



T.C.  
FIRAT ÜNİVERSİTESİ  
DİŞ HEKİMLİĞİ FAKÜLTESİ  
PROTETİK DİŞ TEDAVİSİ ANABİLİM DALI



ATMOSFERİK BASINÇLI PLAZMA VE GELENEKSEL YÜZEY  
MODİFİKASYON YÖNTEMLERİ UYGULANAN CAD/CAM ZİRKONYA  
BLOKLARIN FARKLI REZİN SİMANLARLA BAĞLANTI  
DAYANIMLARININ DEĞERLENDİRİLMESİ

UZMANLIK TEZİ  
Dt. Gülay KAMIŞ

TEZ DANIŞMANI  
Dr. Öğr. Üyesi Bekir EŞER

**Bu çalışma Fırat Üniversitesi Bilimsel Araştırma Projeleri Birimi tarafından**

**DHF.20.08 nolu proje numarası ile desteklenmiştir.**

**ELAZIĞ, 2021**

## ONAY SAYFASI

---

Prof. Dr. Filiz ACUN KAYA  
Diş Hekimliği Fakültesi Dekanı

Bu tez Uzmanlık Tezi standartlarına uygun bulunmuştur.

---

Dr. Öğretim Üyesi Eyyüp ALTINTAŞ  
Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı

Tez tarafımızdan okunmuş, kapsam ve kalite yönünden Uzmanlık Tezi olarak kabul edilmiştir.

---

Dr. Öğr. Üyesi Bekir EŞER

Danışman

Uzmanlık Tezi Değerlendirme Jüri Üyeleri

Dr. Öğr. Üyesi Eyyüp ALTINTAŞ .....

Dr. Öğr. Üyesi B. Kadir TARTUK .....

Dr. Öğr. Üyesi Bekir EŞER .....

Dr. Öğr. Üyesi Samet TEKİN .....



## ETİK BEYAN

Bu tezin kendi çalışmam olduğunu, planlamasından yazımına kadar hiçbir etik dışı davranışımın olmadığını, tezdeki bütün bilgileri akademik ve etik kurallar içinde elde ettiğimi, tez çalışması ile elde edilmeyen bütün bilgi ve yorumlara kaynak gösterdiğimi, patent ve telif haklarını ihlal edici hiçbir davranışımın olmadığını beyan ederim.

18/09/2021

Dt. Gülay KAMIŞ

Dr. Öğr. Üyesi. Bekir EŞER

Danışman

Dr. Öğretim Üyesi Eyüp ALTINTAŞ

Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı

# İTHAF



*Eşime ithaf ediyorum...*

## TEŞEKKÜR

Uzmanlık eğitimim süresince benden bilgisini, bilimsel ve mesleki tecrübelerini esirgemeyen, bana tezimin hazırlanmasında yol gösteren ve destek olan çok değerli danışman hocam Dr. Öğr. Üyesi Bekir EŞER'e,

Uzmanlık eğitimime katkıda bulunan Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı'nın saygıdeğer öğretim üyelerine ve değerli çalışma arkadaşlarıma,

Hayatım boyunca desteklerini ve güvenlerini hissettiğim, büyük emeklerle beni bugünlere getiren, her zaman sevgi, sabır ve anlayışla yanımda olan sevgili aileme,

Tez çalışmamın hazırlık ve deney aşamalarında yardımcı olan ve bu süreçte büyük emek ve fedakarlık gösteren, bana kendimi her zaman şanslı hissettiren, en büyük destekçim sevgili eşim Göksel KAMIŞ'e ve bana anneliği tattıran, varlığıyla bana güç ve mutluluk veren, sağlıklı doğmasını ipe çektiğim minik kızıma,

Sonsuz teşekkürlerimi sunarım.

## İÇİNDEKİLER

<b>ONAY SAYFASI</b>	<b>ii</b>
<b>ETİK BEYAN</b>	<b>iii</b>
<b>İTHAF</b>	<b>iv</b>
<b>TEŞEKKÜR</b>	<b>v</b>
<b>İÇİNDEKİLER</b>	<b>vi</b>
<b>TABLO LİSTESİ</b>	<b>x</b>
<b>ŞEKİL LİSTESİ</b>	<b>xi</b>
<b>KISALTMALAR</b>	<b>xiv</b>
<b>1. ÖZET</b>	<b>1</b>
<b>2. ABSTRACT</b>	<b>3</b>
<b>3. GİRİŞ</b>	<b>5</b>
3.1. Genel Bilgiler	6
3.1.1. Dental Seramikler	6
3.1.1.1. Dental Seramiklerin Yapısı	6
3.1.2. Dental Seramiklerin Sınıflandırılması	8
3.1.2.1. Yapım Tekniğine Göre Sınıflandırılması	8
3.1.2.1.1. Isıya Dayanıklı Daylar Üzerinde Fırınlanan Seramik Sistemleri	8
3.1.2.1.2. Dökülebilir Cam Seramik Sistemleri	8
3.1.2.1.3. Sıkıştırılabilir Porselen Sistemleri	9
3.1.2.1.4. CAD/CAM Sistemleri	9
3.1.2.2. Işık Geçirgenliğine Göre Sınıflandırılması	9
3.1.2.2.1. Transludent Kor Yapıya Sahip Olanlar	9
3.1.2.2.2. Yüksek dayanıklılıkta opak kor yapıya sahip olanlar	9
3.1.2.3. Alt Yapı Materyaline Göre Sınıflandırılması	10
3.1.2.3.1. Cam seramikler	10
3.1.2.3.2. Alumina esaslı seramikler	10
3.1.2.3.3. Zirkonya esaslı seramikler	11
3.1.3. Zirkonya	11
3.1.4. Zirkonyanın Mikroyapısı	13
3.1.5. Zirkonyanın Transformasyon Sertleşmesi	14

3.6. Zirkonyanın Düşük Isı Bozunması ve Yaşlanması	15
3.1.7. Zirkonyanın Diş Hekimliğinde Kullanımı	16
3.1.7.1. 3Y-TZP	17
3.1.7.2. Mg-PSZ	17
3.1.7.3. ZTA	18
3.1.8. Bilgisayar Destekli Tasarım (CAD-CAM) ile Üretim	19
3.1.8.1. CAD-CAM Sisteminin Komponentleri	20
3.1.9. Zirkonya Blokların Sınıflandırılması	20
3.1.9.1. Dry-pressed Zirkonya Seramikler (Green)	20
3.1.9.2. Yarı Sinterlenmiş Zirkonya Seramikler	21
3.1.9.3. Tam Sinterlenmiş Zirkonya Bloklar	22
3.1.10. Monolitik Zirkonya	22
3.2. Zirkonya Yüzey İşlemleri	24
3.2.1. Kuşlama	25
3.2.2. Döner Aletlerle Aşındırma	25
3.2.3. Primer Uygulaması	26
3.2.4. Tribokimyasal Silika Kaplama	27
3.2.5. Selektif İnfiltratif Asitleme (Selective Infiltration Etching)	27
3.2.6. Lazerle Pürüzlendirme	28
3.2.6.1. Lazer Işıklarının Özellikleri	28
3.2.6.2. Diş Hekimliğinde Kullanılan Lazerler	29
3.2.7. Plazma	31
3.2.7.1. Plazmanın Sınıflandırılması	32
3.2.7.1.1. Plazmanın Termodinamik Sınıflandırması	32
3.2.7.1.2. Plazmanın Basınca Göre Sınıflandırılması	33
3.2.7.1.2.1. Düşük Basınç Plazmaları	33
3.2.7.1.2.2. Atmosferik Basınçlı Plazma	34
3.3. Zirkonya Restorasyonların Simantasyonu	37
3.3.1. Adezyon	37
3.3.2. Adeziv Rezin Simanlar	38
3.3.2.1. Kimyasal Yolla Polimerize Olan Adeziv Rezin Simanlar	39
3.3.2.2. Işıklı Polimerize Olan Adeziv Rezin Simanlar	39

3.3.2.3. Hem Kimyasal Yolla Hem Işıkla Polimerize Olan Adeziv Resin Simanlar	40
3.3.2.4. Self-adeziv Resin Simanlar	41
3.4. Materyal Yüzeyini İncelemede Kullanılan Analiz Yöntemleri	42
3.4.1. Temas Açısı Ölçümü	42
3.4.2. Profilometre (Yüzey Pürüzlülük) Analizi	42
3.4.3. Taramalı Elektron Mikroskopu (SEM) Analizi	43
3.4.4. Atomik Kuvvet Mikroskopu (AFM) Analizi	44
3.4.5. Enerji Dağılımlı X-ışını Spektroskopisi	45
3.5. Yapay Yaşlandırma	45
3.5.1. Suda Bekletme	46
3.6. Bağlanma Dayanımını Değerlendirmede Kullanılan Test Yöntemleri	46
3.6.1. Makaslama (Shear) Bağlantı Dayanımı Testi	46
3.6.2. Çekme (Tensile) Testi	47
3.6.3. Mikroçekme (Microtensile) Testi	47
3.7. Kopma Tiplerinin Değerlendirilmesi	48
<b>4. GEREÇ VE YÖNTEM</b>	<b>49</b>
4.1. Örneklerin Hazırlanması	50
4.1.1. Zirkonya Disklerin Kesilmesi ve Sinterizasyonu	51
4.1.2. Örneklerin akrilik kalıba yerleştirilmesi	53
4.1.3. Örnek Yüzeylerinin Tesviye Edilmesi	54
4.2. Deney Gruplarının Oluşturulması	55
4.3. Deney Gruplarına Yüzey İşlemlerinin Uygulanması	56
4.3.1. Kontrol	56
4.3.2. Kuşlama	56
4.3.3. Lazer	56
4.3.4. Plazma	57
4.3.5. Primer	59
4.3.6. Kuşlama+Primer	59
4.3.7. Lazer+Primer	60
4.3.8. Plazma+Primer	60
4.3.9. Lazer+Plazma+Primer	60

4.4. Örneklerin Yüzey Pürüzlülüklerinin Ölçülmesi	61
4.5. Örneklerin Temas Açısı Ölçümlerinin Yapılması	62
4.6. Örneklerin SEM-EDS Analizi ile İncelenmesi	63
4.7. Örneklerin AFM Analizi ile İncelenmesi	64
4.8. Simantasyon	64
4.9. Makaslama Bağlanma Dayanımı Testinin Yapılması	66
4.10. Başarısızlık Tiplerinin Belirlenmesi	67
4.11. İstatistiksel Değerlendirme	67
<b>5. BULGULAR</b>	<b>69</b>
5.1. Temas Açısı Bulguları	69
5.2. Yüzey Pürüzlülük Bulguları	72
5.3. Makaslama Bağlantı Dayanımı Testi Bulguları	74
5.4. SEM Analizi Bulguları	81
5.5. AFM Analizi Bulguları	85
5.6. EDS Analizi Bulguları	87
5.7. Kopma Tiplerinin Değerlendirilmesi	92
<b>6. TARTIŞMA</b>	<b>95</b>
<b>7. SONUÇLAR</b>	<b>121</b>
<b>8. KAYNAKLAR</b>	<b>123</b>
<b>9. EKLER</b>	<b>139</b>

## TABLO LİSTESİ

<b>Tablo 1.</b>	Kullanılan materyallerin içeriği ve üretici firma bilgileri	49
<b>Tablo 2.</b>	Kullanılan cihazlar ve üretici firma bilgileri	50
<b>Tablo 3.</b>	Deney Gruplarının Oluşturulması	55
<b>Tablo 4.</b>	Temas Açısı Ortalama Değerleri Bakımından Yüzey İşlemleri Arasındaki Farklılıklara İlişkin Analiz Sonucu	69
<b>Tablo 5.</b>	Yüzey Pürüzlülük Değerleri Bakımından Yüzey İşlemleri Arasındaki Farklılıklara İlişkin Analiz Sonucu	72
<b>Tablo 6.</b>	Siman Gruplarında Makaslama Bağlantı Dayanımı Değerleri Bakımından Yüzey İşlemleri Arasındaki Farklılıklara İlişkin Analiz Sonucu	74
<b>Tablo 7.</b>	Theracem siman grubuna ait bağlantı dayanımı değerlerinin yüzey işlem gruplarına göre p değerlerinin karşılaştırılması	76
<b>Tablo 8.</b>	Rely X Ultimate Clicker siman grubuna ait bağlantı dayanımı değerlerinin yüzey işlem gruplarına göre p değerlerinin karşılaştırılması	78
<b>Tablo 9.</b>	Yüzey İşlemlerinde Makaslama Bağlantı Dayanımı Değerleri Bakımından Siman Grupları Arasındaki Farklılıklara İlişkin Analiz Sonucu	80
<b>Tablo 10.</b>	Her bir yüzey işlem grubuna ait yüzey elementlerinin atomik konsantrasyon yüzdeleri	89
<b>Tablo 11.</b>	Stereomikroskop altında incelenen örneklerin kopma tipleri	93

## ŞEKİL LİSTESİ

Şekil 1.	Zirkonyanın transformasyon sertleşmesi	14
Şekil 2.	Vita YZ HT monolitik zirkonya diski	50
Şekil 3.	Hassas kesme cihazı	51
Şekil 4.	Zirkonyum örneklerin elde edilmesi	52
Şekil 5.	inLab Profire Sinterleme Cihazı	53
Şekil 6.	Otopolimerizan akriliğe gömülmüş örnek	53
Şekil 7.	Otomatik zımpara cihazı ve örneklerin zımparalanması	54
Şekil 8.	Ultrasonik temizleme cihazı	54
Şekil 9.	Kumlama cihazı ve kumlama işleminin uygulanması	56
Şekil 10.	Waterlase iPlus Er,Cr:YSGG lazer cihazı ve lazer uygulaması	57
Şekil 11.	Atmosferik basınçlı plazma cihazı	58
Şekil 12.	Atmosferik basınçlı plazma uygulaması	58
Şekil 13.	Z Prime Plus zirkonya primeri	59
Şekil 14.	Profilometre cihazı	61
Şekil 15.	Yüzey pürüzlülüğü ölçümü	62
Şekil 16.	Temas açısı ölçüm cihazı	62
Şekil 17.	Altın kaplama cihazı	63
Şekil 18.	Taramalı elektron mikroskopu	63
Şekil 19.	Atomik kuvvet mikroskopu	64
Şekil 20.	Rely X Ultimate Clicker adeziv rezin siman	65
Şekil 21.	Theracem self-adeziv rezin siman	65
Şekil 22.	Simantasyonu tamamlanan örnek	65
Şekil 23.	Etüv cihazı	66
Şekil 24.	Universal test cihazı	67
Şekil 25.	Temas Açısı Ortalama Değerleri Bakımından Yüzey İşlemleri Arasındaki Farklılık	70
Şekil 26.	Kontrol grubuna ait temas açısı görüntüsü	70
Şekil 27.	Kumlama grubuna ait temas açısı görüntüsü	70
Şekil 28.	Lazer grubuna ait temas açısı görüntüsü	70
Şekil 29.	Plazma grubuna ait temas açısı görüntüsü	71

<b>Şekil 30.</b>	Primer grubuna ait temas açısı görüntüsü	71
<b>Şekil 31.</b>	Kumlama+primer grubuna ait temas açısı görüntüsü	71
<b>Şekil 32.</b>	Lazer+primer grubuna ait temas açısı görüntüsü	71
<b>Şekil 33.</b>	Plazma+primer grubuna ait temas açısı görüntüsü	72
<b>Şekil 34.</b>	Lazer+plazma+primer grubuna ait temas açısı görüntüsü	72
<b>Şekil 35.</b>	Yüzey Pürüzlülük Değerleri Bakımından Yüzey İşlemleri Arasındaki Farklılık	73
<b>Şekil 36.</b>	Siman Gruplarında Makaslama Bağlantı Dayanımı Değerleri Bakımından Yüzey İşlemleri Arasındaki Farklılık	75
<b>Şekil 37.</b>	Yüzey İşlemlerinde Makaslama Bağlantı Dayanımı Değerleri Bakımından Siman Grupları Arasındaki Farklılık	81
<b>Şekil 38.</b>	Kontrol grubuna ait x1000 ve x5000 büyütmede SEM görüntüleri	81
<b>Şekil 39.</b>	Kumlama grubuna ait x1000 ve x5000 büyütmede SEM görüntüleri	82
<b>Şekil 40.</b>	Lazer grubuna ait x1000 ve x5000 büyütmede SEM görüntüleri	82
<b>Şekil 41.</b>	Plazma grubuna ait x1000 ve x5000 büyütmede SEM görüntüleri	82
<b>Şekil 42.</b>	Primer grubuna ait x1000 ve x5000 büyütmede SEM görüntüleri	83
<b>Şekil 43.</b>	Kumlama+primer grubuna ait x1000 ve x5000 büyütmede SEM görüntüleri	83
<b>Şekil 44.</b>	Lazer+primer grubuna ait x1000 ve x5000 büyütmede SEM görüntüleri	83
<b>Şekil 45.</b>	Plazma+primer grubuna ait x1000 ve x5000 büyütmede SEM görüntüleri	84
<b>Şekil 46.</b>	Lazer+plazma+primer grubuna ait x1000 ve x5000 büyütmede SEM görüntüleri	84
<b>Şekil 47.</b>	Kontrol grubuna ait AFM görüntüsü	85
<b>Şekil 48.</b>	Kumlama grubuna ait AFM görüntüsü	85
<b>Şekil 49.</b>	Lazer grubuna ait AFM görüntüsü	85
<b>Şekil 50.</b>	Plazma grubuna ait AFM görüntüsü	86
<b>Şekil 51.</b>	Primer grubuna ait AFM görüntüsü	86
<b>Şekil 52.</b>	Kumlama+primer grubuna ait AFM görüntüsü	86
<b>Şekil 53.</b>	Lazer+primer grubuna ait AFM görüntüsü	87
<b>Şekil 54.</b>	Plazma+primer grubuna ait AFM görüntüsü	87

<b>Şekil 55.</b>	Lazer+plazma+primer grubuna ait AFM görüntüsü	87
<b>Şekil 56.</b>	Kontrol grubuna ait enerji spektrum grafiği	89
<b>Şekil 57.</b>	Kumlama grubuna ait enerji spektrum grafiği	90
<b>Şekil 58.</b>	Lazer grubuna ait enerji spektrum grafiği	90
<b>Şekil 59.</b>	Plazma grubuna ait enerji spektrum grafiği	90
<b>Şekil 60.</b>	Primer grubuna ait enerji spektrum grafiği	91
<b>Şekil 61.</b>	Kumlama+primer grubuna ait enerji spektrum grafiği	91
<b>Şekil 62.</b>	Lazer+primer grubuna ait enerji spektrum grafiği	91
<b>Şekil 63.</b>	Plazma+primer grubuna ait enerji spektrum grafiği	92
<b>Şekil 64.</b>	Lazer+plazma+primer grubuna ait enerji spektrum grafiği	92
<b>Şekil 65.</b>	Rely X Ultimate Clicker siman grubuna ait sırasıyla adeziv, koheziv, miks kopma tiplerinin SEM görüntüleri	93
<b>Şekil 66.</b>	Theracem siman grubuna ait sırasıyla adeziv, koheziv, miks kopma tiplerinin SEM görüntüleri	94

