiğinin daha yoğun olarak bulunduğu, veneer seramiğinin zirkonya yüzeyindeki mikropörözitelere infiltre olduğu görülmektedir. Diğer grupların, SEM görüntüsünde, zirkonya yüzeyinde az yoğunlukta veneer seramiği tespit edilmiştir. Dolayısıyla, yapılan çalışmada, kopma yüzeylerinden alınan SEM görüntüleri ile makaslama testinden elde edilen bağlanma dayanımı değerleri birbirleri ile paralellik göstermektedir.

Yapılan bazı çalışmalarda kopma yüzeyleri adeziv, koheziv ve hem adeziv hem koheziv kopma (kombine kopma) olarak sınıflandırılmıştır (46). Yapılan çalışmada da kopma yüzeyleri adeziv, koheziv ve kombine kopma olarak sınıflandırılmıştır. Liner uygulanan gruplarda adeziv tip başarısızlığın, liner uygulanmayan gruplarda ise kombine tip başarısızlığın yüksek olması bize liner uygulamanın veneer seramiğin zirkonya alt yapıya olan bağlanma dayanımını azalttığını göstermektedir. Ayrıca, koheziv kopma oranı en fazla modifiye zirkonya grubunda, adeziv kopma oranı ise kumlama+liner grubunda olduğu tespit edilmiştir. Dolayısıyla fraktür analizi bulguları, makaslama bağlanma dayanımı testi bulguları ile paralellik göstermektedir.

Bu çalışmanın limitasyonlarından biri, tabakalama tekniği ile hazırlanan örneklerin boyutları ve tasarımı, klinik koşulları tam olarak yansıtmıyor olmasıdır. Bu çalışmanın ikinci limitasyonu, uygulanan statik testin, sürekli sıcaklık ve pH değişikliklerinin olduğu gerçek ağız içi ortamında değil, kuru bir ortamda yapılmasıdır (180). Yapılan birçok çalışmaya göre, yapay yaşlandırma işlemi ve termal siklusu, zirkonya veneer

seramik bağlantı dayanımını azalttığı bildirilmektedir (181). Yüzey işlemleri yapılmış olan zirkonya örneklerin termosiklus veya yapay yaşlandırma sonucu bağlantıya olan etkisinin araştırılmamış olması da bu çalışmanın limitasyonları arasındadır. Bununla ilgili gelecekte çalışmalar yapılmalıdır.

Bu çalışmada, lazer grubunun örnekleri sadece 15 w güç ve 60 mm/s hızla modifiye edilmiştir. İleriki çalışmalarda, bağlantıyı arttıracak optimal güç ve hız değeri araştırılabilir. Ayrıca, bu çalışmada, sadece makaslama kuvvetinin uygulanmış olması, restorasyonun çiğneme kuvvetleri altındaki bağlanma dayanımının ölçülmemiş ve çiğneme stimülatörünün kullanılmamış olması bu çalışmanın diğer limitasyonlarıdır.

8. SONUÇ ve ÖNERİLER

Yapılan çalışmada farklı yüzey işlemlerine (kontrol, kumlama, CO₂ lazer ile pürüzlendirme, zirkonyum oksit tozu ile pürüzlendirme) tabi tutulmuş zirkonya alt yapılara uygulanmış veneer seramik arasındaki bağlanma dayanımı incelenmiş ve farklı yüzey işlemi uygulanmış zirkonya alt yapıya uygulanan liner materyalinin bağlanma dayanımına etkisi araştırılmıştır. Bu in-vitro çalışmanın yürütüldüğü deneysel koşullar içerisinde aşağıdaki sonuçlar elde edilmiştir.

1. Zirkonya alt yapıya uygulanan farklı yüzey işlemlerinin, zirkonya-veneer seramik arasındaki bağlanma dayanımını etkilediği tespit edilmiştir.
2. Elde edilen bulgular sonucunda, bağlantı dayanımını arttıran en etkili tekniğin zirkonyum oksit tozu eklenerek pürüzlendirildiği modifiye zirkonya grubunda olduğu gözlenmiştir. Zirkonyum oksit tozu ile pürüzlendirme sonucunda yüzey hem etkili bir şekilde pürüzlendirirken hemde bağlantı artmıştır.
3. Lazer uygulamalarında ise etkili bir yüzey değişimi sağlanmadığı halde makaslama bağlantı dayanımının arttığı tespit edilmiştir.
4. Liner materyalinin, veneer seramiklerin zirkonya alt yapıya olan bağlanma dayanımını düşürdüğü gözlenmiştir.
5. Yüzey işlemi olarak kumlama ve liner beraber uygulandığında, bağlanma dayanımının dramatik bir şekilde düştüğü gözlenmiştir. Rengin maskelenmesi için liner uygulanması gerektiğinde zirkonya yüzeyine kumlama yapılmaması önerilebilir.
6. Kumlama ve zirkonyum oksit tozu ile pürüzlendirme işlemi sonrası zirkonyanın yüzey pürüzlülüğü ile yüzeydeki O elementinin oranının arttığı gözlemlendi. Yüzeyde bulunan O elementinin, liner materyalinin ıslatabilirliğini azalttığı ve zirkonya ve veneer seramik arasındaki bağlantıyı olumsuz etkilediği düşünülebilir.
7. Yüzey işlemlerinden biri olan kumlama, yüzeydeki monoklinik faz miktarını arttırmış, lazer uygulanması monoklinik faz miktarını azaltmış olup zirkonyum oksit tozu ile pürüzlendirme ise kontrol grubuna göre bir değişikliğe sebep olmamıştır. Kristal yapının stabil olması zirkonya veneer seramik bağlantısının devamlılığı için önemli faktör olduğu düşünüldüğünden bağlantının artırılması

amacıyla zirkonya yüzeyinin zirkonyum oksit tozu ile pürüzlendirilmesi önerilebilir.

8. Makaslama bağlanma dayanımı testi sonrasında kumlama ve liner grubunda adeziv tip başarısızlık yaygın olarak görülmüştür. Liner uygulanmayan modifiye zirkonya grubunda hazırlanan örneklerde ise adeziv tip başarısızlık görülmezken koheziv tip başarısızlığın yaygın olarak görüldüğü tespit edilmiştir.
9. Zirkonya alt yapı ile veneer porseleni arasındaki bağlantı mekanizmasına açıklık getirecek yeni çalışmalara ihtiyaç duyulmaktadır.

9. KAYNAKLAR

1. Ozcan M, Akkaya A (2002). New approach to bonding all-ceramic adhesive fixed partial dentures: a clinical report. *J Prosthet Dent* 88:252-254.
2. Studart AR, Filser F, Kocher P, Gauckler LJ (2007). Fatigue of zirconia under cyclic loading in water and its implications for the design of dental bridges. *Dent Mater* 23:106-114.
3. Van Meerbeek B, Peumans M, Poitevin A, Mine A, Van Ende A, Neves A, De Munck J (2010). Relationship between bond-strength tests and clinical outcomes. *Dent Mater* 26:100-121.
4. Bachhav VC, Aras MA (2011). Zirconia-based fixed partial dentures: a clinical review. *Quintessence Int* 42:173-182.
5. Mc Lean JW (2001). Evolution of dental ceramics in the twentieth century. *J Prosthet Dent* 85:61-66.
6. Raigrodski AJ (2004). Contemporary materials and technologies for all-ceramic fixed partial dentures: a review of the literature. *J Prosthet Dent* 92:557-562
7. Guazzato M, Albakry M, Ringer SP, Swain MV (2004). Strength, fracture toughness and microstructure of a selection of all-ceramic materials. Part II. Zirconia-based dental ceramics. *Dent Mater* 20:449-456.
8. Vagkopoulou T, Koutayas SO, Koidis P, Strub JR (2009). Zirconia in dentistry: Part 1. Discovering the nature of an upcoming bioceramic. *Eur J Esthet Dent* 4:130-151.
9. Karakoca S, Yilmaz H (2009). Influence of surface treatments on surface roughness, phase transformation, and biaxial flexural strength of Y-TZP ceramics. *J Biomed Mater Res B Appl Biomater* 91:930-937.
10. Anusavice KJ (2003). *Phillips' Science of Dental Materials*. 11 th Edition. Elsevier Mosby, St.Louis; 660-663
11. Kelly JR, Nishimura I, Campbell SD (1996). Ceramics in dentistry: historical roots and current perspectives. *J Prosthet Dent* 75:18-32.
12. Jones DW (1985). Development of dental ceramics. An historical perspective. *Dent Clin North Am* 29:621-644.
13. Yoshinari M, Derand T (1994). Fracture strength of all-ceramic crowns. *Int J Prosthodont* 7:329-338.

14. Hondrum SO (1992). A review of the strength properties of dental ceramics. *J Prosthet Dent* 67:859-865.
15. Papanagiotou HP, Morgano SM, Giordano RA, Pober R (2006). In vitro evaluation of low-temperature aging effects and finishing procedures on the flexural strength and structural stability of Y-TZP dental ceramics. *J Prosthet Dent* 96:154-164.
16. Suarez MJ, Lozano JF, Paz Salido M, Martinez F (2004). Three-year clinical evaluation of In-Ceram Zirconia posterior FPDs. *Int J Prosthodont* 17:35-38.
17. Wen MY, Mueller HJ, Chai J, Wozniak WT (1999). Comparative mechanical property characterization of 3 all-ceramic core materials. *Int J Prosthodont* 12:534-541.
18. 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. *Int J Prosthodont* 14:231-238.
19. Kelly JR, Benetti P (2011). Ceramic materials in dentistry: historical evolution and current practice. *Aust Dent J* 1:84-96.
20. Rosenblum MA, Schulman A (1997). A review of all-ceramic restorations. *J Am Dent Assoc* 128:297-307.
21. Conrad HJ, Seong WJ, Pesun IJ (2007). Current ceramic materials and systems with clinical recommendations: a systematic review. *J Prosthet Dent* 98:389-404.
22. Kelly JR (2004). Dental ceramics: current thinking and trends. *Dent Clin North Am* 48:513-530.
23. 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. *J Prosthet Dent* 88:4-9.
24. Chevalier J (2006). What future for zirconia as a biomaterial? *Biomaterials* 27:535-543.
25. Piwowarczyk A, Ottl P, Lauer HC, Kuretzky T (2005) A clinical report and overview of scientific studies and clinical procedures conducted on the 3M ESPE Lava All-Ceramic System. *J Prosthodont* 14:39-45.
26. 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. *Dent Mater* 24:1556-1567.