## KISALTMALAR

<b>°C</b>	: Santigrat derece
<b>%</b>	: Yüzde
<b>µm</b>	: Mikrometre
<b>Al<sub>2</sub>O<sub>3</sub></b>	: Alüminyum oksit
<b>AFM</b>	: Atomic Force Microscope (Atomik kuvvet mikroskobu)
<b>CAD-CAM</b>	: Bilgisayar destekli tasarım-Bilgisayar destekli üretim
<b>cm</b>	: Santimetre
<b>CO<sub>2</sub></b>	: Karbondioksit
<b>dk</b>	: Dakika
<b>EDS</b>	: Enerji Dağılım Spektroskopisi
<b>Er, Cr: YSGG</b>	: Erbium, Chromium: İttriyum Skandiyum Galyum Garnet
<b>Er: YAG</b>	: Erbium: İttriyum Alüminyum Garnet
<b>HIP</b>	: Hot Isostatically Pressed (Tam sinterlenmiş)
<b>HT</b>	: High Translucent (Yüksek Translucent)
<b>Hz</b>	: Hertz
<b>ISO</b>	: International Organization for Standardization (Uluslararası Standardizasyon Örgütü)
<b>kHz</b>	: Kilohertz
<b>J</b>	: Joule
<b>LED</b>	: Light Emitting Diode
<b>MDP</b>	: 10-metakriloksidil dihidrojen fosfat
<b>Mg-PSZ</b>	: Magnezyumla kısmen stabilize edilmiş zirkonya
<b>mm</b>	: Milimetre
<b>MPa</b>	: Megapaskal
<b>N</b>	: Azot
<b>Nd: YAG</b>	: Neodmiyum: İttriyum Alüminyum Garnet
<b>nm</b>	: Nanometre
<b>Non-HIP</b>	: Non Hot Isostatically Pressed (Yarı sinterlenmiş)
<b>O<sub>2</sub></b>	: Oksijen
<b>Ra</b>	: Roughness average (Ortalama yüzey pürüzlülüğü)

<b>SEM</b>	: Scanning Electron Microscope (Taramalı elektron mikroskobu)
<b>sn</b>	: Saniye
<b>W</b>	: Watt
<b>XPS</b>	: X-Ray Photoelectron Spectroscopy (X-ışını fotoelektron spektroskopisi)
<b>Y<sub>2</sub>O<sub>3</sub></b>	: İtiryum oksit
<b>Y-TZP</b>	: İtiryum ile Stabilize Tetragonal Zirkonya Polikristali
<b>Zr</b>	: Zirkonyum
<b>ZrO<sub>2</sub></b>	: Zirkonyum dioksit
<b>ZTA</b>	: Zirkonya ile güçlendirilmiş alümina



## 1. ÖZET

### ATMOSFERİK BASINÇLI PLAZMA VE GELENEKSEL YÜZEY MODİFİKASYON YÖNTEMLERİ UYGULANAN CAD/CAM ZİRKONYA BLOKLARIN FARKLI REZİN SİMANLARLA BAĞLANTI DAYANIMLARININ DEĞERLENDİRİLMESİ

Monolitik zirkonya restorasyonlara olan ilgi, CAD-CAM sistemlerinin de geliştirilmesiyle giderek artmıştır. Zirkonya restorasyonların uzun dönem klinik başarısı zirkonya ile rezin siman arasındaki adezyona bağlıdır. Bu tez çalışmasının amacı, zirkonya ile rezin siman arasındaki bağlantı gücünün artırılmasına yönelik uygulanan atmosferik basınçlı plazma ve farklı yüzey modifikasyon yöntemlerinin zirkonyanın yüzey özelliklerine ve adeziv rezin siman sistemlerine bağlanma dayanımına etkisinin değerlendirilmesidir.

Vita YZ HT monolitik zirkonya diskinden elde edilen 180 adet zirkonya örneğin yüzeyine kontrol, kuşlama, lazer, plazma, primer, kuşlama+primer, lazer+primer, plazma+primer, lazer+plazma+primer olmak üzere 9 farklı yüzey işlemi uygulanmıştır. Her gruptan 10ar örneğin yüzey pürüzlülüğü ve temas açısı değerleri ölçülmüş, her gruptan birer örneğe SEM-EDS ve AFM analizleri yapılmıştır. Örneklerin yarısına Rely X Ultimate Clicker adeziv rezin siman, diğer yarısına Theracem self-adeziv rezin siman uygulanmıştır. Örnekler 37°C sıcaklıktaki distile suda 24 saat boyunca bekletilmiş, ardından makaslama bağlantı testine tabi tutulmuşlardır. Başarısızlık tipleri stereomikroskop ile incelenmiş, SEM görüntülemeleri yapılmıştır.

Kuşlama, primer, kuşlama+primer, plazma+primer ve lazer+plazma+primer yüzey işlemlerinin Ra değerleri kontrol grubuna göre anlamlı derecede yüksektir.

Kumlama, plazma ve lazer gruplarının temas açısı değerleri kontrol grubuna göre anlamlı derecede düşüktür. Theracem siman grubunda en yüksek makaslama bağlanma değeri kumlama+primer grubunda gözlenirken bunu sırasıyla plazma+primer ve lazer+plazma+primer grupları izlemiştir. Rely X Ultimate Clicker siman grubunda en yüksek makaslama bağlanma değeri lazer+plazma+primer grubunda gözlenirken bunu sırasıyla kumlama+primer, plazma+primer ve lazer+primer grupları izlemiştir. Her iki siman grubunda da yüzey işlemi sonrası primer uygulaması makaslama bağlanma değerlerini anlamlı bir şekilde yükseltmiştir.

Atmosferik basınçlı plazma tek başına uygulandığında zirkonyanın ıslanabilirliğini anlamlı olarak arttırmıştır ancak primer ile kombine kullanıldığında makaslama bağlanma değerlerini kontrol grubuna göre anlamlı olarak arttırabilmiştir. Plazma+primer uygulaması öncesinde lazer uygulamasının anlamlı bir etkisi olmamıştır. Zirkonya-rezin siman bağlantı dayanımının arttırılmasında kumlama+primer ve plazma+primer uygulamaları etkin prosedürlerdir.

**Anahtar Kelimeler:** bağlantı dayanımı, CAD/CAM, lazer, monolitik zirkonya, plazma, rezin siman

## **2. ABSTRACT**

### **EVALUATION OF BOND STRENGTH OF CAD/CAM ZIRCONIA BLOCKS WITH DIFFERENT RESIN CEMENTS, USING ATMOSPHERIC PRESSURE PLASMA AND CONVENTIONAL SURFACE MODIFICATION METHODS**

Interest in monolithic zirconia restorations has increased with the development of CAD-CAM systems. The long-term clinical success of zirconia restorations depends on the adhesion between the zirconia and the resin cement. The aim of this thesis is to evaluate the effects of atmospheric pressure plasma and different surface modification methods applied to increase the bond strength between zirconia and resin cement on the surface properties of zirconia and bond strength to adhesive resin cement systems.

9 different surface treatments including control, sandblasting, laser, plasma, primer, sandblasting+primer, laser+primer, plasma+primer, laser+plasma+primer on the surface of 180 zirconia samples obtained from Vita YZ HT monolithic zirconia disc has been applied. Surface roughness and contact angle values of 10 samples from each group were measured, SEM-EDS and AFM analyzes were performed on one sample from each group. Rely X Ultimate Clicker adhesive resin cement was applied to half of the samples and Theracem self-adhesive resin cement was applied to the other half. The specimens were kept in distilled water at 37°C for 24 hours and then subjected to the shear test. Failure types were examined with a stereomicroscope and SEM images were made.

Ra values of sandblasting, primer, sandblasting+primer, plasma+primer and laser+plasma+primer surface treatments were significantly higher than the control

group. The contact angle values of the sandblasting, plasma and laser groups were significantly lower than the control group. The highest shear bonding value was observed in the sandblasting+primer group in the Theracem cement group, followed by plasma+primer and laser+plasma+primer groups, respectively. In the Rely X Ultimate Clicker cement group, the highest shear bond value was observed in the laser+plasma+primer group, followed by the sandblasting+primer, plasma+primer and laser+primer groups, respectively. Primer application after surface treatment significantly increased the shear bond values in both cement groups.

Atmospheric pressure plasma significantly increased the wettability of zirconia when applied alone, but when used in combination with primer, it could significantly increase the shear bond strength values compared to the control group. There was no significant effect of laser application before plasma+primer application. Sandblasting+primer and plasma+primer applications are effective procedures in increasing the zirconia-resin cement bond strength.

**Keywords:** bond strength, CAD/CAM, laser, monolithic zirconia, plasma, resin cement

### 3. GİRİŞ

CAD-CAM teknolojisinde yaşanan gelişmeler, metal destekli seramik restorasyonlara alternatif olarak biyouyumlu, üstün mekanik ve estetik özelliklere sahip zirkonya restorasyonların üretiminin yaygınlaşmasını sağlamıştır. Monolitik zirkonya restorasyonlar CAD-CAM sistemleri kullanılarak tek seansta, yüksek translusentlikte ve tam kontur üretilebilmektedirler (1).

Zirkonya restorasyonların uzun dönem başarısı simantasyon işlemine bağlıdır. Adeziv teknolojisindeki gelişmeler sabit protetik restorasyonların simantasyonunda adeziv rezin simanların kullanımını yaygınlaştırmıştır. Zirkonya ile rezin siman arasındaki adezyonun kalitesi, restorasyonun klinik ömrünü ve başarısını etkilemektedir. Zirkonya ve rezin siman arasındaki bağlantının güçlendirilmesi için zirkonya yüzeyine farklı yüzey modifikasyon işlemleri uygulanmaktadır. Bu işlemlerden bazıları alüminyum oksit partikülleri ile kumlama, döner aletlerle pürüzlendirme, tribokimyasal silika kaplama, lazer ile pürüzlendirme, primer ajanlarının uygulanmasıdır. Bazıları bağlantıyı artırma konusunda tek başına yetersizken, bazılarının mikroçatlaklar oluşturmasından dolayı zirkonyanın yüksek mekanik özelliklerini zayıflattığı bulunmuştur (2-4). Bu sebepler araştırmacıları, zirkonyanın mekanik özelliklerine zarar vermeyecek ancak rezin simanın zirkonya yüzeyine iyi penetre olmasını sağlayacak alternatif yüzey işlemleri aramaya yöneltmiştir. Son yıllarda etkisi araştırılan alternatif yüzey işlemlerinden birisi de zirkonyanın yüzeyine atmosferik basınçlı soğuk plazma uygulamaktır (5).

Atmosferik basınçlı soğuk plazma işlemi, uygulandığı materyalin yapısına zarar vermeden yüzeyin hidrofiliğini ve ıslanabilirliğini arttıran, adezyon

özelliklerini iyileştiren bir yöntemdir (6, 7). Bu nedenle zirkonya ve adeziv rezin siman arasındaki bağlanma kuvvetini arttırabileceği düşünülmektedir (5, 8).

Bu tez çalışmasının amacı atmosferik basınçlı plazma ve farklı yüzey modifikasyon yöntemlerinin zirkonyanın yüzey özelliklerine ve farklı rezin simanlarla bağlanma dayanımına etkisini araştırmak ve bu konuda literatüre katkı sağlamaktır.

### **3.1. Genel Bilgiler**

#### **3.1.1. Dental Seramikler**

##### **3.1.1.1. Dental Seramiklerin Yapısı**

Dental seramikler; kalsiyum, lityum, magnezyum, potasyum, fosfor, silikon, sodyum, alümina, titanyum, zirkonya gibi bir veya daha fazla metalik veya yarı metalik elementin oksijen ile birleşiminden oluşan inorganik yapılardır (9).

Dental seramikler, içeriğindeki iyonik ve kovalent özelliğindeki atomlar arası bağlar nedeniyle sert ve kırılgan bir yapıdadır. Dental seramik materyalleri, kristal fazı olmayan (amorf) bir cam formunda ya da değişen miktarlarda ve tiplerde kristal faza sahip bir cam veya polikristalin bir katı (cam içermeyen materyal) şeklinde mevcut olabilir. Mikro yapı ne kadar camsı olursa o kadar translusent, ne kadar kristal olursa o kadar opak görünür. Ancak kristal yapının oranının artması mekanik dayanımı arttırır (10).

Dental porselen dental seramiklerin bir alt grubu olup, feldspar, kaolin ve kuartzın uygun oranlarda karıştırılması ve yüksek sıcaklıkta pişirilmesi ile yapılan seramik materyaldir (11). Geleneksel veya feldspatik porselenler genellikle kristal olmayan seramiklerdir. Bu geleneksel porselenler, doğaları gereği çok zayıf ve kırılgandır, düşük gerilimler altında bile kırılabilirler. Dental seramik

teknolojisindeki son gelişmeler, alümina, zirkonya ve hidroksi apatit gibi uygun dolduruculara sahip kristalin porselenlerin geliştirilmesine yol açmıştır (12).

Dental porselenler esas olarak %70-90 feldspar, %10-30 kuartz ve %1-5 kaolinden meydana gelmektedir (13).

**Feldspar:** Dental seramiklerde feldspar; potasyum alümina silikat ( $K_2O-Al_2O_3-6SiO_2$ ) diğer adıyla ortoklas ya da sodyum alümina silikat ( $Na_2O-Al_2O_3-6SiO_2$ ) diğer adıyla albit şeklinde bulunmaktadır. Feldspar cam matriksin oluşumundan sorumludur. Erime noktası en düşük olan ve fırınlamada ilk olarak eriyen bileşiktir. Doğal feldspar saf halde bulunmaz, potas ( $K_2O$ ) ve sodanın ( $Na_2O$ ) farklı oranlarda karışımı halinde bulunmaktadır. Soda feldspar, erime sıcaklığını düşürür. Günümüzde mevcut porselenlerin çoğu, pişmiş restorasyona yarı saydamlık kazandırdığı için potas feldspar içerir (14). Potas, ergimiş haldeki camın viskozitesini arttırarak fırınlama esnasında meydana gelen piropplastik akmayı azaltır. Böylece diş formunun ve detaylarının kaybolmasını önleyerek diş doğal bir görünüm kazandırmış olur (15). Potas,  $1250\text{ }^\circ\text{C}$ 'den  $1500\text{ }^\circ\text{C}$ 'ye ısıtıldığında cam oluşturmak için kaolin ve kuartzla birleşir (16).

**Kuartz (Silika):** Kuartz matriks içerisinde doldurucu olarak görev yapar. Tamamen silika yapısında olan kuartz, porselene direnç kazandırılmasına yardımcı olur (13). Yüksek bir erime sıcaklığına sahiptir, fırınlama esnasında restorasyonun stabil kalmasından sorumludur. Böylece fırınlama sonucu oluşabilecek büzülmeleri engeller ve restorasyonun şeklini korumasını sağlar. Ayrıca restorasyona şeffaflık verir (17).

**Kaolin:** Bir tür kil malzemesi olan kaolin, alüminyum hidrat silikatıdır. Kaolin, bağlayıcı görevi görür ve pişmemiş porselenin şekil verilebilirliğini artırır.

Kaolin ayrıca porselen restorasyona opaklık kazandırır, bu nedenle dental porselenler sınırlı miktarda kaolin ile formüle edilmiştir (18).

Dental porselenler bu temel bileşenler dışında, cam modifiye ediciler veya akışkanlar, ara oksitler, opaklık veya parlaklık veren ajanlar ve renk pigmentleri de bulundurmaktadır. Cam modifiye ediciler olarak yapıya genellikle potasyum, sodyum ya da kalsiyum oksit eklenir ve bunlar porselenin erime sıcaklığını düşürerek akışkanlığı arttırırlar (6). Artan akışkanlığı azaltarak viskositeyi arttırmak amacıyla ara oksitler ilave edilir (19). Renk pigmentleri; titanyum, demir, kobalt, krom, nikel, çinko, kalay gibi metal oksitlerin öğütülmesi ile elde edilir ve doğal bir diş tonu elde etmek için yapıya katılırlar (20). Yoğun renk pigmentleri yapının fazla şeffaf olmasına neden olduğu için dentin opasitesine de ihtiyaç duyulmaktadır. Bu sebeple seryum oksit, titanyum oksit ve zirkonyum oksit gibi opaklaştırıcı ajanlar ilave edilir (13).

### **3.1.2. Dental Seramiklerin Sınıflandırılması**

#### **3.1.2.1. Yapım Tekniğine Göre Sınıflandırılması**

##### **3.1.2.1.1. Isıya dayanıklı daylar üzerinde fırınlanan seramik sistemleri**

- Cerestore/Alceram (Innotek Dental Corp., A.B.D.)
- Optec (Jeneric, Pentron Inc., A.B.D.)
- Hi-Ceram (Vita- Zahnfabrik, Almanya)
- In-Ceram (Vita- Zahnfabrik, Almanya)

##### **3.1.2.1.2. Dökülebilir cam seramik sistemleri**

- Dicor (Dentsply, A.B.D.)
- Cerapearl (Kyocera, A.B.D.)

### **3.1.2.1.3. Sıkıştırılabilir porselen sistemleri (Isı ile basınçlı olarak üretilen porselen sistemleri)**

- IPS-Empress (Ivoclar Vivadent, Liechtenstein)
- IPS-Empress II (Ivoclar Vivadent, Liechtenstein)
- Finesse (Ceramco, Almanya)

### **3.1.2.1.4. CAD/CAM sistemleri**

- Cerec (Sirona Dental Siemens, Almanya)
- Celay (Mikrona, Almanya)
- Procera (Nobel Biocare AB, Göteborg, İsveç)
- Cercon (DeguDent, Almanya)
- Lava (3M ESPE, St. Paul, Minn, ABD)
- Everest (Kavo Dental, Biberach, Almanya)
- Zeno Tech (Wieland, Pforzheim, Almanya)

### **3.1.2.2. Işık Geçirgenliğine Göre Sınıflandırılması**

#### **3.1.2.2.1. Transludent kor yapıya sahip olanlar**

- Konvansiyonel feldspatik porselen, preslenebilir seramikler (IPS Empress Esthetic, Ivoclar Vivadent, Amherst, N.Y., A.B.D.)
- CAD/CAM seramikler (Vitablocks Mark II, Vita Zahnfabrik, Bad Säckingen, Almanya)

#### **3.1.2.2.2. Yüksek dayanıklılıkta opak kor yapıya sahip olanlar**

Alumina, zirkonya ve lityum disilikat içeren nonmetalik restorasyonlardır.

- IPS e.max, Ivoclar Vivadent, Liechtenstein
- Procera, Nobel Biocare, Göteborg, İsveç

- In Ceram, Vita Zahnabrik, Almanya
- Lava, 3M ESPE, St. Paul, Minn, A.B.D.
- Cercon, Dentsply Ceramco, York, Pa.