27. Denry I, Kelly JR (2008). State of the art of zirconia for dental applications. *Dent Mater* 24:299-307.
28. Piconi C, Maccauro G (1999). Zirconia as a ceramic biomaterial. *Biomaterials* 20:1-25.
29. Kosmac 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. *Dent Mater* 15:426-433.
30. Luthardt RG, Sandkuhl O, Reitz B (1999). Zirconia-TZP and alumina--advanced technologies for the manufacturing of single crowns. *Eur J Prosthodont Restor Dent* 7:113-119.
31. Aboushelib MN, de Jager N, Kleverlaan CJ, Feilzer AJ (2005). Microtensile bond strength of different components of core veneered all-ceramic restorations. *Dent Mater* 21:984-991.
32. Raigrodski AJ (2004). Contemporary all-ceramic fixed partial dentures: a review. *Dent Clin North Am* 48:531-544.
33. Burger W, Richter HG, Piconi C, Vatteroni R, Cittadini A, Boccalari M (1997). New Y-TZP powders for medical grade zirconia. *J Mater Sci Mater Med* 8:113-118.
34. Chevalier J, Deville S, Munch E, Jullian R, Lair F (2004). Critical effect of cubic phase on aging in 3mol % yttria-stabilized zirconia ceramics for hip replacement prosthesis. *Biomaterials* 25:5539-5545.
35. Luthardt RG, Holzhuter MS, Rudolph H, Herold V, Walter MH (2004). CAD/CAM-machining effects on Y-TZP zirconia. *Dent Mater* 20:655-662.
36. Raigrodski AJ, Chiche GJ (2001). The safety and efficacy of anterior ceramic fixed partial dentures: A review of the literature. *J Prosthet Dent* 86:520-525.
37. Luthardt RG, Holzhuter M, Sandkuhl O, Herold V, Schnapp JD, Kuhlisch E, Walter M (2002). Reliability and properties of ground Y-TZP-zirconia ceramics. *J Dent Res* 81:487-491.
38. Nawa M, Nakamoto S, Sekino T, Niihara K (1998). Tough and strong Ce-TZP/alumina nanocomposites doped with titania. *Ceram Int* 24: 497–506.
39. Tanaka K, Tamura J, Kawanabe K, Nawa M, Oka M, Uchida M, Kokubo T, Nakamura T (2002). Ce-TZP/Al₂O₃ nanocomposite as a bearing material in total joint replacement. *J Biomed Mater Res* 63:262-270.

40. Chevalier J GL, Virkar AV, Clarke DR (2009). The tetragonal monoclinic transformation in zirconia: lessons learned and future trends. *J Am Ceram Soc* 92:1901–1920.
41. Ban S SY, Nakanishi H, Nawa M (2010). Fracture toughness of dental zirconia before and after autoclaving. *J Ceram Soc Jpn* 118:406–409.
42. Omori S, Komada W, Yoshida K, Miura H (2013). Effect of thickness of zirconia-ceramic crown frameworks on strength and fracture pattern. *Dent Mater J* 32:189-194.
43. Sundh A, Sjogren G (2006). Fracture resistance of all-ceramic zirconia bridges with differing phase stabilizers and quality of sintering. *Dent Mater* 22:778-784.
44. Chong KH, Chai J, Takahashi Y, Wozniak W (2002). Flexural strength of In-Ceram alumina and In-Ceram zirconia core materials. *Int J Prosthodont* 15:183-188.
45. Guazzato M, Albakry M, Swain MV, Ironside J (2002). Mechanical properties of In-Ceram Alumina and In-Ceram Zirconia. *Int J Prosthodont* 15:339-346.
46. 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. *J Prosthet Dent* 91:356-362.
47. Kohal RJ, Klaus G (2004). A zirconia implant-crown system: a case report. *Int J Periodontics Restorative Dent*. 24:147-153.
48. Kelly JR, Denry I (2008). Stabilized zirconia as a structural ceramic: an overview. *Dent Mater* 24:289-298.
49. Sundh A, Molin M, Sjogren G (2005). Fracture resistance of yttrium oxide partially-stabilized zirconia all-ceramic bridges after veneering and mechanical fatigue testing. *Dent Mater* 21:476-482.
50. 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. *J Biomed Mater Res B Appl Biomater* 72:239-245.
51. Al-Amleh B, Lyons K, Swain M (2010). Clinical trials in zirconia: a systematic review. *J Oral Rehabil* 37:641-652.
52. Manicone PF, Rossi Iommetti P, Raffaelli L (2007). An overview of zirconia ceramics: basic properties and clinical applications. *J Dent* 35:819-826.
53. Piconi C, Maccauro G, Pilloni L, Burger W, Muratori F, Richter HG (2006). On the fracture of a zirconia ball head. *J Mater Sci Mater Med* 17:289-300.