### **3.1.2.3. Alt Yapı Materyaline Göre Sınıflandırılması**

#### **3.1.2.3.1. Cam seramikler**

##### **✓ Lösit kristalleri ile güçlendirilmiş cam seramikler**

- IPS Empress
- IPS ProCAD
- Finesse
- Matchpress
- Evopress

##### **✓ Lityum disilikat ile güçlendirilmiş cam seramikler**

- IPS Empress II
- IPS e.max Press
- IPS e.max CAD

#### **3.1.2.3.2. Alumina esaslı seramikler**

- In-ceram alumina
- In-ceram spinel
- In-ceram zirkonya
- Synthoceram(CICERO)
- Procera

### 3.1.2.3.3. Zirkonya esaslı seramikler

#### ❖ Zirkonya esaslı seramik sistemler

#### ❖ CAD-CAM sistemler

- Cerec – Sirona Dental
- Cercon – DeguDent
- Procera- Nobel Biocare
- Precident- DCS
- Lava- 3M Espe
- Everest- KaVo
- Hint- Els GmbH
- Zeno Tech- Wieland

#### ❖ MAD-MAM sistemler

- Zirkozahn
- Ceramill (21).

### 3.1.3. Zirkonya

Seramik sınıflandırmasında, zirkonya ( $ZrO_2$ ), olumlu mekanik özellikler ile (kırılma tokluğu: 5–10  $MPa\sqrt{m}$ , eğilme mukavemeti: 900–1200 MPa, Young modülü: 210 GPa) karakterize edilen, iyi optik özellikler sergileyen, heterojen, yüksek dirençli, cam faz içermeyen polikristalin bir seramiktir. Hem in vitro hem de in vivo çalışmalarla kanıtlanan mükemmel biyouyumluluğu, titanyuma göre daha düşük plak tutulumu göstermesi, suda çözünmemesi ve oral ortamda korozyona duyarlılığının ihmal edilebilir düzeyde olması sebepleriyle protetik diş hekimliğinde ve oral implantolojide yaygın bir kullanım alanı bulunmaktadır (22, 23).

Zirkon ismi Farsça zar (altın) ve gun (renk) kelimelerinin birleşiminden oluşan zargon (altın rengi) sözcüğünden köken almaktadır. Zirkonyum, Alman kimyager Martin Heinrich Klaproth'un 1789'da bazı değerli taşları ısıtmasıyla üretilmiştir (24). Zirkonyum, sembolü 'Zr', atom numarası 40 ve atom ağırlığı 91.22 olan bir elementtir. Aktif bir element olan zirkonyum, N, O, H ve diğer elementler ile kolayca reaksiyona girer. Bu nedenle doğada serbest metal olarak tek başına bulunamaz (25). Çok sayıda farklı bileşik halinde bulunabilmektedir ancak bunların en önemlisi zirkonyum dioksittir (26). Hekzagonal kristal formunda bir yapıdadır (24).

Zirkonyum dioksit tıbbi amaçlarla ilk defa 1969'da ortopedik bir uygulama olan kalça başı replasmanı için titanyum ve alüminaya alternatif yeni bir materyal olarak kullanılmıştır.  $ZrO_2$  maymun femuruna yerleştirildikten sonra doku reaksiyonu değerlendirilmiş ve hiçbir ters yanıt ortaya çıkmadığı bildirilmiştir (27). 1990'lı yıllardan itibaren de diş hekimliğinde kullanılmaya başlanmıştır. Günümüzde diş hekimliğinde kron ve köprü protez altyapılarında, kök kanal postlarında, implant üst yapılarında, implant yapımında ve ortodontik braketlerde kullanılmaktadır (28).

Zirkonyum dioksit, 900-1200 MPa eğilme mukavemeti ve 1200 HV sertliği ile çok iyi mekanik özelliklere sahiptir. Bu değerler, metal seramik restorasyonlarda kullanılan metallerle hemen hemen aynıdır ve diş hekimliğinde kullanılan diğer tüm seramiklerin değerlerinden önemli ölçüde yüksektir. Camsı fazın yokluğunun yanı sıra, bu kadar iyi mekanik özelliklerin nedeni, zirkonyum dioksitin uygulanan stres altındaki davranışında yatmaktadır. Uygulanan yükler nedeniyle çatlaklar geliştiren, malzeme kırılmasına neden olan diğer seramiklerin aksine, zirkonya seramiklerde çatlak oluşuktan sonra bu çatlaklar daralır ve durur ve daha fazla ilerlemez (29).

### 3.1.4. Zirkonyanın Mikroyapısı

Zirkonya cam komponent içermeyen polikristalin yapıda bir seramik materyalidir. Zirkonya kristalleri üç farklı kristal formuna sahiptir:

- Kübik (C: 2680 ° C'den 2370 ° C'ye kadar),
- Tetragonal (T: 2370 ° C'den 1170 ° C'ye)
- Monoklinik (M: 1170 °C'den oda sıcaklığı).

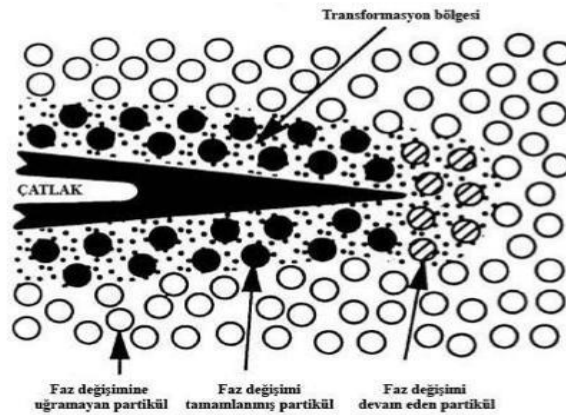
Fırınlama esnasında tetragonal, oda sıcaklığında monoklinik kristal yapısındadır ve stabil değildir.  $ZrO_2$ 'yi MgO, CaO veya  $Y_2O_3$  gibi diğer metalik oksitler ile karıştırarak tetragonal fazda moleküler stabilite elde edilebilir. Biyomedikal amaçlar için kullanılan zirkonya bazlı seramikler tipik olarak tetragonal kısmen stabilize edilmiş zirkonya (PSZ) olarak adlandırılır (24).

Diş hekimliğinde ve genel olarak tıpta kullanılabilecek stabil materyali elde etmek için zirkonyum dioksit tetragonal fazda % 3-5  $Y_2O_3$  ilave edilerek stabilize edilir. Bu küçük miktarlarda  $Y_2O_3$ , oda sıcaklığında tetragonal fazın varlığına izin vererek 1170 °C'nin altında tetragonal fazdan monoklinik faza dönüşümü inhibe eder. Bu tetragonal faz sadece kısmen stabilize edilmiştir ve yüzeye uygulanan baskı altında monoklinik faza dönüşebilir. Bu nedenle bu malzemeye itriyum-kısmen stabilize edilmiş zirkonyum-dioksit (Y-PSZ) adı verilir (29, 30). Zirkonyum dioksit tetragonal fazda stabilize edilir, çünkü tetragonal fazda materyal beyaz renktedir ve mükemmel mekanik özelliklere sahiptir (29). İndirekt restorasyonlarda protez materyali olarak da en çok Y-TZP kullanılmaktadır. Y-TZP, diğer kombinasyonlardan daha iyi mekanik özelliklere sahiptir; sinterlenmesi çok daha zor olmasına rağmen, mevcut tıbbi kullanım için düşünülen başlıca zirkonya türüdür (31).

### 3.1.5. Zirkonyanın Transformasyon Sertleşmesi

Zirkonyanın dayanıklılığı, yüksek kırılma direnci, uzun dönem renk stabilitesi ve korozyona dirençli olması en önemli mekanik özelliklerindedir. Zirkonyanın yüksek dayanıklılığının transformasyon sertleşme mekanizmasından (Phase Transformation Toughening-PTT) kaynaklandığı belirtilmektedir (28).

Mekanik, termal ve/veya birleşik streslerin etkisi altında, adsorbe edilen enerji polikristalin yapısının atomik bağlarının bir kısmını kopardığında kırık oluşumu gözlenir. Bu durum kırık alanındaki tetragonal kristallerin monoklinik forma dönüşmesine sebep olur (t~m dönüşümü). Bu kendiliğinden ve geri döndürülemez dönüşüm, transformasyon sertleşmesi olarak bilinir ve monoklinik fazdaki kristal boyutlarının daha büyük olması sebebiyle kristal hacminde % 4-5 artış gözlenir. Bu hacim artışı, çatlak ucunda önemli sıkıştırma gerilimleri oluşturur ve dış streslerin nötralize edilmesine yardımcı olur. Böylelikle başlangıç aşamasındaki bir çatlağın ilerlemesi önlenir. Transformasyon sertleşmesi, zirkonyumun bir tür kendi kendine tamir edilebilirliğine izin verdiği için büyük bir avantaj olarak kabul edilmiştir; materyal içindeki mikro çatlakların ve kırıkların yayılmasını engeller (22, 23, 32, 33).



Şekil 1. Zirkonyanın transformasyon sertleşmesi

Transformasyon sertleşmesinin pozitif özelliklerinden intraoral olarak yararlanabilmek için, endüstriyel üretim esnasında kübik ve tetragonal zirkonya, itriyum, magnezyum, seryum ve lantan gibi metal oksitlerle stabilize edilir; bu metal oksitlerin yüzdesi üretim tekniklerine ve klinik kullanıma göre değişebilir. Bu stabilize edici oksitler, zirkonyayı tetragonal fazında oda sıcaklığında da termodinamik olarak yarı kararlı bir durumda tutmaya katkıda bulunur ve monoklinik kristallere kendiliğinden dönüşümü önler. Bununla birlikte, bu tür ilave oksitler travmatik olaylardan, yüzey modifikasyonlarından (ör. oklüzal ayarlamalar, aşındırma, cilalama, vb.) ve materyal yaşlanmasından sonra kaybolabilir (22, 23, 32-35).

### **3.6. Zirkonyanın Düşük Isı Bozunması ve Yaşlanması**

Y-TZP seramikler, zirkonya yaşlanmasından sorumlu olan "Düşük Isı Bozunması (Low Temperature Degradation-LTD)" adı verilen olumsuz bir fenomene sahiptir. Zirkonya, oda sıcaklığında herhangi bir mekanik stres olmasa bile, kendiliğinden ve geri dönüşümsüz bir şekilde monoklinik faza dönüşebilir. Bu fenomen, mekanik özelliklerin kötüleşmesine ve en sonunda spontan kırıkların ortaya çıkmasına neden olur (36).

Düşük ısı bozunması, zirkonyanın yüzey kısmında başlayıp materyalin iç yüzeylerine ilerler. Bir grenin faz dönüşümüyle grenlerin etrafında hacim artışı olur ve bu durum stres oluşmasına ve mikro çatlaklara sebep olur. Su yüzeyden penetre olarak önce yüzeyin bozulmasına ve iç kısımlara ilerledikçe dönüşüm olayının artmasına sebep olur ve yüzey pürüzlülüğünü artırarak yayılır (37). Kristallerin dönüştüğü monoklinik formun hacmi daha büyük olduğu için zirkonya yüzeyinde

yükselmeler görülebilir (38). Ayrıca zaman içinde bozunmuş materyal yüzeyinde krater şeklinde oluşumlar gözlenebilir (39).

Düşük ısı bozunması, kristal boyutu, sıcaklık, yüzey kusurları, üretim teknikleri, stabilize edici oksitlerin yüzdesi ve dağılımı, mekanik stres ve ıslanma gibi çeşitli değişkenlerden etkilenen çok faktörlü bir fenomendir. Özellikle mekanik stres ve ıslanma zirkonya yaşlanmasını önemli ölçüde hızlandırabilir (36).

Yaşlanma mekanik başarısızlık için bir risk faktörü olarak kabul edilmekle birlikte, bugüne kadar bu fenomen ile başarısızlık gösteren klinik sonuçlar arasında anlamlı bir korelasyon kanıtlanamamıştır. Bununla birlikte, düşük ısı bozunması hem mekanik hem de optik özellikleri etkilemektedir. Ciddi yüzey bozulması, mikro çatlak oluşumu, tokluğun azalması, artan aşınma, pürüzlenme ve plak birikimi gibi olumsuz özelliklere sebep olmaktadır (36, 40, 41).

### **3.1.7. Zirkonyanın Diş Hekimliğinde Kullanımı**

Zirkonyanın mekanik özellikleri, herhangi bir dental seramik için şimdiye kadar bildirilen en yüksek değerlere sahiptir. Bu özelliği sayesinde zirkonya posterior sabit parsiyel protezlerde kullanılabilir ve altyapı kalınlığı da düşürülmüştür. Bu sebeple zirkonya, dayanıklılığın ve estetiğin çok önemli olduğu protetik diş hekimliğinde sıklıkla tercih edilen bir materyal haline gelmiştir (32).

Zirkonya içeren seramik sistemlerin pek çok türü mevcut olmasına rağmen, diş hekimliğinde genel olarak üç tanesi kullanılmaktadır. Bunlar, itriyum katyonu ilave edilmiş tetragonal zirkonya polikristalleri (3Y-TZP), magnezyum katyonu ilave edilmiş kısmen stabilize zirkonya (Mg-PSZ) ve zirkonya ile güçlendirilmiş alümina (ZTA)'dır (32).

### 3.1.7.1. 3Y-TZP

Biyomedikal alanda kullanılan zirkonya (3Y-TZP), %3 mol itriyum oksit ( $Y_2O_3$ ) ilavesiyle stabilize edilmiş polikristalin bir materyaldir, düşük pörozite ve yüksek yoğunluk sergiler (42). Günümüzde dental uygulamalar için ticari olarak mevcut olan, en popüler ve sık kullanılan zirkonya şeklidir (23). Protetik diş hekimliğinde kron ve sabit bölümlü protezlerin üretiminde kullanılır. Restorasyonlar bilgisayar destekli tasarım ve üretim tekniği ile (CAD-CAM) ya önceden sinterlenmemiş zirkonya blokların yumuşak işlenmesi ve ardından yüksek sıcaklıkta sinterlenmesi yoluyla ya da tamamen sinterlenmiş zirkonya blokların sert işlenmesi ile üretilir (43).

Dental uygulamalar için kullanılan 3Y-TZP seramiklerinin mikro yapısı, 0,2-0,5  $\mu m$  çapında küçük grenlerden oluşur (44). 3Y-TZP'nin mekanik özellikleri, büyük ölçüde gren boyutuna bağlıdır. Belirli bir gren boyutunun üzerinde, 3Y-TZP daha az kararlı ve spontan  $t \rightarrow m$  dönüşümüne daha duyarlıyken, daha küçük gren boyutları ( $<1 \mu m$ ) daha düşük bir dönüşüm oranına sahiptir (45). Ayrıca, gren boyutu  $\sim 0.2 \mu m$ 'nin altında olduğunda dönüşüm mümkün değildir ve bu da kırılma tokluğunun azalmasına neden olur (46). Daha yüksek sinterleme sıcaklıkları ve daha uzun sinterleme süreleri daha büyük gren boyutlarına yol açar (47-49). Sinterleme koşulları, gren boyutunu belirlediği için nihai ürünün hem stabilitesi hem de mekanik özellikleri üzerinde güçlü bir etkiye sahiptir (50).

### 3.1.7.2. Mg-PSZ

Magnezyumla kısmen stabilize edilmiş zirkonya (Mg-PSZ) ile ilgili önemli miktarda araştırma yapılmış olmasına rağmen, bu materyal aşınmaya neden olabilen büyük gren boyutu (30-60  $\mu m$ ) ile ilişkili pörozitenin varlığı nedeniyle başarılı

olamamıştır (24). Mikro yapı, kübik stabilize zirkonya matrisi içindeki dörtgen çökeltilerden oluşur. Ticari materyallerin bileşimindeki MgO miktarı genellikle %8 ile %10 mol arasında değişir (32). Cam faz içermeyen Mg-PSZ öncüllerini elde etmenin zorluğu nedeniyle, grenlerdeki Mg içeriğini azaltan ve  $t \rightarrow m$  dönüşümünü destekleyen magnezyum silikatlar oluşabilir (51). Bu, daha düşük mekanik özellikler ve daha az stabil bir materyal ile sonuçlanabilir. Denzir-M (Dentronic AB), dental restorasyonların sert işlenmesi için şu anda mevcut olan bir Mg-PSZ seramik örneğidir (52).

### **3.1.7.3. ZTA**

Zirkonyanın stres kaynaklı dönüşüm kabiliyetini avantajlı bir şekilde kullanmak için başka bir yaklaşım, onu bir alümina matrisi ile birleştirerek zirkonya ile sertleştirilmiş bir alümina (ZTA) elde etmektir (53). Bir ZTA materyali olan In-Ceram Zirconia (Vident, Brea, CA), In-Ceram Alumina'ya hacimce %33, %12 mol seryum ile stabilize zirkonya (12Ce-TZP) eklenerek geliştirilmiştir (54). In-Ceram Zirconia, slip-cast veya yumuşak işleme ile işlenebilir. Cam faz, sonuç ürünün yaklaşık %23'ünü oluşturur. Slip-cast tekniğinin avantajlarından biri çok sınırlı büzülme olmasıdır (32). Ancak, porozite miktarı sinterlenmiş 3Y-TZP'ninkinden daha fazladır ve %8 ile %11 arasındadır (55). Bu, 3Y-TZP dental seramiklerle karşılaştırıldığında In-Ceram Zirconia'nın genel olarak daha düşük mekanik özelliklerini açıklar (44). Bununla birlikte, Ce-TZP seramiklerinin, benzer termal siklus veya yaşlandırma koşulları altında Y-TZP'den genellikle daha iyi termal stabilite ve düşük ısı bozunmasına direnç gösterdiği görülmüştür (56, 57).

### 3.1.8. Bilgisayar Destekli Tasarım (CAD-CAM) ile Üretim

CAD (Computer Aided Design - Bilgisayar Destekli Tasarım); bir cismin bilgisayar sistemleri kullanılarak tasarımının yapılması ve geliştirilmesi anlamına gelmektedir. Üç boyutlu modelin çizimi sanal ortamda yapılmaktadır. CAM (Computer Aided Manufacturing - Bilgisayar Destekli Üretim); tasarlanan ve ölçülen veriler kullanılarak bilgisayar yardımı ile üretimin yapılması anlamına gelir (58). CAD-CAM sistemleri 1980'li yıllardan beri diş hekimliğinde kullanılmaktadır. CAD-CAM sistemlerinin geliştirilmesiyle restorasyon üretim aşamaları basitleştirilmiş, daha yeni ve daha iyi materyallerin geliştirilmesine olanak sağlanmıştır (59, 60). Geleneksel ölçü yöntemlerinin elimine edilmesi amaçlanarak bu aşamalarda ortaya çıkabilecek ölçü maddesinin distorsiyona uğraması ya da büzülmesi, alçı dökümündeki hatalar, çapraz kontaminasyon ya da hastanın geleneksel ölçüyü tolere edememesi gibi sorunlar ortadan kaldırılmış olur. CAD-CAM sistemlerinin geliştirilmesinin amacı restorasyonun doğal anatomisine, fonksiyonlarına ve preparasyonuna göre bilgisayar kullanarak tasarımını yapmak, restorasyon kalitesini arttırmak (kenar uyumu, mekanik direnç, yüzey kalitesi), daha iyi bir estetik sağlamak ve masa başında restorasyonu üretebilmektir (61, 62).