54. Miyazaki T, Nakamura T, Matsumura H, Ban S, Kobayashi T (2013). Current status of zirconia restoration. *J Prosthodont Res* 57:236-261.
55. Filser F, Kocher P, Gauckler LJ (2003). Net-shaping of ceramic components by direct ceramic machining. *Assembly Autom* 23:382-390.
56. Matsui K, Horikoshi H, Ohmichi N, Ohgai M, Yoshida H (2003). Cubic-formation and grain-growth mechanisms in tetragonal zirconia polycrystal. *J Am Ceram Soc* 86:1401-1408.
57. Karakoca S, Yılmaz H (2006). Zirconium and use in fixed dentures. *Atatürk Üniv Diş Hek Fak Derg* 36-44.
58. Mehl A, Hickel R (1999). Current state of development and perspectives of machine-based production methods for dental restorations. *Int J Comput Dent*. 2:9-35.
59. Bindl A, Luthy H, Mormann WH (2006) Strength and fracture pattern of monolithic CAD/CAM-generated posterior crowns. *Dent Mater* 22:29-36.
60. Christensen GJ (2001). Computerized restorative dentistry. State of the art. *J Am Dent Assoc* 132:1301-1303.
61. Strub JR, Rekow ED, Witkowski S (2006). Computer-aided design and fabrication of dental restorations: current systems and future possibilities. *J Am Dent Assoc* 137:1289-1296.
62. Beuer F, Schweiger J, Edelhoff D (2008). Digital dentistry: an overview of recent developments for CAD/CAM generated restorations. *Br Dent J* 204:505-511.
63. Tinschert J, Natt G, Hassenpflug S, Spiekermann H (2004) Status of current CAD/CAM technology in dental medicine. *Int J Comput Dent* 7:25-45.
64. 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. *Dent Mater J* 28:44-56.
65. Euan R, Figueras-Alvarez 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. *J Prosthet Dent* 112:155-162.
66. Çelik G, Üşümez A, Sarı T (2013). Bilgisayar destekli diş hekimliği ve güncel CAD/CAM sistemleri. *Cumhuriyet Dent J* 16:74-82.

67. Schmittera M, Schweigher M, Muellera D, Rues S (2014). Effect on in vitro fracture resistance of the technique used to attach lithium disilicate ceramic veneer to zirconia frameworks. *Dent Mater* 30:122-130.
68. Preis V, Letsch C, Handel G, Behr M, Schneider-Feyrer S, Rosentritt M (2013). Influence of substructure design, veneer application technique, and firing regime on the in vitro performance of molar zirconia crowns. *Dent Mater* 29:113-121.
69. Tang X, Nakamura T, Usami H, Wakabayashi K, Yatani H (2012). Effects of multiple firings on the mechanical properties and microstructure of veneering ceramics for zirconia frameworks. *J Dent* 40:372-380.
70. Belli R, Frankenberger R, Appelt A, Schmitt J, Baratieri LN, Greil P, Lohbauer U (2013). Thermal-induced residual stresses affect the lifetime of zirconia-veneer crowns. *Dent Mater* 29:181-190.
71. Eisenburger M, Mache T, Borchers L, Stiesch M (2011). Fracture stability of anterior zirconia crowns with different core designs and veneered using the layering or the press-over technique. *Eur J oral Sci* 119:253-257.
72. Guess PC, Bonfante EA, Silva NR, Coelho PG, Thompson VP (2013). Effect of core design and veneering technique on damage and reliability of Y-TZP-supported crowns. *Dent Mater* 29:307-316.
73. Schmitter M, Mueller D, Rues S (2012). Chipping behaviour of all-ceramic crowns with zirconia framework and CAD/CAM manufactured veneer. *J Dent* 40:154-162.
74. Kanat B, Comlekoglu EM, Dundar-Comlekoglu M, Hakan Sen B, Ozcan M, Ali Gungor M (2014). Effect of various veneering techniques on mechanical strength of computer-controlled zirconia framework designs. *J Prosthodont* 23:445-455.
75. Guazzato M, Proos K, Sara G, Swain MV (2004). Strength, reliability, and mode of fracture of bilayered porcelain/core ceramics. *Int J Prosthodont* 17:142-149.
76. Saito A, Komine F, Blatz MB, Matsumura H (2010). A comparison of bond strength of layered veneering porcelains to zirconia and metal. *J Prosthet Dent* 104:247-257.
77. Comlekoglu ME, Dundar M, Ozcan M, Gungor MA, Gokce B, Artunc C (2008). Evaluation of bond strength of various margin ceramics to a zirconia ceramic. *J Dent* 36:822-827

- 78.** Fazi G, Vichi A, Ferrari M (2010). Microtensile bond strength of three different veneering porcelain systems to a zirconia core for all ceramic restorations. *Am J Dent* 23:347-350.
- 79.** Ishibe M, Raigrodski AJ, Flinn BD, Chung KH, Spiekerman C, Winter RR (2011). Shear bond strengths of pressed and layered veneering ceramics to high-noble alloy and zirconia cores. *J Prosthet Dent* 106:29-37.
- 80.** Trindade FZ, Amaral M, Melo RM, Bottino MA, Valandro LF (2013). Zirconia-porcelain bonding: effect of multiple firings on microtensile bond strength. *J Adhes Dent* 15:467-472.
- 81.** Queiroz JR, Benetti P, Massi M, Junior LN, Della Bona A (2012). Effect of multiple firing and silica deposition on the zirconia-porcelain interfacial bond strength. *Dent Mater* 28:763-768.
- 82.** Zeighami S, Mahgoli H, Farid F, Azari A (2013). The effect of multiple firings on microtensile bond strength of core-veneer zirconia-based all-ceramic restorations. *J Prosthodont* 22:49-53.
- 83.** Fischer J, Stawarczyk B, Sailer I, Hammerle CH (2010). Shear bond strength between veneering ceramics and ceria-stabilized zirconia/alumina. *J Prosthet Dent* 103:267-274.
- 84.** Harding AB, Norling BK, Teixeira EC (2012). The effect of surface treatment of the interfacial surface on fatigue-related microtensile bond strength of milled zirconia to veneering porcelain. *J Prosthodont* 21:346-352.
- 85.** Komine F, Saito A, Kobayashi K, Koizuka M, Koizumi H, Matsumura H (2010). Effect of cooling rate on shear bond strength of veneering porcelain to a zirconia ceramic material. *J Oral Sci* 52:647-652.
- 86.** Gostemeyer G, Jendras M, Dittmer MP, Bach FW, Stiesch M, Kohorst P (2010). Influence of cooling rate on zirconia/veneer interfacial adhesion. *Acta biomater* 6:4532-4538.
- 87.** Almeida AA Jr, Longhini D, Domingues NB, Santos C, Adabo GL (2013). Effects of extreme cooling methods on mechanical properties and shear bond strength of bilayered porcelain/3Y-TZP specimens. *J Dent* 41:356-362.