CAD/CAM sistemlerinde, prepare edilen dişin intraoral veya extraoral olarak bir tarayıcı ile taranması, görüntüsünün bilgisayar ortamına aktarılması ve restorasyonun bilgisayar programı kullanılarak tasarımının yapılması söz konusudur. Tasarlanan restorasyon, CAD-CAM sistemlerinde kullanılmak üzere üretilen seramik blokların bilgisayarla uyumlu çalışan, frezeleme ve aşındırma yapan bir makinede şekillendirilmesiyle elde edilmektedir (62-64).

### **3.1.8.1. CAD-CAM Sisteminin Komponentleri**

CAD-CAM sistemleri 3 komponent içermektedir:

- 1) **Tarayıcı (Scanner):** Diş preparasyonlarının, komşu dişlerin ve oklüzyondaki dişlerin geometrisini intraoral ya da ekstaoral olarak tarayarak verilerin toplanmasını sağlayan cihazdır (62).
- 2) **Dizayn Yazılımı (Software):** CAD yazılımı, toplanan ve bilgisayar ortamına aktarılan veriler ile restorasyonun üç boyutlu tasarımının yapılmasına izin verir. CAD yazılımında hazır bulunan restorasyon şablonları kullanılabileceği gibi modifikasyonlar yapılarak kişisel tasarımlar da oluşturulabilir (62). CAD yazılımı daha sonra, tasarlanan sanal modeli farklı bir formata dönüştürür ve CAM ünitesinin üretime geçmesini sağlar (65).
- 3) **Donanım (Hardware):** Bilgisayar kontrolüyle, bloklardan frezeleme ve aşındırma yaparak restorasyonun üretimini sağlayan cihazlardır (62).

### **3.1.9. Zirkonya Blokların Sınıflandırılması**

#### **3.1.9.1. Dry-pressed Zirkonya Seramikler (Green)**

Green bloklar Y-TZP tozunun basınçsız bir şekilde preslenmesi ile üretilirler.

Üretim aşamasında materyal sadece basınç uygulanıp sıkıştırılarak hazırlanır, herhangi bir sinterleme işlemine tabi tutulmaz. Hazırlanan bloklar oldukça yumuşaktır, böylelikle kolayca ve hızlıca işlenebilirler (66). Restorasyon, aşındırma bittikten sonra sinterleme işlemine tabi tutulur (32).

### 3.1.9.2. Yarı Sinterlenmiş Zirkonya Seramikler (Cold Isostatically Pressed Y-TZP, Pre-sintered)

Green zirkonya 1350-1550 °C'de 2-5 saat süreyle ön sinterleme işlemine tabi tutulur ve 'presintered' veya 'non-HIP' zirkonya elde edilir (66). Blokların üretiminde kullanılan 3Y-TZP tozu, preslenmeye uygun hale gelmesi için bir bağlayıcı içerir. Bağlayıcı ZrO<sub>2</sub>'den ayrılması zor olan ağırlıkça yaklaşık %2 HfO<sub>2</sub> içerir. Bağlayıcı daha sonra ön sinterleme sırasında elimine edilir. Bu aşamada, özellikle ısıtma hızı ve ön sinterleme sıcaklığının üretici tarafından kontrol edilmesi çok önemlidir. Isıtma hızının çok hızlı olması durumunda, bağlayıcının eliminasyonu ve ilgili yanma ürünlerinin ortaya çıkması blokların çatlamasına neden olabilir. Bu nedenle yavaş ısıtma hızı tercih edilir. Blokların ön sinterleme sıcaklığı, sertliği ve işlenebilirliği etkiler. Blokların işlenmesi için yeterli bir sertlik gereklidir, ancak sertlik çok yüksekse, işlenebilirliğe zarar verebilir (32). Ön sinterleme ısıl işleminin sıcaklığı işlenmiş bloğun pürüzlülüğünü de etkiler. Daha yüksek ön sinterleme sıcaklıkları daha pürüzlü yüzeylere yol açar. Bu nedenlerle uygun bir ön sinterleme sıcaklığının seçimi önemlidir (67).

Non-HIP bloklar, son sinterleme işlemi yapılmadığı için porözite oranı yüksektir ve mekanik özellikleri zayıftır. Materyalin sinterlenmesi esnasında ortalama %25'lik büzülme meydana geleceği için restorasyonlar esas boyutundan daha büyük boyutlarda hazırlanırlar. Materyal sinterleme sonrasında % 20-30'luk bir büzülmeye uğrayarak daha yoğun ve dayanıklı bir hale gelir (66).

Dental restorasyonlar için presinterize blokları kullanan örnek sistemler Cercon (Dentsply International), Lava (3M ESPE), Procera zirkonya (Nobel Biocare), Cerec InLab (Vident) için YZ küpleri ve IPS e.max ZirCAD (Ivoclar Vivadent)'dir (32).

### **3.1.9.3- Tam Sinterlenmiş Zirkonya Bloklar (Hot Isostatic Pressed Y-TZP)**

Y-TZP blokları, 1500 °C'nin altındaki sıcaklıklarda ön sinterleme yapılarak hazırlanır ve materyal yoğunluğu %95'e ulaşır. Bloklar daha sonra yüksek basınç altında 1400 ve 1500 °C arasındaki sıcaklıklarda bir soy gaz kullanılarak sıcak izostatik presleme ile ikinci bir sinterizasyon işlemine tabi tutulur (68, 69). Bu son işlem sonucunda materyal yoğunluğu % 99'a ulaşmıştır (32).

Büzülme sinterizasyon işlemlerinde tamamlandığı için restorasyonun daha büyük boyutlarda hazırlanması gerekmez. Tamamen sinterlenmiş Y-TZP'nin sertliği yüksek ve işlenebilirliği düşüktür. Bloklar özel olarak tasarlanmış bir freze sistemi kullanılarak işlenebilir. Tam sinterlenmiş zirkonyanın frezeleme işleminin zirkonyanın yüzey pürüzlülüğünü arttırdığına ve mekanik dayanımını azalttığına dair olumsuz sonuçlar bildirilmiştir. Bunun yanında yarı sinterlenmiş zirkonyada sinterleme işleminden sonra restorasyonun son şeklini alması ve seramik yapıya bir daha dokunulmaması nedeniyle daha tutarlı sonuçlar elde edilebileceği belirtilmiştir (32).

### **3.1.10. Monolitik Zirkonya**

Günümüzde zirkonya restorasyonlar çift katmanlı (zirkonya altyapılı) ya da monolitik olarak üretilebilirler. Çift katmanlı restorasyonlarda üretilen altyapı eğilmelere ve kırılmalara karşı dayanıklı olması için en az 0,5 mm kalınlığında olmalıdır (32). Zirkonya altyapı daha sonra uygun genişleme katsayısına sahip porselenlerle kaplanır ve fırınlanarak pişirilir. Zirkonya altyapılı restorasyonların klinik başarısı yüksek olsa da çift katmanlı restorasyonlarda çiğneme esnasında altyapı ile porselen arayüzünde meydana gelen çekme kuvvetleri porselende chipping

ve çatlamaya sebep olabilmektedir. Bu durum aynı zamanda altyapı ile porselenin genleşme katsayıları uyumlu olmadığına, ısıl işlemden sonra fazla soğutma yapıldığında ve altyapı tasarımı hatalı olduğunda da ortaya çıkmaktadır. Porselen ve altyapının bağlanma sorunlarının restorasyonun ömrünü kısaltması, altyapı için ilave prova seansı yapılması, çift katmanlı restorasyonlarda hem altyapı hem de porselene yer açmak için dıştan daha fazla kesim yapılması gibi sebeplerle monolitik zirkonyaya olan ilgi artmıştır (32, 70-72).

Günümüzde CAD-CAM teknolojisi ile monolitik zirkonya restorasyonlar tek seansta üretilip teslim edilebilmektedir. Çift katmanlı zirkonya restorasyonlara göre işleme prosedürlerinin daha basit olması ve daha az zaman alması, veneer porselenine göre daha yüksek mekanik özelliklere sahip olması nedeniyle çok daha az invaziv preparasyonlar yapılmasına izin vermesi monolitik zirkonyanın avantajlarından. Monolitik restorasyonlar için geliştirilen Y-TZP seramiklerin geleneksel Y-TZP'ye kıyasla yarı saydamlıklarının geliştirilmesi hedeflenmiştir (72). Yeni zirkonya materyallerinin daha iyi yarı saydamlığı, alumina içeriğinde azalma, yoğunlukta artış, tanecik boyutunda azalma, kübik zirkonya ilavesi ve saflaştırma oranının artırılması gibi mikroyapısal modifikasyonlar sayesinde elde edilmiştir (73, 74). Zirkonyanın yarı saydamlığını etkileyen bir diğer faktör restorasyonun kalınlığıdır. Kalınlık ne kadar düşüğe restorasyonun yarı saydamlığı o kadar yüksek olur. Kalınlık 0,5 mm iken geleneksel Y-TZP ile monolitik Y-TZP'nin yarı saydamlığı karşılaştırılmış ve geleneksel Y-TZP daha yüksek kontrast değeri göstermiştir. Monolitik Y-TZP'lerin daha yüksek yarı saydamlığı estetik bölgelerde kullanım alanını genişletmiştir (72, 75).

Yeni geliştirilen monolitik zirkonya mikroyapısı daha yüksek yarı saydamlığa sahip olsa da sonuç restorasyon hala beyaz bir tondadır. Daha estetik restorasyonlar üretilebilmesi için renklendirme işlemine ihtiyaç vardır. Zirkonya restorasyonları renklendirmek için farklı teknikler mevcuttur. Bunlardan birisi materyal ön sinterlenmiş haldeyken farklı tipte renklendirici boyalar içeren bir çözeltiye daldırılmasıdır ki bu durumda pigmentler belli bir derinliğe kadar nüfuz edebildiği için işlem sonucunda homojen olmayan bir renk tonu ortaya çıkabilir. Bir diğer renklendirme tekniği pigment içeren tozlarla presinterize blok üretimidir, bu durumda homojen bir renk tonu elde edilebilir. Renklendirici pigmentlerin ilavesinin zirkonyanın mekanik özelliklerini, bükülme mukavemetini ve yarı saydamlığını etkilemediği gösterilmiştir (32, 72).

### **3.2. Zirkonya Yüzey İşlemleri**

Tam seramik restorasyonların uzun ömürlülüğünü etkileyen faktörlerden birisi adeziv başarısıdır. Adeziv başarı güçlü bir bağlanma ile elde edilir (76). Güçlü bağlanma restorasyon iç yüzeyi-siman-diş yüzeyi arasında gerçekleşmelidir. Seramik yüzeylerine uygulanan yüzey işlemleri temas alanının arttırılmasını sağlar, böylelikle yüzey enerjisi ve ıslanabilirlik de arttırılmış olur. Yapıştırma simanı oluşan mikro porözitelere akarak mikromekanik kilitleme sağlar (77).

Kimyasal inertliği ve agresif kimyasal ajanlara (güçlü asit, alkaliler, organik ve inorganik çözücü ajanlar) karşı direnci nedeniyle, zirkonyanın diş dokularına veya diğer sentetik materyallere bağlanması silika bazlı seramik materyallere kıyasla zordur (78). Zirkonya seramiklerin yapısında silika bulunmadığı için geleneksel cam içeren ya da silika bazlı seramiklere uygulanan asitle pürüzlendirme ve silan

uygulamaları zirkonyada başarılı olmamaktadır. Bu nedenle zirkonya bağlantısını arttırabilecek yüzey işlemleri ve yeni yöntemler araştırılmaya devam etmektedir (79).

### **3.2.1. Kumlama**

Kumlama işleminde 30-250 µm boyutlarındaki Al<sub>2</sub>O<sub>3</sub> partikülleri basınçla zirkonya yüzeyine püskürtülür ve kontamine tabakalar uzaklaştırılarak yüzey pürüzlülüğü elde edilir (80). Oluşturulan yüzey pürüzlülüğü ve sonucunda yüzey enerjisinin ve ıslanabilirliğin artması mikromekanik kilitlemede rol oynar (32).

Yapılan çalışmalarda genel olarak 50-110 µm boyut aralıklarında Al<sub>2</sub>O<sub>3</sub> partikülleri kullanılmaktadır. Bir çalışmada zirkonyum dioksiti 50 veya 110 µm Al<sub>2</sub>O<sub>3</sub> partikülleri ile kumlamanın, partikül boyutundan bağımsız olarak kontrol grubuna göre rezin simanla bağlantıyı arttırdığı bildirilmiştir (81). Bunun yanında literatürde kumlama işleminin zirkonyada mikroçatlaklara sebep olduğu ve zirkonyanın kırılma dayanımını düşürerek mekanik özelliklerini etkilediği de belirtilmiştir (82). Kosmac ve ark. (83) ise kumlama işleminin tetragonal fazdan monoklinik faza dönüşümü arttırdığını, böylelikle yüzeyde baskı gerilimleri oluşturarak materyalin dayanıklılığının da artmasında etkili olduğunu bildirmişlerdir.

### **3.2.2. Döner Aletlerle Aşındırma**

Zirkonya yüzeyinde mekanik bağlantı sağlamak için kullanılan bu yöntemde silisyum karbid veya Al<sub>2</sub>O<sub>3</sub> aşındırıcı içeren zımparalarla, disklerle veya elmas frezlerle su soğutması altında aşındırma yapılır. Kullanılan frezlerin gren boyutu, hızı, uygulama süresi, materyale uygulanan basınç gibi faktörler, işlem sonucunda elde edilen yüzey pürüzlülüğünün miktarını etkilemektedir (84). Elmas frezler diğer aşındırıcılara göre daha fazla pürüzlendirme oluşturur ve rezin siman zirkonya bağlantısını artırır (85, 86). Ancak bu yöntemin de kumlama işleminde olduğu gibi

seramik yüzeyinde çatlaklara sebep olduğu ve tetragonal fazdan monoklinik faza geçişi arttırarak materyalin kırılma dayanımını azaltabileceği bildirilmiştir (86).

### 3.2.3. Primer Uygulaması

Primerler genellikle bir çözücü içerisindeki polimerize olabilen monomerlerden oluşan bir likitten meydana gelir. Bu monomerler bir ucunda rezin bağlantısı için metakrilat veya benzeri fonksiyonel bir gruba sahiptir (87).

Kıymetli ve kıymetsiz metal alaşımları ile rezin simanlar arasında kimyasal bağlantı oluşturmak için metal primerler üretilmiştir (88). Metal primerler saf metal ve metal alaşımların yüzeyindeki oksit tabakası ile bağlantı oluşturabilmektedir. Zirkonya yüzeyinde de metallere benzer şekilde bir oksit tabakası meydana gelir. Bu nedenle araştırmacılar zirkonya yüzeyinde de bu metal primerlerin kullanılabilirliğini rapor etmişlerdir (89).

Geçmiş yıllarda yapılan çalışmalarda silika içermeyen zirkonya ve rezin siman bağlantısını güçlendirmek için 10-metakriloksesil dihidrojen fosfat (MDP) gibi organofosfat monomerleri içeren primer ya da bağlantı ajanlarının kullanılması önerilmektedir (90, 91). MDP'nin rezin siman ve zirkonya arasında suya dayanıklı bir kimyasal bağ oluşturduğu bildirilmiştir (92). MDP dışında metal yüzeyindeki oksitlerle ilave bağlantı sağlayan 4-metakriloksietil trimellitik anhidrid (4-META) ve tiofosforik asit metakrilat (MEPS) gibi asidik monomerlerin de zirkonya-rezin siman bağlantısını güçlendirdiği öne sürülmüştür. Söz konusu asidik monomerler zirkonyadaki oksitlerle reaksiyona girer ve cam seramiklerle silanlar arasındaki bağlantıya benzer bir bağlantı oluştururlar (93).

### 3.2.4. Tribokimyasal Silika Kaplama

Zirkonya seramiği cam faz içermediği için silika bazlı seramikler gibi silanla kimyasal bağ kuramaz. Bu nedenle bu kimyasal bağı oluşturabilmek için yüzeyin silika ile kaplandığı yöntemler geliştirilmiştir. Tribokimyasal silika kaplama işleminde silika ile modifiye edilen  $Al_2O_3$  partikülleri seramik yüzeyine yüksek hızda uygulanır ve yüzeyde ince bir silika tabakası oluşturulur (94). Uygulanan silika partikülleri çarpmanın hızıyla 15 µm derine gömülür ve böylelikle silanla kimyasal bağ oluşturabilecek silika ile modifiye bir yüzey elde edilir (80). Kumlama ile hem seramik yüzeyi pürüzlendirilerek mikromekanik retansiyon sağlanmış olur hem de işlem sonrasında silan uygulaması ile kimyasal bağlantı oluşturulur (95).

Bu yöntemin uygulanabilmesi için özel aletlerin kullanıldığı bazı sistemler gereklidir. En yaygın kullanılan sistemler CoJet (3M ESPE, Seefeld, Almanya) ve Rocatec (3M ESPE, Seefeld, Almanya) sistemleridir. CoJet klinikte metal-seramik ya da tam seramik restorasyon kırıklarının direkt tamirinde, Rocatec ise laboratuvarında kullanılan bir sistemdir (94).

### 3.2.5. Selektif İnfiltratif Asitleme (Selective Infiltration Etching)

Aboushelib ve ark. (96) 'nın geliştirdiği bu yöntem yalnızca zirkonyaya özel bir yöntemdir. Bu yöntemde ince bir tabaka sıvı cam infiltrasyon ajanı [ $SiO_2$  (%65);  $Na_2O$  (%15);  $Al_2O_3$  (%8);  $Li_2O$  (%3);  $B_2O_3$  (%4);  $CaF_2$  (%5)] zirkonya yüzeyine uygulanır ve zirkonya elektrikli induksiyon fırınında 750 °C'de 1 dk, 650 °C'de 1 dk ve tekrar 750 °C'de 1 dk fırınlanır. Fırınlama esnasındaki ısı ile indüklenme sonucunda sıvı cam grenlerin arasındaki boşluklara dolar. Zirkonya daha sonra oda sıcaklığında soğumaya bırakılır. Ardından hidroflorik asit solüsyonunda bekletilerek hem artık infiltrasyon ajanının uzaklaştırılması sağlanır hem de cam tabaka asit ile

dağlanmış olur. Açığa çıkan porözitelere adeziv rezin simanın infiltre olması nanomekanik bağlantının oluşmasını sağlar (78, 96).