88. Teng J, Wang H, Liao Y, Liang X (2012). Evaluation of a conditioning method to improve core-veneer bond strength of zirconia restorations. *J Prosthet Dent* 107:380-387.
89. Isgro G, Pallav P, van der Zel JM, Feilzer AJ (2003). The influence of the veneering porcelain and different surface treatments on the biaxial flexural strength of a heat-pressed ceramic. *J Prosthet Dent* 90:465-473.
90. Al-Shehri SA, Mohammed H, Wilson CA (1996). Influence of lamination on the flexural strength of a dental castable glass ceramic. *J Prosthet Dent* 76:23-28.
91. Fischer J, Stawarczyk B, Trottmann A, Hammerle CH (2009). Impact of thermal misfit on shear strength of veneering ceramic/zirconia composites. *Dent Mater* 25:419-423.
92. Ohlmann B, Rammelsberg P, Schmitter M, Schwarz S, Gabbert O (2008). All-ceramic inlay-retained fixed partial dentures: preliminary results from a clinical study. *J Dent* 36:692-696.
93. Bonfante EA, Rafferty B, Zavanelli RA, Silva NR, Rekow ED, Thompson VP, Coelho PG (2010). Thermal/mechanical simulation and laboratory fatigue testing of an alternative yttria tetragonal zirconia polycrystal core-veneer all-ceramic layered crown design. *Eur J Oral Sci* 118:202-209.
94. Marchack BW, Futatsuki Y, Marchack CB, White SN (2008). Customization of milled zirconia copings for all-ceramic crowns: a clinical report. *J Prosthet Dent* 99:169-173.
95. Coelho PG, Silva NR, Bonfante EA, Guess PC, Rekow ED, Thompson VP (2009). Fatigue testing of two porcelain-zirconia all-ceramic crown systems. *Dent Mater* 25:1122-1127.
96. Beuer F, Schweiger J, Eichberger M, Kappert HF, Gernet W, Edelhoff D (2009). High-strength CAD/CAM-fabricated veneering material sintered to zirconia copings a new fabrication mode for all-ceramic restorations. *Dent Mater* 25:121-128.
97. Swain MV (2009). Unstable cracking (chipping) of veneering porcelain on all-ceramic dental crowns and fixed partial dentures. *Acta biomater* 5:1668-1677.
98. Fischer J, Grohmann P, Stawarczyk B (2008). Effect of zirconia surface treatments on the shear strength of zirconia/veneering ceramic composites. *Dent Mater J* 27:448-454.
99. Liu D, Matinlinna JP, Tsoi JK, Pow EH, Miyazaki T, Shibata Y, et al. (2013). A new modified laser pretreatment for porcelain zirconia bonding. *Dent Mater* 29:559-565.

100. Al-Dohan HM, Yaman P, Dennison JB, Razzoog ME, Lang BR (2004). Shear strength of core-veneer interface in bi-layered ceramics. *J Prosthet Dent* 91:349-355.
101. Sato H, Yamada K, Pezzotti G, Nawa M, Ban S (2008). Mechanical properties of dental zirconia ceramics changed with sandblasting and heat treatment. *Dent Mater J* 27:408-414.
102. Chintapalli RK, Marro FG, Jimenez-Pique E, Anglada M (2013). Phase transformation and subsurface damage in 3Y-TZP after sandblasting. *Dent Mater* 29:566-572.
103. Casucci A, Osorio E, Osorio R, Monticelli F, Toledano M, Mazzitelli C, Ferrari M (2009). Influence of different surface treatments on surface zirconia frameworks. *J Dent* 37:891-897.
104. Kim HJ, Lim HP, Park YJ, Vang MS (2011). Effect of zirconia surface treatments on the shear bond strength of veneering ceramic. *J Prosthet Dent* 105:315-322.
105. Nakamura T, Wakabayashi K, Zaima C, Nishida H, Kinuta S, Yatani H (2009). Tensile bond strength between tooth-colored porcelain and sandblasted zirconia framework. *J Prosthodont Res* 53:116-119.
106. Ban S, Sakakibara T, Yoshihara K, Takeuchi M, Kawai T, Murakami H, Kono H (2013). Surface properties of dental zirconia after clinical grinding and polishing. *Key Eng Mater* 24:501–506.
107. Coluzzi DJ (2004). Fundamentals of dental lasers: science and instruments. *Dent Clin North Am* 48:751-770.
108. Walsh LJ (2003). The current status of laser applications in dentistry. *Aust Dent J* 48:146-155.
109. Green J, Weiss A, Stern A (2011). Lasers and radiofrequency devices in dentistry. *Dent Clin North Am* 55:585-597.
110. Mohammadi Z (2009). Laser applications in endodontics: an update review. *Int Dent J* 59:35-46.
111. Visuri SR, Walsh JT Jr, Wigdor HA (1996). Erbium laser ablation of dental hard tissue: effect of water cooling. *Lasers Surg Med* 18:294-300.
112. Hao L, Lawrence J (2006). Effects of Nd:YAG laser treatment on the wettability characteristics of a zirconia-based bioceramic. *Opt Lasers Eng* 44:830-914.