### **3.2.6. Lazerle Pürüzlendirme**

Lazer sözcüğü “Light Amplification by Stimulated Emission of Radiation” kelimelerinin baş harflerinden oluşur ve anlamı radyasyonun uyarılmış emisyonu ile ışığın güçlendirilmesidir (97). İlk olarak 1960 yılında Theodore H. Maiman tarafından geliştirilmiştir ve daha sonra farklı dalga boylarında lazerler piyasaya sunulmuştur (98). Diş hekimliğinde ise ilk kez 1964 yılında Stern ve Sognaes tarafından kullanılmıştır (99).

Lazer ışığı aktifleşmiş elementlerin, moleküllerin ve kristallerin etkileşimiyle yüksek yoğunlukta, aynı dalga boyunda ve paralel hareket eden elektromanyetik radyasyondan meydana gelen ışıktır. Lazerler cihazın içerisindeki optik boşluğa yerleştirilen materyale göre isimlendirilirler. Bu materyal katı, sıvı ya da gaz olabilir. Optik boşluğun her iki tarafında birbirlerine paralel yerleştirilmiş iki ayna bulunur. Materyalin uyarılması sonucunda oluşan fotonlar bu iki ayna arasında yansıtılarak uyarılmış yayılmayı gerçekleştirirler. Fotonlar aynalar sayesinde güçlendirilerek ve paralel hale getirilerek ışın şeklinde gönderilir (100).

#### **3.2.6.1. Lazer Işıklarının Özellikleri**

Lazer ışını ve görünür ışığın farklı özellikleri bulunmaktadır. Görünür ışık birden fazla renk barındırırken lazer ışını monokromatik yani tek renklidir. Lazer ışını doğrusaldır. Tamamen düz, konsantre ve güçlüdür. Uyarılan fotonlar aynı dalga boyunda, aynı fazda ve aynı yönde akım oluştururlar. Fotonların aynı fazda olması ve organize hareket etmesi lazer ışınının koherenslik özelliğidir. Lazer ışını parlaktır. Yüksek parlaklık, lazerin küçük noktalara odaklanmasının bir sonucudur (97, 100).

Lazer cihazlarında kullanılan parametreler şunlardır (101, 102):

**Dalga boyu (nm):** Lazer ışınının dokuya etkisinin saptanmasında en önemli parametredir. Dokuya göre bazı lazerler daha derin, bazıları daha sığ penetrasyon özelliğine sahiptir ve dokuda sadece yüzeysel bir etki oluşturur. Lazer ışın demetindeki birbirini izleyen ışınların tepe noktaları arasındaki uzaklıktır.

**Güç (W):** 1 wattlık lazer gücü 1 saniyede yayılan 1 joule enerjiye (j/sn) eşittir. Aynı zamanda enerji ile pulsasyon sayısının(frekansının) çarpımına eşittir.

**Enerji (J):** Enerji birimi Joule'dür ve güç ile zamanın çarpımına eşittir.

**Pulsasyon Süresi (sn):** Pulsasyon genişliği olarak da bilinir. Pulsasyonun zaman içindeki yayılma uzunluğudur ve sn olarak ifade edilir.

**Frekans (Hz):** Saniyedeki pulsasyon sıklığıdır ve birimi Hertz'dir. Dalga boyu ile ters orantılıdır, dalga boyu arttıkça frekans azalır.

### 3.2.6.2. Diş Hekimliğinde Kullanılan Lazerler

Lazerler, aktif materyaline, dalga boyuna, doku absorpsiyonuna, lazer ışınlarının hareketine, dağıtım sistemine ve klinik uygulamalara göre sınıflandırılır (103).

**Argon Lazer:** Aktif materyali argon gazı olan bir lazerdir. Bu lazerlerin; 488 nm dalga boyunda ve mavi renkli, 514 nm dalga boyunda ve mavi-yeşil renkli görülebilir iki dalga boyu bulunur. 514 nm dalga boyunda olan yumuşak dokularda çok emilir. 488 nm dalga boyundaki argon lazer kamforokinonun aktivasyonu için gerekli dalga boyuna sahiptir ve kompozit rezin polimerizasyonunda ve diş beyazlatmada kullanılır. Argon lazerler ayrıca çürük teşhisinde kullanılır (104-106).

**Diode Lazer:** Aktif materyali katı olan diode lazerler, alüminyum veya indiyum, galyum ve arseniğin karışımı kullanılarak yarı iletken kristallerden

üretilmektedir. Dalga boyu 800-980 nm arasında değişmektedir. Diode lazerler yumuşak doku cerrahisinde kullanılırlar. Hemoglobin ve diğer pigmentler tarafından yüksek oranda absorbe edilirler (107).

**Nd: YAG (Neodimyum: İtriyum Alüminyum Garnet) Lazer:** Aktif materyali neodimyum ilave edilmiş itriyum alüminyum-garnet kristali olan katı tip bir lazerdir. Nd:YAG lazerlerin dalga boyu 1064 nm'dir. Yalnızca serbest darbe modunda kullanılır. Pigmente dokularda yüksek düzeyde absorbe olur, hızlı kesim yapar ancak açık renkli dokularda daha yavaştır. İyi hemostatik özelliği olan Nd:YAG lazer genellikle yumuşak dokuların kesimi, koagülasyonu ve cep içi debritmanında kullanılır. Ayrıca çürüğe direncin artırılması, dentin aşırı duyarlılığının giderilmesi, mine veya dentinin pürüzlendirilmesi, kavite ve kök kanalı sterilizasyonu ve pulpa kaplamasında da kullanılırlar (101, 108).

**Er:YAG (Erbium: İtriyum Alüminyum Garnet) Lazer:** Bir sert doku lazeri olan Er:YAG lazerin dalga boyu 2940 nm'dir. Aktif materyali erbium ilave edilmiş itriyum alüminyum-garnet kristalidir (109). Hem suda hem de hidroksiapatitte emilimi çok iyidir. Hidroksiapatite bağlı olan su, lazer enerjisini absorbe eder ve hacimsel bir genişleme sonucu etrafındaki dokuyu mikropatlamalar oluşturarak parçalayıp uzaklaştırır (110). Suda iyi absorbe edildiğinden dolayı dokuya zarar verme ve ısı artışı ihtimali çok azdır. Bu tip lazerle hem sert hem de yumuşak dokuda minimal termal hasar ile çalışılabilir (111).

Er:YAG lazerler dental işlemler esnasında hava ve su spreyi altında kullanılırlar. Çürük dokuda su içeriğinin fazla olması sebebiyle lazer direk bu dokuyla etkileşime girer ve sağlam diş dokusu korunmuş olur (112). Er:YAG lazerler

restoratif ve endodontik işlemlerde, yüzey pürüzlendirilmesinde, yumuşak ve sert doku cerrahisinde kullanılmaktadır (113).

**Er,Cr: YSGG (Erbium, Chromium: İttriyum Skandiyum Galyum Garnet) Lazer:** Aktif materyali erbium ve krom ilave edilmiş itriyum skandiyum galyum garnet kristali olan bir sert doku lazeridir. Dalga boyu 2780 nm'dir. Suda yüksek absorpsiyona sahiptir ve hidroksiapatite karşı afinitesi yüksektir. Dokuyu Er:YAG lazerler gibi mikropatlamalarla uzaklaştırır (109).

Er,Cr: YSGG lazer, su ve hidroksiapatitteki yüksek absorpsiyonundan dolayı mine ve dentini etkili olarak aşındırabilir. Mine ve dentin yüzeyinde çatlak oluşturmada pürüzlendirme sağlar. Dentinde smear tabakası oluşmadığından bonding işleminin başarısını artırır. Su spreyi ile birlikte kullanıldığından hem ısı artışının önüne geçilir hem de kesim derinliği artar. Er,Cr:YSGG lazer kavite preparasyonu, sert doku yüzey pürüzlendirilmesi, adezyonun artırılması, çürüğün kaldırılması, sert ve yumuşak doku cerrahisi, dentin duyarlılığının giderilmesi ve endodontik işlemlerde kullanılmaktadır (101).

**CO<sub>2</sub> (Karbondioksit) Lazer:** Aktif materyali CO<sub>2</sub> gazı olan bir yumuşak doku lazeridir. Dalga boyu 1060 nm'dir. Hidroksiapatit tarafından emilimi en yüksek olan lazerdir. Ayrıca erbium lazer ailesinden sonra sudaki emilimi en yüksek olan lazerdir. Yumuşak dokuları kolaylıkla kesmesi ve koagüle etmesi nedeniyle yumuşak doku cerrahisinde kullanılır (114).

### 3.2.7. Plazma

Maddenin üç hali vardır: katı, sıvı ve gaz. Bir gaza fazla sıcaklık veya enerji verildiğinde gaz atomlarından bir ya da birkaç elektron kopar ve gaz atomları

serbestçe hareket eden pozitif iyonlar ve elektronlara ayrışarak maddenin dördüncü hali olan plazma oluşur (115).

İngiliz fizikçi Sir William Crookes, 1879'da maddenin dördüncü halini tanımlamıştır. Plazma terimi ilk defa 1929'da Irving Langmuir tarafından kullanılmıştır. Plazma partiküllerin bir kısmının iyonize halde bulunduğu bir gaz olarak tanımlanmıştır (116). Plazma maddenin gaz halinden farklı olarak elektriksel iletkenliğe sahiptir ve elektrik yükü olarak yarı nötr durumdadır (117). Plazma, pozitif ve negatif yüklü iyonlar ve negatif yüklü elektronların yanı sıra radikaller, nötr ve uyarılmış atomlar ve moleküllerden oluşur (118).

Plazma evrende yıldızlar, atmosferdeki iyonosfer tabakası, kuzey ışıkları, yıldırım ve güneş koronasında doğal bir fenomen olarak meydana geldiği gibi, yapay olarak da oluşturulabilir. Bu durum plazma ekranlar ve ışık kaynakları (floresan, neon lambalar vb) üretim alanlarında önem kazanmıştır (119). Plazma üretmek için gazlara enerji vermenin çeşitli yolları vardır. Bunlar ısı uygulayarak gazın sıcaklığını arttırmak, elektrik veya elektromanyetik alan uygulamaktır (117).

### **3.2.7.1. Plazmanın Sınıflandırılması**

Plazmalar üretim yöntemlerine, kullanılan gazın basıncına, partikül sıcaklığına, partikül yoğunluğuna, iyonlaşma derecelerine göre sınıflandırılabilir (115).

#### **3.2.7.1.1. Plazmanın Termodinamik Sınıflandırması**

Plazmalar termodinamik yönden;

- 1) Termal plazmalar (sıcak plazma=lokal termodinamik denge plazması=LTE plazma)

- 2) Termal olmayan plazmalar (soğuk plazma=lokal olmayan termodinamik denge plazması= non-LTE plazma)

olmak üzere ikiye ayrılır.

Termodinamik açıdan plazma, elektronlardan ve ağır parçacıklardan (iyonlar ve nötr moleküller) oluşur. Elektronlar ve ağır parçacıklar iki bağımsız sistemdir ve her sistem termodinamik dengededir. Bununla birlikte, tüm sistem boyunca tam bir termodinamik denge kurmak zordur. Elektromanyetik bir alandan enerji alan elektronlar, enerjilerini esnek veya esnek olmayan çarpışmalar yoluyla ağır parçacıklara aktarır. Ağır parçacıklar çevredeki ortamlara enerji yayar. Plazmanın sıcaklığı, ağır parçacıkların sıcaklığına bağlıdır (117).

Termal plazma aynı sıcaklıkta elektronlara ve ağır parçacıklara sahiptir ve bunlar arasında etkin bir enerji alışverişi meydana gelir, böylelikle lokal olarak termal bir denge kurulabilir (120). Termal olmayan plazmada ağır parçacıklar düşük sıcaklıkta ve elektronlar yüksek sıcaklıkta kalır, bu nedenle lokal olarak bile bir termodinamik denge kurulamaz (121, 122).

### **3.2.7.1.2. Plazmanın Basınca Göre Sınıflandırılması**

#### **3.2.7.1.2.1. Düşük Basınç Plazmaları**

Düşük basınçlı plazmalar çok az miktarda bir gazın özel vakum odalarında düşük basınçta aktivasyonu ile üretilmektedir. İşlem kapalı ve kontrollü bir sistem içerisinde gerçekleşir. Daha düşük voltaj gerektirdiği için düşük güçle plazma üretimi yapılabilir. Ancak özel vakum ekipmanına ihtiyaç duyulması, maliyetinin yüksekliği ve kullanılacak materyallerin vakuma dayanıklı olmasının gerekliliği dezavantajlarındandır (123).

### 3.2.7.1.2.2. Atmosferik Basınçlı Plazma

Bir soğuk plazma türü olarak atmosferik basınçlı plazma son zamanlarda hem endüstride hem de biyomedikal alanda dikkat çekmiştir. Düşük basınçlı soğuk plazma sistemlerindeki dezavantajlar sebebiyle soğuk plazmanın atmosferik basınçta üretilerek sürecin basitleştirilmesi ve üretkenliğin artması hedeflenmiştir (117).

Atmosferik basınçlı soğuk plazma uygulama noktasında sıcaklık 104 °F'nin altında olduğu için özel tip bir plazmadır. Bir bileşiğin gaza dönüştürülmesi ve ardından ısı, doğru veya alternatif elektrik akımı, radyasyon veya lazer ışığı şeklinde enerji uygulanarak iyonizasyonu yoluyla oluşturulur. Atmosferik basınçlı plazma üretmek için atmosferik plazma basınç jeti, dielektrik bariyer deşarjı, plazma jet kalemi ve plazma jet iğnesi gibi çeşitli yöntemler kullanılır. Atmosferik basınçlı plazma oluşumunda kullanılan gazlar helyum, nitrojen, argon, helioks (oksijen ve helyum karışımı) ve havadır (124).

Atmosferik basınçlı soğuk plazma, biyomateryal yüzeylerin modifikasyonunda kullanılır. Malzeme biliminde, plastik, metal veya seramik maddeler dahil olmak üzere katı yüzeylerin işlenmesi, kimyasal grupların bağlanması veya modifikasyonunda kullanılır. Böylece materyale sertlik, kimyasal korozyona veya fiziksel aşınmaya karşı direnç, ıslanabilirlik, su emme kapasitesi ve belirli moleküllere karşı afinite gibi özellikler kazandırılabilir (116).

**Atmosferik Basınçlı Plazmanın Tıp Alanında Kullanımı:** Plazmanın tıp alanında kullanımı ile ilgili birçok çalışma yapılmıştır. Hücre adezyonu, hücre farklılaşması, genetik transfeksiyon ve biyomateryallerin yüzey işlenmesi bunlardan bazılarıdır (117). Atmosferik basınçlı soğuk plazmalar bakterilerin deaktivasyonunda

çok etkilidir. Mikroorganizmaları yok etmek için umut verici bir yöntemdir ve birçok dezavantajı olan geleneksel yöntemlere bir alternatiftir (125).

Tıbbi klinik uygulamalarda plazma, ısısı nedeniyle doku çıkarılması ve koterizasyon için kullanılmıştır (126-128). Sonrasında soğuk plazma kullanılarak yara iyileşmesi ve doku rejenerasyonu incelenmiştir. Argon plazma pıhtılaştırıcı ve plazma cilt rejenerasyon sistemine sahip klinik plazma cihazları tanıtılmıştır (129-131). Plazma ile melanom kanser hücrelerini baskılamanın yolu araştırılmıştır (132). Plazmanın kanser hücresinin bozulmasına ve ölümüne yol açtığı bildirilmiştir (124).

**Atmosferik Basınçlı Plazmanın Diş Hekimliğinde Kullanımı:** Atmosferik basınçlı plazma diş hekimliğinde aşağıdaki işlemlerde kullanılmaktadır (124, 133):

1. İmplant yüzeyinin modifikasyonu
2. Diş dokularının ve biyomateryallerin adezyon özelliklerinin geliştirilmesi
3. Yüzey kaplama
4. Sterilizasyon
5. Plazma temizliği (plasma cleaning)
6. Plazma polimerizasyonu
7. Mikrobisidal faaliyetler
8. Biyofilmler
9. Diş çürüklerinin tedavisi
10. Kök kanal dezenfeksiyonu
11. Diş beyazlatma
12. İntraoral hastalıkların tedavisi.

Protetik diş hekimliğinde feldspatik seramiğin hidroflorik asit ile dağlanması ve silan ajanı ile kaplanması güvenilir bir protokol olarak önerilmiştir (134).

Prosedürün karmaşıklığı ve toksik kimyasallar gerektirmesi nedeniyle farklı yüzey işlemleri arayışına girilmiştir. Dental seramiklerin simantasyonunda adezyonu güçlendirmeye bir alternatif olarak atmosferik basınçlı plazma tedavisi önerilmiştir (135). Plazma uygulaması seramik yüzeyde karboksil grupları üreterek ve yüzey hidrofiliğini iyileştirerek yapışmayı artırır (136).

Zirkonya silika içermediği için silika bazlı cam seramikler için kullanılan silan işlemi uygulanamaz ve rezin siman ile bağlanma sorunları ortaya çıkmaktadır (137). Ayrıca, zirkonyanın reaktif olmayan bir yüzeye sahip olduğu, hidrofobikliği ve OH gruplarının çok düşük yüzey konsantrasyonlarına sahip olduğu bilinmektedir (138). Bu nedenlerle zirkonya ve rezin siman arasındaki bağ kuvvetini artırmak için çeşitli yöntemler geliştirilmiştir. Alümina partiküllerinin kullanıldığı air abrazyon işleminin mekanik bağ gücünü arttırdığı gösterilmiş olsa da zirkonya yüzeyinin çatlamasına ve zirkonya partiküllerinin kaybına da neden olabilir (81, 139, 140). Bu nedenle, zirkonya yüzeyinde mekanik değişikliklere yol açmayan yeni yöntemler aranmıştır (5).

Uygulandığı materyale zarar vermeden ya da yapısında herhangi bir değişime sebep olmadan ıslanabilirliği ve yüzey yapışmasını arttıran plazma işlemi zirkonya yüzeyinde de uygulanmaya başlanmıştır. Valverde ve ark. (8) soğuk plazmanın tek başına veya rezin ile kombinasyon halinde uygulandığında, zirkonya yüzeylerine mikro-gerilim bağ kuvvetinde önemli bir artış gözlemlendiğini göstermiştir. XPS sonuçlarına göre, soğuk plazma uygulamasından sonra zirkonya yüzeyinde elemental O'de bir artış ve elemental C'de bir azalma tespit edilmiştir. Silva ve ark. (141) atmosferik basınçlı soğuk plazma uygulamasından sonra zirkonya ve titanyum yüzeyinde yüksek polaritenin elde edildiğini göstermiştir. Derand ve ark. (142)

plazma işleminin zirkonya ve rezin siman arasındaki bağlanma gücünü arttırdığını bildirmiştir. Canullo ve ark. (143) argon plazma temizliğinin zirkonya yüzeyinin ıslanabilirliğini arttırdığını ve 10-metakriloksidesil dihidrojen fosfat (MDP) bazlı rezin simanın bağ gücünü arttırdığını rapor etmiştir.

### **3.3. Zirkonya Restorasyonların Simantasyonu**

Zirkonya restorasyonların uzun dönem klinik başarısını uygulanan yüzey işlemlerinin yanı sıra siman materyali ve kullanılan simantasyon tekniği de önemli ölçüde etkilemektedir. Zirkonya restorasyonlar geleneksel simanlar ile simante edilebilirler. Ancak rezin simanların marjinal bütünlüğün sağlanması, mikrosızıntının azaltılması, kırılma dayanımının artırılması ve sekonder çürük oluşumunun azaltılması konusunda daha başarılı olduğu görülmüştür (95). Bu nedenle zirkonya restorasyonların simantasyonunda rezin simanların kullanımı yaygınlaşmıştır.

#### **3.3.1. Adezyon**

Adezyon, katı veya sıvı bir materyalin tek bir ara yüzde başka bir materyal ile etkileşimidir (144). Bir başka deyişle farklı yüzeylerin bir arada tutulması veya bağlanmasıdır. Bağlanılan yüzeye aderent, materyallerin bir araya gelmesini sağlayan sıvı yapıya adeziv adı verilir. Adezyon işleminin gerçekleşmesi için adezivin aderent boyunca kolayca yayılması gerekir ki buna ıslanma denir. İki materyal yakın temasta iken birinin molekülleri diğerine doğru yönelir ve bağlanırlar. Bu moleküller arası çekim yüzey enerjisi ile ilgilidir. Yüzey enerjisi madde yüzeyinin birim alanındaki enerji artışıdır (145, 146). Adeziv ile aderentin ara yüzünde oluşan açıya temas açısı denir. Temas açısının az olması iyi bir adezyonun göstergesidir. Benzer moleküllerin birbirleri arasında çekme kuvveti meydana

gelmesine kohezyon, farklı moleküllerin birbirleri arasında çekme kuvveti meydana gelmesine adezyon denir (147).

### **3.3.2. Adeziv Rezin Simanlar**

Günümüzde tam seramik sistemlerdeki gelişmeler ile birlikte adeziv rezin simanların özellikleri de geliştirilmiştir. Geleneksel simanlara kıyasla daha uzun klinik başarıya sahip olması, daha az mikrosızıntı göstermesi, daha iyi bükülme ve baskı direncine sahip olması ve estetik renk uyumu yeteneği rezin simanların kullanımının yaygınlaşmasını sağlamıştır. Klinik olarak kabul edilebilir marjinal bütünlük göstererek minimal sızdırma ile çürük oluşumunu ve restorasyon kaybını azalttığı bildirilmiştir (148, 149). Adeziv tekniklerin kullanılması retantif diş preparasyonuna olan bağımlılığı azaltmış, sağlam diş dokusunun daha çok korunması mümkün olmuştur. Bu avantajlı özellikleri sayesinde adeziv rezin simanlar kron-köprü, inley, onley ve laminate veneer restorasyonların simantasyonlarında tercih edilmektedir (150).

Adeziv rezin simanlara Bis-GMA, UDMA gibi monomerlerin yanında MDP (10-metakriloksidil dihidrojen fosfat) ve 4-META (4-metakriloksietil trimellitik anhidrid) monomerleri eklenmiştir. Bu monomerler hem diş hem de metal yüzeylerine kimyasal adezyon özelliklerini artırır (146). MDP yapısındaki fosfat esteri, metal oksitler ile kimyasal bağ kurar. Ayrıca rezin polimerizasyonu esnasında çapraz bağ oluşumu ve boyutsal stabiliteyi artırır (151).

Adeziv rezin simanlar polimerizasyon şekillerine göre kimyasal yolla polimerize olanlar, ışıkla polimerize olanlar, hem kimyasal yolla hem ışıkla (dual-cure) polimerize olan simanlar olmak üzere üç gruba ayrılır (152).

### **3.3.2.1. Kimyasal Yolla Polimerize Olan Adeziv Rezin Simanlar**

Kimyasal yolla polimerize olan adeziv rezin simanlar, baz ve katalizör olmak üzere iki pattan oluşurlar. İki patın karıştırılmasıyla baz kısmındaki benzoil peroksit, katalizördeki organik amin ile reaksiyona girerek serbest radikalleri oluşturur ve polimerizasyon başlar. İçeriğindeki tersiyer aromatik aminlerin zamanla renklenmeye sebep olması, polimerizasyon süresinin kontrol edilememesi ve karıştırmaya bağlı porözite oluşması gibi dezavantajları bulunmaktadır (152). Kimyasal yolla polimerize olan adeziv rezin simanlar metal seramik restorasyonlar, postlar, opak altyapıya sahip tam seramik restorasyonların simantasyonu gibi ışık geçişinin sağlanamadığı durumlarda kullanılır (153).

### **3.3.2.2. Işıklı Polimerize Olan Adeziv Rezin Simanlar**

Işıklı polimerize olan adeziv rezin simanlar tek pat şeklinde piyasaya sunulmuştur. İçeriğinde reaksiyon başlatıcı olarak kamforokinon, hızlandırıcı olarak da alifatik amin bulunur. Işığa duyarlı kamforokinon 468 nm dalga boyundaki görünür mavi ışığa maruz kaldığında polimerizasyonu başlatır. Işıklı etkileşime girmedikleri sürece reaksiyon başlamadığından çalışma süresi uzundur (154). Ayrıca sertleşme süresi kontrol edilebilir. Bu simanlar amin renklemesinin önüne geçilebilmesi için üretilmiştir, renk stabiliteyi iyidir. Farklı renk seçenekleri bulunmaktadır (152).

Dezavantajları tam seramik restorasyonun kalın ve ışık geçirgenliğinin yetersiz olduğu durumlarda polimerizasyon derinliğinin yetersiz kalması ve polimerizasyonun her yerde eşit oranda gerçekleştirilememesidir (155-157).

Işıklı polimerize olan adeziv rezin simanlar, ışık geçirgenliğinin yeterli olduğu, 1,5-2 mm den az kalınlıktaki translusent seramik laminate veneerlerin, tam

seramik kronların ve seramik ortodontik braketlerin simantasyonunda kullanılır (158).

### **3.3.2.3. Hem Kimyasal Yolla Hem Işıkla Polimerize Olan Adeziv Rezin Simanlar**

Seramik kalınlığının fazla olduğu restorasyonlarda ışık geçirgenliği azaldığından ışıkla polimerizasyon yetersiz kalır ve her bölgede eşit bir polimerizasyon gerçekleşmez. Bu sebeple hem kimyasal yolla hem ışıkla polimerize olan rezin simanlar üretilmiştir (152).

Hem kimyasal yolla hem ışıkla polimerize (dual-cure) olan rezin simanlar baz ve katalizör olmak üzere iki komponent halinde bulunurlar. Simanın baz kısmında ışıkla aktivasyonu sağlayan kamforokinon, katalizör kısmında ise kimyasal aktivasyonu başlatan amin peroksit bulunmaktadır (159, 160). Bu simanlar kimyasal olarak da polimerize olsa da yüksek seviyede polimerizasyon için ışık uygulamasına mutlaka ihtiyaç vardır. Baz ve katalizörün karıştırılması ile kimyasal polimerizasyon süreci başlar, ışık uygulaması ile de ışıkla polimerizasyon başlar. Kimyasal polimerizasyonun tamamlanması 24 saat sürer. Amin peroksit reaksiyonunun yavaş gerçekleşmesi siman artıklarının temizlenmesine olanak sağlar (161).

Dual polimerize rezin simanlar tam seramik kron ve köprü restorasyonları, ışığın geçirgenliğinin az olduğu zirkonya ve alümina içeren tam seramik sistemlerden üretilen kron-köprü, inley, onley protezler, fiber ve zirkonya postların simantasyonunda kullanılırlar (159, 162). Çalışmamızda kullandığımız simanlardan birisi olan Rely X Ultimate Clicker adeziv rezin siman bir dual polimerize simandır.

#### 3.3.2.4. Self-adeziv Rezin Simanlar

Rezin simanlar üstün mekanik özellikleri ve renk uyumlarının yanında geleneksel simanlardan farklı olarak diş yüzeyinde hazırlık gerektirirler ve diş yüzeyine asit, primer ve adeziv uygulanması zorunludur. Bu çok aşamalı işlemler teknik hassasiyet gerektirir ve kontaminasyon riski arttığından adezyonun sağlanması zorlaşır. Rezin simanların mekanik, adeziv ve estetik avantajları ile geleneksel simanların uygulama kolaylığı birleştirilerek self adeziv rezin simanlar üretilmiştir. Self adeziv rezin simanlar uygulama öncesinde diş yüzeyinde herhangi bir hazırlık gerektirmezler (163).

Self adeziv rezin simanların, cam iyonomer simanlar kadar flor salınımı yapabildikleri, ayrıca polikarboksilat ve çinkofosfat simanların aksine nemi tolere edebildikleri öne sürülmüştür. Mikromekanik adezyonla dişe bağlanmaları, boyutsal stabiliteleri, mekanik ve estetik özelliklerinin diğer rezin simanlara benzer olduğu düşünülmektedir. Bununla birlikte uygulama basamaklarının azaltılması hastanın koltukta geçireceği süreyi düşürerek adeziv prosedür esnasında oluşabilecek teknik hataların ve kontaminasyon riskinin en aza inmesini sağlar. Diş yüzeyine herhangi bir hazırlık işlemi uygulanmadığından smear tabakası ortadan kaldırılmadığı ve böylece post operatif hassasiyetin gerçekleşmediği bildirilmiştir (164, 165).

Self adeziv rezin simanlar inley, onley, kron-köprü restorasyonlarının ve fiber postların simantasyonunda endikedir (166). Çalışmamızda kullandığımız simanlardan birisi olan Theracem kalsiyum ve flor salınımı yapan, MDP içeren bir dual polimerize self adeziv rezin simandır (167).

### 3.4. Materyal Yüzeyini İncelemede Kullanılan Analiz Yöntemleri

#### 3.4.1. Temas Açısı Ölçümü

Temas açısı ölçümü yüzey enerjisi, yüzey hidrofilitesi veya hidrofobitesi hakkında bilgi veren bir yöntemdir. Temas açısı, katı bir materyalin temas halinde olduğu sıvı ile ara yüzünde oluşan açıdır. Islanabilirlik ise bir sıvı damlasının katı yüzey üzerindeki yayılma derecesidir. Temas açısının  $0^\circ$  olması tam ıslanmayı, düşük olması iyi ıslanabilirliği,  $90^\circ$  nin üzerinde olması zayıf ıslanabilirliği göstermektedir. Hidrofobik materyaller yüksek temas açısı oluşturmaktadır (168).

Katıların yüzey enerjisi ve temas açılarının ölçümünde durağan damla yöntemi sıklıkla kullanılan bir yöntemdir. Bu yöntemde belirli bir hacimdeki su katı yüzey üzerine uygulanarak oluşan damla ile yüzey arasındaki temas açısı ölçülür. Temas açısı damlacık ve katı-hava ara yüzünden ölçülebileceği gibi,  $1\mu\text{l}$ 'den küçük hacimdeki sıvılar için damlanın çapı ve yüksekliği kullanılarak da hesaplanabilir (169).

#### 3.4.2. Profilometre (Yüzey Pürüzlülük) Analizi

Profilometre cihazları yüzey pürüzlülüğünü ölçmek amacıyla kullanılan cihazlardır. Yüzeylerin profilometre ile incelenmesinde sıklıkla kullanılan parametrelerden bazıları  $R_a$ ,  $R_q$ ,  $R_t$  ve  $R_z$ 'dir (170).

**R<sub>a</sub>:** Yüzeyin ortalama pürüzlülüğünü ifade eder ve belli bir ölçüm mesafesinde bütün yüzey düzensizliklerinin mutlak toplamının aritmetik ortalamasıdır. En çok kullanılan yüzey pürüzlülük ölçüm parametresidir.

**R<sub>q</sub>:** Ölçüm mesafesi boyunca profil düzensizliklerinin geometrik ortalamasıdır.

**Rt:** Ölçüm mesafesi boyunca profilin en düşük ve en yüksek noktaları arasındaki dikey mesafedir.

**Rz:** Belirli bir mesafedeki ard arda gelen beş maksimum yüksekliğin ve derinliğin ortalamasıdır.

Yüzey pürüzlülük ölçümlerinde mekanik profilometre ve optik profilometre cihazları kullanılmaktadır. Mekanik profilometre ile ölçüm belli bir boyuttaki elmas ucun yüzeye dik bir şekilde temas etmesi ve yüzeyi taraması yoluyla yapılır. Ölçüm iki boyutludur. Mekanik prob yatay eksen boyunca hareket eder ve dikey eksendeki yükseklik farklılıklarını hesaplar. Çözünürlüğü 20-50  $\mu\text{m}$ 'dir. Optik profilometre ölçümü, ışığın saçılımı ve odak tespiti gibi optik prensiplere dayanır. Örnek yüzeyi ile temas gerçekleşmez, optik ışın yardımıyla yüzeyde belirli referans noktaları arası mesafede tarama yaparlar. Mekanik profilometrelerle karşılaştırıldığında daha yüksek ölçüm genişliğine ve çözünürlüğüne sahiptir. Optik profilometreler 100  $\mu\text{m}^2$ 'lik bir yüzeyde birkaç nm'lik çözünürlük sağlayabilmektedir. Bu yöntemde üç boyutlu ölçüm gerçekleştirilerek yüzeyin doğal karakteri gözlemlenebilmektedir (170, 171).

### **3.4.3. Taramalı Elektron Mikroskopu (SEM) Analizi**

Taramalı elektron mikroskopu (SEM) katı cisimlerin mikroyapılarını incelemek için kullanılan bir sistemdir. SEM ile iletken olan veya olmayan örnekler incelenebilir (172).

SEM'in çalışma prensibi örnek yüzeyinin primer bir elektron demeti ile taranması esasına dayanır. Tarama işlemine geçmeden önce örnekler, kakodilat buffer solüsyonunda %2,5 gluteraldehitin içinde sabitlenir. Ardından konsantrasyonu giderek arttırılan etanolün içinde dehidratasyona uğratarak kimyasal kurutma

yapılmaktadır. Sonrasında alüminyum kalıplara oturtulan örnekler, ince bir tabaka altın ile kaplanmaktadır. İletken olmayan örneklerin altın tabakası ile kaplanması gerekirken, iletken örneklerin altın tabakası ile kaplanmasına gerek yoktur (173).

Tarama işlemi sırasında primer elektron demeti örneğin yüzeyindeki elektronlarla etkileşime girer ve sekonder elektronlar adı verilen elektronların yayılmasına sebep olur. Sekonder elektronların algılayıcılar tarafından belirlenip toplanmasıyla elektronlar elektrik akımına dönüştürülür ve büyütülür. Oluşan elektrik sinyali katot tüpüne gönderilir ve ardından görüntü bilgisayar ekranına aktarılır (174). Tarama esnasında algılayıcıya giren elektron sayısı arttıkça parlak görüntü, azaldıkça karanlık görüntü elde edilmektedir. Böylelikle örnek yüzeyinin farklı gri tonlarındaki görüntüsü oluşmaktadır (175).

#### **3.4.4. Atomik Kuvvet Mikroskobu (AFM) Analizi**

Atomik kuvvet mikroskobu, yüksek çözünürlükte ve nanometre (nm) düzeyinde, topografik yüzey görüntüsü elde etmek ve moleküler arası kuvvetleri (nN, pN) ölçmek için kullanılan bir sistemdir (176). AFM, yüzeylerin üç boyutlu topografik görüntüsü üzerinde inceleme yapmayı sağlar ve yüzey pürüzlülüğü parametrelerini de sayısal olarak verebilir (177, 178). Atomik kuvvet mikroskobu ile yapılan analizlerde diğer mikroskobik yüzey analizlerinden farklı olarak örneğin iletken olması gerekmez (179, 180). Görüntü alma sistemine bağlı olarak boyamaya, ince filmle kaplamaya, dehidratasyona ve vakumlu bir ortama ihtiyaç yoktur (181).

AFM analizinde, atomik boyutlara kadar sivriltilmiş bir iğne ile yüzeyin taranması sonucunda atomlar arası kuvvetler hassasiyetle ölçülür. Atomik kuvvet mikroskobu iğnenin yüzeyle etkileşimine göre üç farklı yöntem ile kullanılabilir. Bunlar; iğnenin yüzeye temas ettiği temas modu, iğnenin

yüzeye temas etmediği temassız mod ve iğnenin yüzeye vurularak uygulandığı vurma modudur. Ölçülen yüzeyin özelliklerini maksimum doğrulukla tespit edebilmek için, iğnenin uzaysal pozisyonunu ayarlayan piezoelektrik güç vericileri kullanılır. Elde edilen veriler bilgisayar ortamına aktarılarak ve yazılım aracılığıyla derlenerek yüzeyin görüntüsüne ulaşılır (179).

#### **3.4.5. Enerji Dağılımlı X-ışını Spektroskopisi (Energy Dispersive X-Ray Spectroscopy = EDS, EDX)**

Enerji Dağılım Spektroskopisi (EDS) analizi, incelenen materyal yüzeyindeki kimyasal elementleri belirlemek için kullanılan mikroanalitik bir tekniktir. Genellikle taramalı elektron mikroskopu ile birlikte (SEM-EDX) kullanılırlar (182).

Örnek yüzeyine SEM tarafından gönderilen elektron demetleri, yüzeydeki atomların yörüngelerindeki elektronları dışarı atmasına yol açar. Yörüngede meydana gelen elektron boşluğunu daha üst seviyelerdeki elektronlar doldurur. Bu esnada elektronlar arasındaki enerji farkından dolayı X-ray ışını oluşur. EDS cihazındaki X-ray dedektörü, enerjileriyle bağlantılı olarak yayılan X-ray ışınlarının sayısını ölçmektedir (183). Dedektör, X-ray ışınlarının enerjilerini voltaj sinyallerine dönüştürür ve sinyal işlemcisine gönderir. Sinyal işlemcisi sinyalleri ölçer, analiz eder ve veri elde etmek amacıyla analizöre gönderir (172). X-ray enerjisi her element için karakteristiktir. Tespiti yapılan X-ray sayısı ile bağlantılı olarak enerji spektrumu elde edilir ve incelenen örneğin yüzeyindeki elementler nicel ve nitel olarak belirlenir (183).

### **3.5. Yapay Yaşlandırma**

Dental materyallerin laboratuvar çalışmalarında ağız ortamının fiziksel koşullarını taklit etmesi amacıyla suda bekletme ve termal döngü gibi yapay

yaşlandırma uygulamaları kullanılmaktadır. Termal döngü uygulamasında örnekler, belirli zaman aralıklarında, sıcaklıkları 5-55 °C arasında değişen iki su banyosuna daldırılarak belirli bir süre bekletilmektedir (184).