113. Thompson JY, Stoner BR, Piascik JR, Smith R (2011). Adhesion/cementation to zirconia and other non-silicate ceramics: where are we now? *Dent Mater* 27:71-82.
114. Wegner SM, Kern M (2000). Long-term resin bond strength to zirconia ceramic. *J Adhes Dent* 2:139-147.
115. Derand P, Derand T (2000). Bond strength of luting cements to zirconium oxide ceramics. *Int J Prosthodont* 13:131-135.
116. Zarone F, Sorrentino R, Vaccaro F, Traini T, Russo S, Ferrari M (2006). Acid etching surface treatment of feldspathic, alumina and zirconia ceramics: a micromorphological SEM analysis. *Int Dent South Africa* 8:50–56.
117. Chu PK, Chen JY, Wang LP, Huang N (2003). Plasma-surface modification of biomaterials. *Materials Science and Engineering* 36:143–206.
118. Derand T, Molin M, Kvam K (2005). Bond strength of composite luting cement to zirconia ceramic surfaces. *Dent Mater* 21:1158-1162.
119. Yin L, Jahanmir S, Ives LK (2003). Abrasive machining of porcelain and zirconia with a dental handpiece. *Wear* 255:975-989.
120. Ozcan M (2003). Evaluation of alternative intra-oral repair techniques for fractured ceramic-fused-to-metal restorations. *J Oral Rehabil* 30:194-203.
121. Ozcan M, Melo RM, Souza RO, Machado JP, Felipe Valandro L, Bottino MA (2013). Effect of air-particle abrasion protocols on the biaxial flexural strength, surface characteristics and phase transformation of zirconia after cyclic loading. *J Mech Behav Biomed Mater* 20:19-28.
122. Phark JH, Duarte S Jr, Blatz M, Sadan A (2009). An in vitro evaluation of the long-term resin bond to a new densely sintered high-purity zirconium-oxide ceramic surface. *J Prosthet Dent* 101:29-38.
123. Mosharraf R, Rismanchian M, Savabi O, Ashtiani AH (2011). Influence of surface modification techniques on shear bond strength between different zirconia cores and veneering ceramics. *J Adv Prosthodont* 3:221-228.
124. Tinschert J, Schulze KA, Natt G, Latzke P, Heussen N, Spiekermann H (2008). Clinical behavior of zirconia-based fixed partial dentures made of DC-Zirkon: 3-year results. *Int J Prosthodont* 21:217-222.
125. Hammad IA, Talic YF (1996). Designs of bond strength tests for metal-ceramic complexes: review of the literature. *J Prosthet Dent* 75:602-608.

126. 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. *J Dent Res* 83:420-424.
127. Della Bona A, van Noort R (1995). Shear vs. tensile bond strength of resin composite bonded to ceramic. *J Dent Res* 74:1591-1596.
128. Aboushelib MN, Kleverlaan CJ, Feilzer AJ (2008). Microtensile bond strength of different components of core veneered all-ceramic restorations. Part 3: double veneer technique. *J Prosthodont* 17:9-13.
129. 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. *Dent Mater* 24:1556–1567.
130. Fischer J, Stawarczyk B, Hammerle CH (2008). Flexural strength of veneering ceramics for zirconia. *J Dent* 36:316-321.
131. Giordano RA, 2nd, Pelletier L, Campbell S, Pober R (1995). Flexural strength of an infused ceramic, glass ceramic, and feldspathic porcelain. *The J Prosthet Dent* 73:411-418.
132. Anusavice KJ, Kakar K, Ferree N (2007). Which mechanical and physical testing methods are relevant for predicting the clinical performance of ceramic-based dental prostheses? *Clin Oral Implants Res* 18:218-231.
133. Jin J, Takahashi H, Iwasaki N (2004). Effect of test method on flexural strength of recent dental ceramics. *Dent Mater J* 23:490-496.
134. Wikipedia Özgür Ansiklopedisi (2014). Taramalı elektron mikroskopisi. [online] Available from: http://tr.wikipedia.org/wiki/Taramalı_elektron_mikroskopisi [Accessed 21 December 2014]
135. Meisnar M, Lozano-Perez S, Moody M, Holland J (2014). Low-energy EDX--a novel approach to study stress corrosion cracking in SUS304 stainless steel via scanning electron microscopy. *Micron* 66:16-22.
136. Pantano CG, Kelsso JF (1984). Chemical analysis of fracture surfaces, Fractography of Ceramic and Metal Failures. ASTM; STP 827:139-156.
137. Beşergil B (2014). Enstrümantal analiz, X- Işını Spektroskopisi [online]. Available from: http://www.bayar.edu.tr/besergil/15_BOLUM_12.pdf. [Accessed 21 December 2014]