### **3.5.1. Suda Bekletme**

Makaslama bağlantı dayanımı testleri öncesinde örnekler; 24 saat, 7 gün veya 30 gün süreyle 37 °C' de distile su içerisinde bekletilebilir. Çalışmamızda örneklerin tümü simantasyon prosedürü tamamlandıktan sonra 24 saat süreyle 37 °C etüvde distile su içerisinde bekletilmiştir (185, 186).

### **3.6. Bağlanma Dayanımını Değerlendirmede Kullanılan Test Yöntemleri**

Bağlanma dayanımı; adeziv ile aderent arasında bulunan bağlantıyı koparmak için gereken birim alan başına düşen kuvvettir. Bağlanma dayanımı ölçümünde genellikle makaslama, mikromakaslama, çekme ve mikroçekme test yöntemleri kullanılmaktadır (187).

#### **3.6.1. Makaslama (Shear) Bağlantı Dayanımı Testi**

Makaslama testinde adeziv ajan ile birbirine bağlanan iki materyalin arayüzüne çeşitli uçlarla kırık oluşuncaya dek makaslama kuvveti uygulanır.  $\sigma = P / A$  denklemi kullanılarak arayüzdeki bağlantının makaslama kuvvetine dayanıklılığı belirlenir. Birimi MPa (Megapaskal)'dır. P maksimum uygulanan kuvveti gösterir, birimi N (Newton)'dur. A ise arayüz temas alanıdır, birimi mm<sup>2</sup>'dir. Bağlanma dayanımı, uygulanan maksimum kuvvetin arayüz temas alanına bölünmesi ile hesaplanır (188).

Yükün uygulanma hızı da makaslama bağlantı kuvvetini ölçmede önemli bir parametredir. Yükleme hızı 0.5-1 mm/dk arasındaki değerlerde iken sonuçların

etkilenmediği, ancak yükleme hızı 1 mm/dk'dan fazla olduğunda hatalı sonuçlar ortaya çıkabileceği bildirilmiştir (189). Makaslama testi, 1 mm<sup>2</sup> ve daha küçük alana sahip bağlantı alanlarında uygulandığında mikromakaslama (microshear) bağlantı testi olarak adlandırılır. Mikromakaslama testi, aynı örnek üzerinde birden çok ölçüm yapılabilen bir yöntemdir (190).

### **3.6.2. Çekme (Tensile) Testi**

Çekme testinde, materyaller birbirinden ayrılıncaya kadar çekme kuvveti uygulanır. Bağlantı noktası, örnek yüzeyine dik bir şekilde gelen kuvvetle kırılmaktadır (191). Bu yöntemde teste tabi tutulan materyallerin elastisite modülleri ve dayanıklılıkları arasındaki farklılıktan dolayı materyaller birbirlerini etkileyebilir ve saf davranışlarını gösteremezler(192). Ayrıca örneklerin düzgün olmayan arayüz şekline bağlı olarak oluşabilecek streslerin önüne geçebilmek için test cihazının hizasının korunması gereklidir. Bu dezavantajlarından dolayı çekme testine kıyasla mikrogerilim testi daha çok tercih edilmektedir (191).

### **3.6.3. Mikroçekme (Microtensile) Testi**

Mikroçekme testi, laboratuvar ortamında adeziv biyomateryallerin yüzey bağlantısının ölçülmesinde kullanılır. Simante edilmiş örneklerden su soğutması altında ince kesitler alınır (193). rnek boyutlarının küçük olmasından dolayı örnek hazırlama işlemi hassas ve zaman alıcıdır. Kesme işlemi sırasında bağlantı yüzeyinde oluşabilecek defektler test sonucunu etkileyebilir ve değerlerin daha düşük bulunmasına neden olabilir. Yapılan çalışmaların sonuçlarına göre mikro test yöntemlerinin klasik makro test yöntemlerine kıyasla bağlanma yüzeyinde daha homojen stres dağılımına sebep olduğu ve daha yüksek bağlanma dayanıklılığı değerleri gösterdiği bildirilmiştir (194).

### 3.7. Kopma Tiplerinin Değerlendirilmesi

Bağlantı dayanımı testlerinden sonra bağlanma yüzeyinin SEM ya da stereomikroskop ile incelenmesi, adeziv siman ile seramik ara yüzeyindeki kopma tipinin belirlenmesine yardımcı olur. Koheziv kopma, seramik ile siman arasındaki bağlantının, materyallerin kendi içindeki bağlantıdan daha güçlü olduğunu gösterir (195). Adeziv kopma tipi daha düşük bağlanma değerleriyle ilişkili olduğundan, adeziv kopmalardan ziyade koheziv veya miks tip başarısızlıklar, klinik açıdan daha çok tercih edilir (196).

Bu in vitro çalışmanın amacı, zirkonya ile adeziv rezin siman sistemleri arasındaki bağlantı gücünün artırılmasına yönelik uygulanan atmosferik basınçlı plazma ve farklı yüzey modifikasyon yöntemlerinin etkilerini değerlendirmek, bu konuda literatüre ve klinik pratiğine katkı sağlamaktır.

Bu tez çalışmasının boş hipotezleri (H0): (1) Farklı yüzey işlemlerinin zirkonyanın yüzey pürüzlülüğüne etki etmeyeceği, (2) Farklı yüzey işlemlerinin zirkonyanın ıslanabilirliğine etki etmeyeceği, (3) Farklı yüzey işlemlerinin zirkonyanın rezin simana bağlanma dayanımına etki etmeyeceği, (4) Farklı adeziv rezin siman sistemlerinin zirkonyanın bağlanma dayanımına etki etmeyeceğidir.

#### 4. GEREÇ VE YÖNTEM

Çalışmamızda Vita YZ HT (Vita Zahnfabrik Bad Säckingen, Almanya) monolitik zirkonya CAD-CAM diskinden elde edilen örneklere 9 farklı yüzey işlemi uygulanmış ve 2 farklı rezin siman sistemiyle simante edilmiştir.

Çalışmamızda kullanılan materyallerin içeriği ve üretici firma bilgileri tabloda verilmiştir.

**Tablo 1.** Kullanılan materyallerin içeriği ve üretici firma bilgileri

Materyal	Materyalin Türü	Kimyasal İçerik	Üretici Firma
Vita YZ HT	Monolitik zirkonya	ZrO <sub>2</sub> % 90-95 Y <sub>2</sub> O <sub>3</sub> % 4-6 HfO <sub>2</sub> % 1-3 Al <sub>2</sub> O <sub>3</sub> % 0-1 Pigmentler % 0-1	Vita Zahnfabrik Bad Säckingen, Almanya
Z Prime Plus	Zirkonya primeri	Etanol BisGMA Bifenil Dimetakrilat (BPDM) 10-Metakriloksidetil Dihidrojen Fosfat (MDP)	Bisco, Schaumburg, IL, U.S.A
Rely X Ultimate Clicker	Adeziv rezin siman	Baz: Metakrilat monomerler, radyopak silanlanmış doldurucular, başlatıcı komponentler, stabilizatör, katkı maddeleri Katalizör: Metakrilat monomerler, radyopak alkalın doldurucular, stabilizatör, pigmentler, katkı maddeleri, floresans boya, aktivatör	3M ESPE, Seefeld, Almanya
Theracem	Self-adeziv rezin siman	Baz: kalsiyum, cam doldurucu, dimetakrilatlar, yiterbiyum florid, başlatıcı, amorf silika Katalizör: cam doldurucu, MDP, amorf silika	Bisco, Schaumburg, IL, U.S.A
Blaucryl	Soğuk otopolimerizan akrilik rezin	Polimetil Metakrilat	Blaudent, İngiltere
President	Alumina içerikli kum	50 µm Al <sub>2</sub> O <sub>3</sub> partikülleri	President Dental, Münih, Almanya

Çalışmamızda kullanılan cihazlar ve üretici firma bilgileri tabloda verilmiştir.

**Tablo 2.** Kullanılan cihazlar ve üretici firma bilgileri

Cihaz	Model, Üretici Firma
Hassas kesme cihazı	Micracut 201, Metkon, Bursa, Türkiye
Sinterleme fırını	inLab Profire, Dentsply Sirona, ABD
Zımparalama/Parlatma cihazı	Metkon Gripo 2V, Metkon, Bursa, Türkiye
Kumlama cihazı	Heraeus Combilabor CL-FSG 3, Heraeus, Hanau, Almanya
Er,Cr:YSGG lazer cihazı	Waterlase iPlus, Biolase Technology;San Clemente, CA, ABD
Atmosferik Basıncılı Plazma cihazı	Plasmatreat GmbH, Bisamweg 10, Steinhagen, Almanya
LED ışık cihazı	Coxo, Guangdong, Çin
Universal test cihazı	İnstron 3345, Norwood, MA, ABD
Ultrasonik temizleme cihazı	Elmasonic, Singen, Almanya
Etüv	Nüve İncubator, Ankara, Türkiye
Profilometre cihazı	Veeco Dektak 8, New York, ABD
Temas açısı ölçüm cihazı	Attension Thetaflex, Gothenburg, İsveç
Stereomikroskop	Leica, Buffalo Grove, IL, ABD
Altın kaplama cihazı	Quorum Q150R ES, East Sussex, İngiltere
Taramalı elektron mikroskopu	Tescan MIRA3, Brno, Çek Cumhuriyeti
Atomik kuvvet mikroskopu	Park Systems XE-100, PSIA Corp., Kore

#### 4.1.Örneklerin Hazırlanması



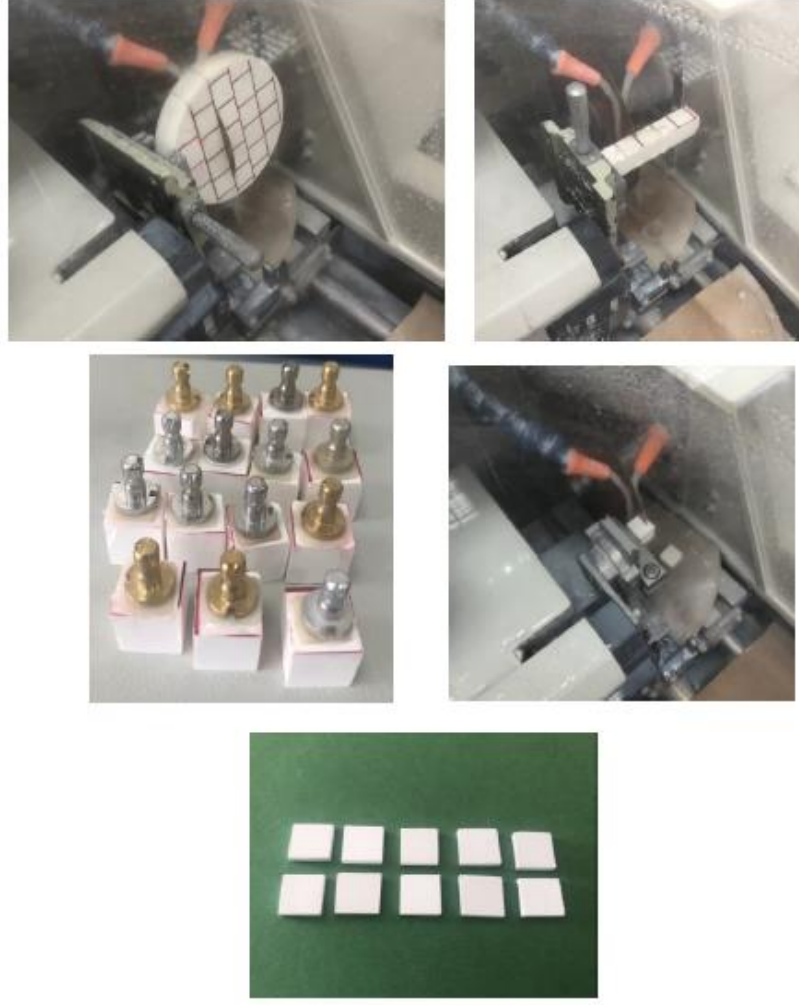
**Şekil 2.** Vita YZ HT monolitik zirkonya diski

#### 4.1.1. Zirkonya Disklerin Kesilmesi ve Sinterizasyonu

Zirkonya diskler Ankara Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Araştırma Laboratuvarı'nda bulunan hassas kesme cihazına (Micracut 201, Metkon, Bursa, Türkiye) yerleştirilerek önce büyük parçalar halinde kesildi. Ardından bu parçalara metal tutucular yapıştırılarak cihaza yerleştirilmeleri sağlandı ve her bir örnek sinterizasyon sonrası %20 büzülme de hesaba katılarak 15x15x3 mm boyutlarında olacak şekilde kesildi.



Şekil 3. Hassas kesme cihazı



**Şekil 4.** Zirkonyum örneklerin elde edilmesi

Örnekler sinterleme fırınında (inLab Profire, Dentsply Sirona, ABD) 1450 °C de 7 saat 20 dk süreyle üretici firma önerisi doğrultusunda sinterlendiler.



**Şekil 5.** inLab Profire Sinterleme Cihazı

#### **4.1.2. Örneklerin akrilik kalıba yerleştirilmesi**

Yüzey işlemini kolaylıkla uygulama ve makaslama bağlanma dayanım testi esnasında cihazla uyumlu olacak şekilde yerleştirilmesi amacıyla, örnekler 12x12x15 mm boyutlarındaki kalıplarda işlem yüzeyleri açıkta kalacak şekilde otopolimerizan akriliğe (Blaucryl, Blaudent, İngiltere) gömüldü. 180 adet örnek elde edildi.



**Şekil 6.** Otopolimerizan akriliğe gömülmüş örnek

#### 4.1.3. Örnek Yüzeylerinin Tesviye Edilmesi

Örnekler yüzeylerinde bulunan taşkın akrilikleri gidermek ve standardizasyonlarını sağlamak amacıyla otomatik zımpara cihazında (Metkon Gripo 2V, Metkon, Bursa, Türkiye) 600, 800, 1000 ve 1200 gritlik SiC zımparalar kullanılarak 20 sn boyunca su altında zımparalandı. Daha sonra örnekler 10 dk ultrasonik temizleme cihazında (Elmasonic, Singen, Almanya) bekletilip, hava spreyi ile kurutuldu.



Şekil 7. Otomatik zımpara cihazı ve örneklerin zımparalanması



Şekil 8. Ultrasonik temizleme cihazı

#### 4.2. Deney Gruplarının Oluşturulması

Vita YZ HT bloklara uygulanan 9 farklı yüzey işleme grubu bulunmaktadır (Kontrol, Kumlama, Lazer, Plazma, Primer, Kumlama+Primer, Lazer+Primer, Plazma+Primer, Lazer+Plazma+Primer). Örneklerin yarısı Rely X Ultimate Clicker (3M ESPE, Seefeld, Almanya) adeziv rezin siman, diğer yarısı Theracem (Bisco Inc, Schaumburg, IL, ABD) self adeziv rezin siman ile simante edilmek üzere; her bir grupta 10 örnek olacak şekilde toplam 180 örnek hazırlanmıştır.

**Tablo 3.** Deney Gruplarının Oluşturulması

	Yüzey İşlemi	Rezin Siman	Örnek Sayısı (n)
<b>VİTA YZ HT</b>	Kontrol		10
	Kumlama		10
	Lazer		10
	Plazma		10
	Primer		10
	Kumlama+Primer		10
	Lazer+Primer		10
	Plazma+Primer		10
	Lazer+Plazma+Primer		10
	Kontrol		10
	Kumlama		10
	Lazer		10
	Plazma		10
	Primer		10
	Kumlama+Primer		10
	Lazer+Primer		10
	Plazma+Primer		10
	Lazer+Plazma+Primer		10
	<b>Toplam</b>		<b>180</b>

### 4.3. Deney Gruplarına Yüzey İşlemlerinin Uygulanması

#### 4.3.1. Kontrol

Bu gruptaki örneklere kontrol grubu oluşturmak amacıyla yüzey işlemi uygulanmamıştır.

#### 4.3.2. Kumlama

Bu gruptaki örneklere 50 µm büyüklüğündeki Al<sub>2</sub>O<sub>3</sub> kumu (President Dental, Münih, Almanya), Heraeus Combilabor CL-FSG 3 kumlama cihazı (Heraeus, Hanau, Germany) kullanılarak 2 bar basınç altında, yaklaşık 10 mm mesafeden yüzeye dik bir şekilde 10 sn süreyle uygulandı. Sonrasında örnek yüzeylerindeki artık Al<sub>2</sub>O<sub>3</sub> kumunu uzaklaştırmak amacıyla örnekler yıkandı ve kurutuldu.



Şekil 9. Kumlama cihazı ve kumlama işleminin uygulanması

#### 4.3.3. Lazer

Bu gruptaki örneklere Er,Cr:YSGG lazer (Waterlase iPlus, Biolase Technology; San Clemente, CA, ABD) BondPrep modunda, pulsasyon sıklığı 50 Hertz ve gücü 4.50 Watt olacak şekilde, %60 hava-%60 su soğutması altında, 1 mm

uzaklıktan 20 sn süreyle tek bir kişi tarafından süpürme hareketi yapılarak uygulandı.  
Sonrasında örnekler hava spreyi ile kurutuldu.



**Şekil 10.** Waterlase iPlus Er,Cr:YSGG lazer cihazı ve lazer uygulaması

#### **4.3.4. Plazma**

Bu gruptaki örneklere atmosferik basınçlı plazma (Plasmatreat GmbH, Bisamweg 10, Steinhagen, Almanya), yaklaşık 1 kVA jet gücünde, 2 bar basınçta, 21 kHz frekansında ve işlem hızı 5 m/dk olacak şekilde, zirkonya yüzeyine 10 mm mesafeden ve 10 sn süreyle uygulanmıştır.



Şekil 11. Atmosferik basınçlı plazma cihazı



Şekil 12. Atmosferik basınçlı plazma uygulaması

#### 4.3.5. Primer

Bu gruptaki örneklere MDP içerikli zirkonya primeri olan Z Prime Plus (Bisco, Schaumburg IL, ABD) mikro fırça yardımıyla 10 sn süreyle uygulandı ve ardından 5 sn boyunca yumuşak hava sıkılarak yüzeyde homojen dağılımı sağlanmıştır.



Şekil 13. Z Prime Plus zirkonya primeri

#### 4.3.6. Kuşlama+Primer

Bu gruptaki örneklere 50 µm büyüklüğündeki Al<sub>2</sub>O<sub>3</sub> kumu (President Dental, Münih, Almanya), Heraeus Combilabor CL-FSG 3 kuşlama cihazı (Heraeus, Hanau, Almanya) kullanılarak 2 bar basınç altında, yaklaşık 10 mm mesafeden yüzeye dik bir şekilde 10 sn süreyle uygulandı. Sonrasında örnek yüzeylerindeki artık Al<sub>2</sub>O<sub>3</sub> kumunu uzaklaştırmak amacıyla örnekler yıkandı ve kurutuldu. Ardından MDP içerikli zirkonya primeri olan Z Prime Plus (Bisco, Schaumburg IL, ABD) mikro fırça yardımıyla 10 sn süreyle uygulandı ve sonrasında 5 sn boyunca yumuşak hava sıkılarak yüzeyde homojen dağılımı sağlanmıştır.