138. Cullity BD (2001). Elements of X-Ray diffraction 3rd Edition Upper Saddle River: Prentice Hall;30-60.
139. University of South Carolina (2013) *Library services electronic resources* [online]. Available from: http://www.chem.sc.edu/faculty/zurloye/xrdtutorial_2013.pdf [Accessed 21 December 2014]
140. 3M ESPE (2012) Dental ürün kataloğu [online]. Available from: http://solutions.3m.com/wps/portal/3M/en_US/3M-ESPE-NA/dental_professionals/products/category/digital-materials/lava-zirconia/
141. Garvie RC, Nicholson PS (1972). Phase analysis in zirconia systems. J Am Ceram Soc 55:303–305.
142. Aboushelib MN, Kleverlaan CJ, Feilzer AJ (2006). Microtensile bond strength of different components of core veneered all-ceramic restorations. Part II: Zirconia veneering ceramics. Dent Mater 22:857-863.
143. 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. J Biomed Mater Res 23:45-61.
144. Tinschert J, Zvez D, Marx R, Anusavice KJ (2000). Structural reliability of alumina-, feldspar-, leucite-, mica- and zirconia-based ceramics. J Dent 28:529-535.
145. Molin MK, Karlsson SL (2008). Five-year clinical prospective evaluation of zirconia-based Denzir 3-unit FPDs. Int J Prosthodont 21:223-227.
146. Ortorp A, Kihl ML, Carlsson GE (2009). A 3-year retrospective and clinical follow-up study of zirconia single crowns performed in a private practice. J Dent 37:731-736.
147. Sailer I, Gottnerb J, Kanelb S, Hammerle CH (2009). Randomized controlled clinical trial of zirconia-ceramic and metal-ceramic posterior fixed dental prostheses: a 3-year follow-up. Int J Prosthodont 22:553-560.
148. Tsumita M, Kokubo Y, Ohkubo C, Sakurai S, Fukushima S (2010). Clinical evaluation of posterior all-ceramic FPDs (Cercon): a prospective clinical pilot study. J Prosthodont Res 54:102-105.
149. Roediger M, Gersdorff N, Huels A, Rinke S (2010). Prospective evaluation of zirconia posterior fixed partial dentures: four-year clinical results. Int J Prosthodont 23:141-148.

- 150.**Beuer F, Stimmelmayer M, Gernet W, Edelhoff D, Guh JF, Naumann M (2010). Prospective study of zirconia-based restorations: 3-year clinical results. *Quintessence Int* 41:631-637.
- 151.**Sailer I, Feher A, Filser F, Gauckler LJ, Luthy H, Hammerle CH (2007). Five-year clinical results of zirconia frameworks for posterior fixed partial dentures. *Int J Prosthodont* 20:383-388.
- 152.**Schmitter M, Mussotter K, Rammelsberg P, Stober T, Ohlmann B, Gabbert O (2009). Clinical performance of extended zirconia frameworks for fixed dental prostheses: two-year results. *J Oral Rehabil* 36:610-615.
- 153.**Beuer F, Edelhoff D, Gernet W, Sorensen JA (2009). Three-year clinical prospective evaluation of zirconia-based posterior fixed dental prostheses (FDPs). *Clin Oral Investig* 13:445-451.
- 154.**Ozkurt Z, Kazazoglu E (2010). Clinical success of zirconia in dental applications. *J Prosthodont* 19:64-68.
- 155.**Liu D, Matinlinna JP, Pow EHN (2012). Insights into porcelain to zirconia bonding. *J Adhes Sci Technol* 26:1249-1265.
- 156.**Aboushelib MN, de Kler M, van der Zel JM, Feilzer AJ (2009). Microtensile bond strength and impact energy of fracture of CAD-veneered zirconia restorations. *J Prosthodont* 18:211-216.
- 157.**Wang H, Aboushelib MN, Feilzer AJ (2008). Strength influencing variables on CAD/CAM zirconia frameworks. *Dent Mater* 24:633-638.
- 158.**Aboushelib MN, Wang H (2013). Influence of crystal structure on debonding failure of zirconia veneered restorations. *Dent Mater* 29:97-102.
- 159.**Green J, Weiss A, Stern A (2011). Lasers and radiofrequency devices in dentistry. *Dent Clin North Am* 55:585-597.
- 160.**Ural C, Kulunk T, Kulunk S, Kurt M (2010). The effect of laser treatment on bonding between zirconia ceramic surface and resin cement. *Acta Odontol Scand* 68:354-359.
- 161.**Akyil MS, Uzun IH, Bayindir F (2010). Bond strength of resin cement to yttrium-stabilized tetragonal zirconia ceramic treated with air abrasion, silica coating, and laser irradiation. *Photomed Laser Surg* 28:801-808.

162. Matani JD, Kheur M, Jambhekar SS, Bhargava P, Londhe A (2014). Evaluation of Experimental Coating to Improve the Zirconia-Veneering Ceramic Bond Strength. *J Prosthodont* 23:626-633.
163. Phark JH, Duarte S Jr, Blatz M, Sadan A (2009). An in vitro evaluation of the long-term resin bond to a new densely sintered high-purity zirconium-oxide ceramic surface. *J Prosthet Dent* 101:29-38.
164. De Jager N, Pallav P, Feilzer AJ (2005). The influence of design parameters on the FEA-determined stress distribution in CAD-CAM produced all-ceramic dental crowns. *Dent Mater* 21:242-251.
165. International Organization for Standardization IT (2003). Dental materials-testing of adhesion to tooth structure.
166. Korkmaz FM, Bagis B, Turgut S, Ates SM, Ayaz EA (2014) Effect of surface treatments on the bond strength of veneering ceramic to zirconia. *J Appl Biomater Funct Mater*.
167. Liu D, Pow EH, Tsoi JK, Matinlinna JP (2014). Evaluation of four surface coating treatments for resin to zirconia bonding. *J Mech Behav Biomed Mater* 32:300-309.
168. Matsumoto N, Yoshinari M, Takemoto S, Hattori M, Kawada E, Oda Y (2013). Effect of intermediate ceramics and firing temperature on bond strength between tetragonal zirconia polycrystal and veneering ceramics. *Dent Mater J* 32:734-743.
169. Tada K, Sato T, Yoshinari M (2012). Influence of surface treatment on bond strength of veneering ceramics fused to zirconia. *Dent Mater J* 31:287-296.
170. Wang G, Zhang S, Bian C, Kong H (2014). Interface toughness of a zirconia-veneer system and the effect of a liner application. *J Prosthet Dent* 112:576-583.
171. Benetti P, Pelogia F, Valandro LF, Bottino MA, Bona AD (2011). The effect of porcelain thickness and surface liner application on the fracture behavior of a ceramic system. *Dent Mater* 27:948-953.
172. Wang G, Zhang S, Bian C, Kong H (2014). Effect of zirconia surface treatment on zirconia/veneer interfacial toughness evaluated by fracture mechanics method. *J Dent* 42:808-815.
173. Aboushelib MN, Kleverlaan CJ, Feilzer AJ (2008). Effect of zirconia type on its bond strength with different veneer ceramics. *J Prosthodont* 17:401-408.

174. Ashkanani HM, Raigrodski AJ, Flinn BD, Heindl H, Mancl LA (2008). Flexural and shear strengths of ZrO₂ and a high-noble alloy bonded to their corresponding porcelains. *J Prosthet Dent* 100:274-284.
175. 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. *Dent Mater* 18:590-595.
176. Guazzato M, Quach L, Albakry M, Swain MV (2005). Influence of surface and heat treatments on the flexural strength of Y-TZP dental ceramic. *J Dent* 33:9-18.
177. Guess PC, Zhang Y, Kim JW, Rekow ED, Thompson VP (2010). Damage and reliability of Y-TZP after cementation surface treatment. *J Dent Res* 89:592-596.
178. Jean-Paul Roccaa CF, Nathalie Brulat-Boucharda, Samy Bassel Seifa, Evelyne Darque-Cerettib (2014). CO₂ and Nd:YAP laser interaction with lithium disilicate and Zirconia dental ceramics: A preliminary study. *Optics & Laser Technology* 57:216-223.
179. Casucci A, Mazzitelli C, Monticelli F, Toledano M, Osorio R, Osorio E, Papacchini F, Ferrari M (2010). Morphological analysis of three zirconium oxide ceramics: Effect of surface treatments. *Dent Mater* 26:751-760.
180. Choi BK, Han JS, Yang JH, Lee JB, Kim SH (2009). Shear bond strength of veneering porcelain to zirconia and metal cores. *J Adv Prosthodont* 1:129-135.
181. Sobrinho LC, Cattell MJ, Glover RH, Knowles JC (1998). Investigation of the dry and wet fatigue properties of three all-ceramic crown systems. *Int J Prosthodont* 11:255-262.

10. ÖZGEÇMİŞ

KİŞİSEL BİLGİLER

Soyadı, Adı : AKSU, Nevriye
Uyruğu : T.C.
Doğum tarihi ve yeri : 31.01.1984
Medeni hali : Evli
E-Posta : dt.nevriyeaksu@hotmail.com
Yazışma adresi : KTÜ, Diş Hekimliği Fakültesi, Protetik Diş Tedavisi

EĞİTİM BİLGİLERİ

Derece	Mezun Olduğu Kurumun Adı	Mezuniyet Yılı
Doktora/Uzmanlık	K.T.Ü. Diş Hekimliği Fakültesi	2015
Lisans	Marmara Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi	2008
Lise	Büyükşehir Hüseyin Yıldız Anadolu Lisesi	2002

AKADEMİK/MESLEKİ DENEYİMİ

Görevi	Kurum	Süre (Yıl-Yıl)
1. Doktora öğrencisi	K.T.Ü. Diş Hekimliği Fakültesi	2008 - 2015
2. Araştırma Görevlisi	K.T.Ü. Diş Hekimliği Fakültesi	2009 -2014

YABANCI DİL

İngilizce

UZMANLIK ALANI

Protetik Diş Tedavisi

BİLDİRİLER

1. S Kilic, B Besir Kalaycı, N. Aksu, SH Altintas. Effect of ethanol to self adhesive resin cement bonding. 46th Meeting of the Continental European Division of the International Association for Dental Research (CED-IADR) September 4-7, 2013, Florence, Italy
2. N Aksu, S Kilic, EA Ayaz, SH Altintas, A Usumez. Repairing of porcelain denture teeth by using different surface treatment. 46th Meeting of the Continental European Division of the International Association for Dental Research (CED-IADR) September 4-7, 2013, Florence, Italy