#### **4.3.7. Lazer+Primer**

Bu gruptaki örneklere Er,Cr:YSGG lazer (Waterlase iPlus, Biolase Technology; San Clemente, CA, ABD) BondPrep modunda, pulsasyon sıklığı 50 Hertz ve gücü 4.50 Watt olacak şekilde, %60 hava-%60 su soğutması altında, 1 mm uzaklıktan 20 sn süreyle tek bir kişi tarafından süpürme hareketi yapılarak uygulandı. Sonrasında örnekler hava spreyi ile kurutuldu. Ardından MDP içerikli zirkonya primeri olan Z Prime Plus (Bisco, Schaumburg IL, ABD) mikro fırça yardımıyla 10 sn süreyle uygulandı ve sonrasında 5 sn boyunca yumuşak hava sıkılarak yüzeyde homojen dağılımı sağlanmıştır.

#### **4.3.8. Plazma+Primer**

Bu gruptaki örneklere atmosferik basınçlı plazma (Plasmatreat GmbH, Bisamweg 10, Steinhagen, Almanya), yaklaşık 1 kVA jet gücünde, 2 bar basınçta, 21 kHz frekansında ve işlem hızı 5 m/dk olacak şekilde, zirkonya yüzeyine 10 mm mesafeden ve 10 sn süreyle uygulanmıştır. Ardından MDP içerikli zirkonya primeri olan Z Prime Plus (Bisco, Schaumburg IL, ABD) mikro fırça yardımıyla 10 sn süreyle uygulandı ve sonrasında 5 sn boyunca yumuşak hava sıkılarak yüzeyde homojen dağılımı sağlanmıştır.

#### **4.3.9. Lazer+Plazma+Primer**

Bu gruptaki örneklere Er,Cr:YSGG lazer (Waterlase iPlus, Biolase Technology; San Clemente, CA, ABD) BondPrep modunda, pulsasyon sıklığı 50 Hertz ve gücü 4.50 Watt olacak şekilde, %60 hava-%60 su soğutması altında, 1 mm uzaklıktan 20 sn süreyle tek bir kişi tarafından süpürme hareketi yapılarak uygulandı. Sonrasında örnekler hava spreyi ile kurutuldu. Ardından atmosferik basınçlı plazma (Plasmatreat GmbH, Bisamweg 10, Steinhagen, Almanya), yaklaşık 1 kVA jet

gücünde, 2 bar basınçta, 21 kHz frekansında ve işlem hızı 5 m/dk olacak şekilde, zirkonya yüzeyine 10 mm mesafeden ve 10 sn süreyle uygulanmıştır. Sonrasında MDP içerikli zirkonya primeri olan Z Prime Plus (Bisco, Schaumburg IL, ABD) mikro fırça yardımıyla 10 sn süreyle uygulandı ve ardından 5 sn boyunca yumuşak hava sıkılarak yüzeyde homojen dağılımı sağlanmıştır.

#### 4.4. Örneklerin Yüzey Pürüzlülüklerinin Ölçülmesi

Örneklerin yüzey işlemleri tamamlandıktan sonra her yüzey işlem grubundan 10'ar örneğin yüzey pürüzlülük ölçümleri, Gebze Teknik Üniversitesi Araştırma Laboratuvarı'nda bulunan gelişmiş bir mekanik profilometre cihazı (Veeco Dektak 8 Advanced Development Profiler, New York, ABD) ile tarama yapılarak ölçüldü. Üç boyutlu yüzey görüntüleri elde edildi ve örneklerin Ra değerleri  $\mu\text{m}$  cinsinden kaydedildi.



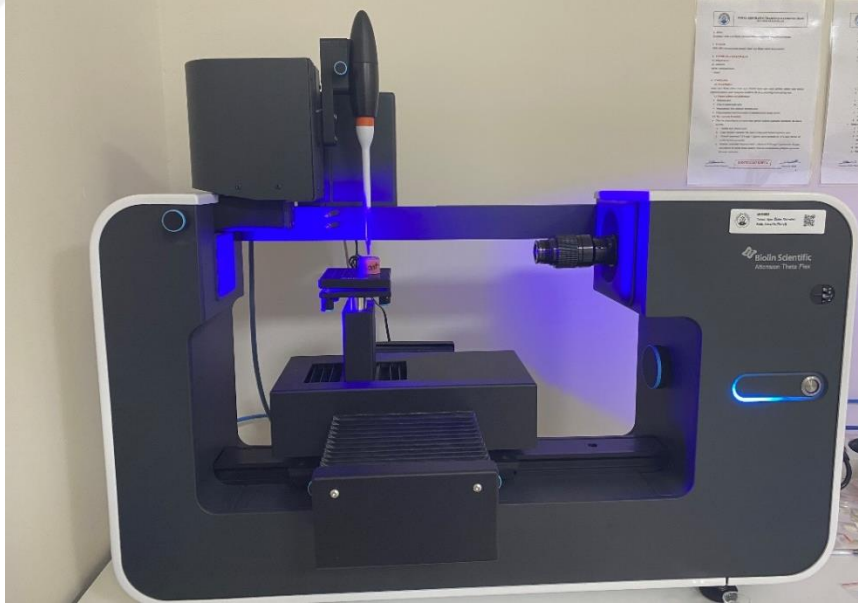
Şekil 14. Profilometre cihazı



**Şekil 15.** Yüzey pürüzlülüğü ölçümü

#### **4.5. Örneklerin Temas Açısı Ölçümlerinin Yapılması**

Her yüzey işlem grubundan 10'ar örneğin temas açısı ölçümleri Bursa Teknik Üniversitesi Merkezi Araştırma Laboratuvarı'nda bulunan temas açısı ölçüm cihazı (Attension Thetaflex, Gothenburg, Sweden) kullanılarak durgun damla tekniği ile yapılmıştır. Örnek üzerine damlatılan su damlasının görüntüsü bir bilgisayara aktarılarak bilgisayar ortamında temas açısı verileri hesaplanmıştır.



**Şekil 16.** Temas açısı ölçüm cihazı

#### 4.6. Örneklerin SEM-EDS Analizi ile İncelenmesi

Örneklerin yüzeylerinin SEM incelemesi için her yüzey işlem grubundan bir örnek altın kaplama cihazı (Quorum Q150R ES, East Sussex, İngiltere) kullanılarak 100 Angström (Å) kalınlığında altın film tabakası ile kaplandı. Sivas Cumhuriyet Üniversitesi İleri Teknoloji Araştırma ve Uygulama Merkezi'nde bulunan taramalı elektron mikroskopunda (Tescan MIRA3, Brno, Çek Cumhuriyeti) örneklerin x1000 ve x5000 büyütmedeki görüntüleri değerlendirildi.

EDS analizinde örnek yüzeylerinin element içeriği özel analiz programı kullanılarak değerlendirilmiştir.



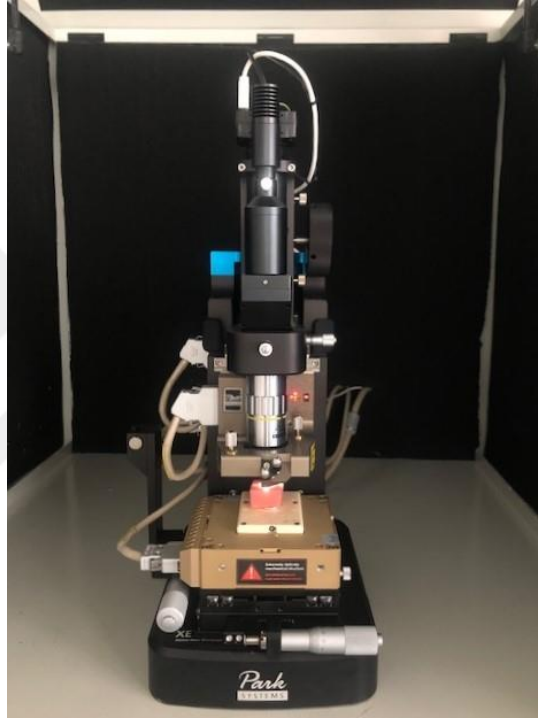
Şekil 17. Altın kaplama cihazı



Şekil 18. Taramalı elektron mikroskobu

#### 4.7. Örneklerin AFM Analizi ile İncelenmesi

Her yüzey işlem grubundan bir örneğin üç boyutlu AFM analizi görüntüleri Fırat Üniversitesi Bilimsel ve Teknolojik Uygulama ve Araştırma Merkezi'nde bulunan atomik kuvvet mikroskobu (Park Systems XE-100, PSIA Corp., Kore) kullanılarak elde edildi. Her bir örnek yüzeyindeki  $40\mu\text{m}\times 40\mu\text{m}$  alandan temaslı (contact) moda tarama yapıldı.



Şekil 19. Atomik kuvvet mikroskobu

#### 4.8. Simantasyon

Yüzey analizlerinin ardından örneklerin yarısına Rely X Ultimate Clicker (3M ESPE, Seefeld, Almanya) dual cure adeziv rezin siman, diğer yarısına Theracem (Bisco Inc, Schaumburg, IL, ABD) dual cure self adeziv rezin siman 3 mm çapında ve 3 mm yüksekliğinde uygulandı. Ardından üretici firma talimatları doğrultusunda 20 sn boyunca LED ışık cihazı ile (Coxo, Guangdong, Çin) polimerize edildi.

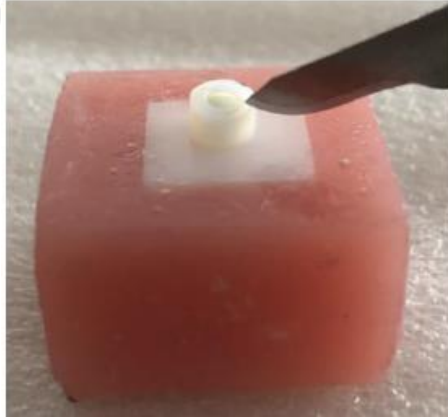


Şekil 20. Rely X Ultimate Clicker adeziv rezin siman



Şekil 21. Theracem self-adeziv rezin siman

Rezin simanın doğru boyutlarda uygulanabilmesi için 3 mm çapında ve 3 mm yüksekliğinde politetrafloroetilen (PTFE) kalıplar hazırlandı. Rezin simanların polimerizasyonlarının tamamlanmasının ardından PTFE kalıplar bir bistüri yardımıyla kesilerek çıkarıldı.



Şekil 22. Simantasyonu tamamlanan örnek

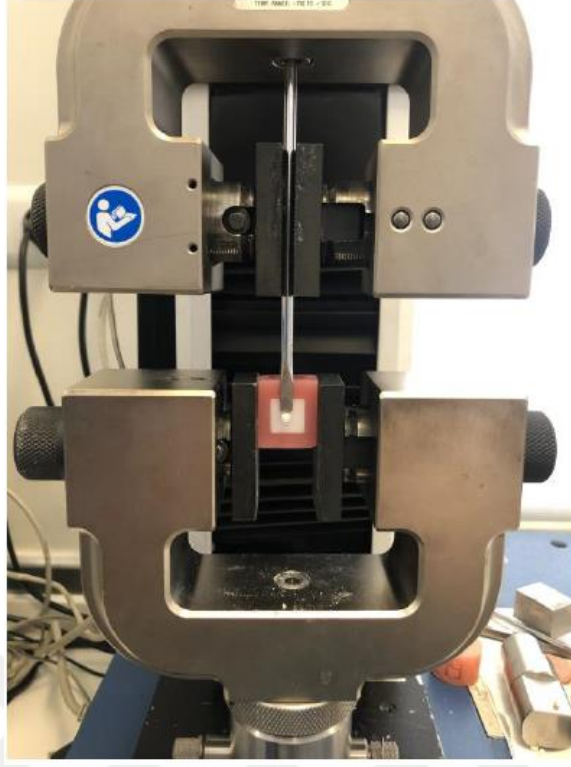
Simantasyonu yapılan örnekler, etüv cihazında (Nüve İncubator, Ankara, Türkiye) 37 °C’de distile su dolu kaplar içerisinde 24 saat boyunca bekletildi.



Şekil 23. Etüv cihazı

#### 4.9. Makaslama Bağlanma Dayanımı Testinin Yapılması

Örneklerin makaslama bağlanma dayanımı testi, Erciyes Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Araştırma Laboratuvarı’nda bulunan 0.5 mm/dk hızla çalışan universal test cihazında (İnstron 3345, Norwood, MA, ABD) yapıldı. Örnekler, test cihazının keski şeklindeki ucu zirkonya-siman bağlantı noktasına dik olacak şekilde sabitlendi. Örneklerle kırılma oluncaya kadar kuvvet uygulandı ve kırılma anındaki kuvvet Newton (N) cinsinden elde edildi. Bu değerler 7,065 mm<sup>2</sup> olarak hesaplanan bağlanma yüzey alanına bölünerek MPa cinsinden kaydedildi.



**Şekil 24.** Universal test cihazı

#### **4.10. Başarısızlık Tiplerinin Belirlenmesi**

Her bir örnek, makaslama bağlanma dayanımı testinden sonra zirkonya-rezin siman ara yüzündeki başarısızlık tiplerinin belirlenmesi için stereomikroskop (Leica, Buffalo Grove, IL, ABD) kullanılarak incelendi. Kopma tipleri adeziv, koheziv ve miks (adeziv ve koheziv kopmanın birlikte olduğu) tip olmak üzere sınıflandırıldı. Her iki simandaki her bir kopma tipinden birer örneğin SEM ile incelemesi yapıldı.

#### **4.11. İstatistiksel Değerlendirme**

Bu çalışmada elde edilen veriler Lisanslı IBM SPSS V.21 paket programı ile analiz edilmiştir.

Tüm parametrelere ilişkin betimleyici istatistikler değerlendirilmiştir.

Değişkenlerin normal dağılımdan gelme durumları araştırılırken birim sayıları nedeniyle Shapiro Wilk's' ve/veya Kolmogorov Smirnov Testlerinden

yararlanılmıştır. Sonuçlar yorumlanırken anlamlılık düzeyi olarak 0,05 kullanılmış olup;  $p < 0,05$  olması durumunda değişkenlerin normal dağılımdan gelmediği,  $p > 0,05$  olması durumunda ise değişkenlerin normal dağılımdan geldikleri incelenmiştir.

- Gruplar arasındaki farklılıklar incelenirken değişkenlerin normal dağılımdan gelip gelmeme durumuna göre gruplar arası karşılaştırmalarda Mann Whitney U ve Kruskal Wallis H Testlerinden yararlanılmıştır. İki'den fazla gruplu karşılaştırmalar için anlamlı farklılıkların görülmesi durumunda Post-Hoc testler yardımıyla aralarında farklılık olan gruplar belirlenmiştir.

- Sonuçlar yorumlanırken anlamlılık düzeyi olarak 0,05 kullanılmış olup;  $p < 0,05$  olması durumunda anlamlı bir farklılığın olduğu,  $p > 0,05$  olması durumunda ise anlamlı bir farklılığın olmadığı belirtilmiştir.

## 5. BULGULAR

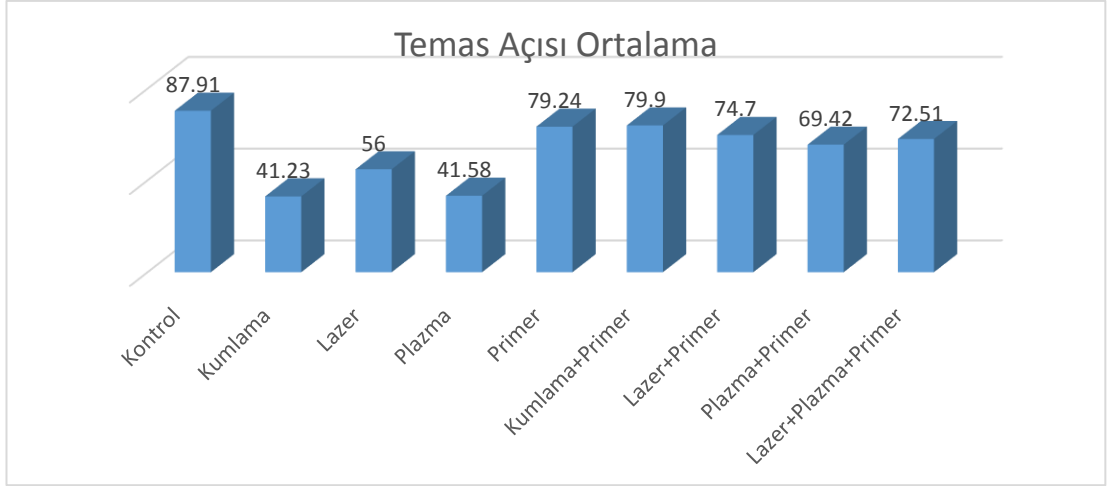
### 5.1. Temas Açısı Bulguları

Temas Açısı Ortalama Değerleri Bakımından Yüzey İşlemleri Arasındaki Farklılıklara İlişkin Analiz Sonucu Tablo 4’de verilmiştir

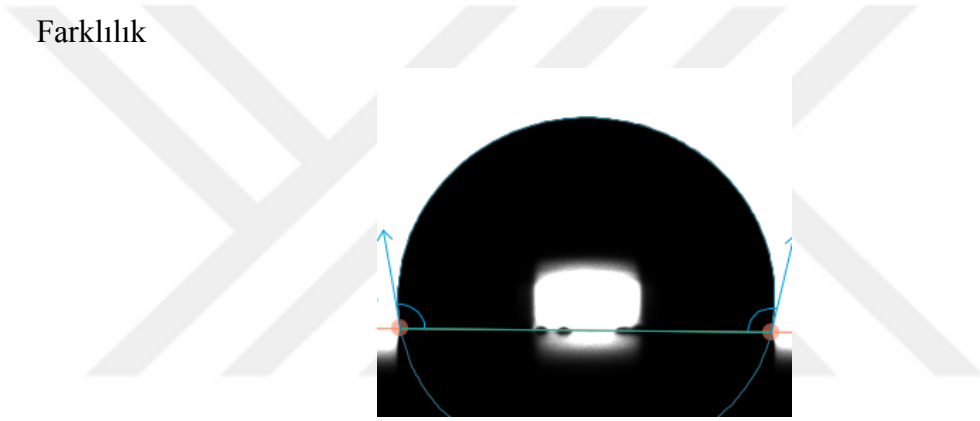
**Tablo 4.** Temas Açısı Ortalama Değerleri Bakımından Yüzey İşlemleri Arasındaki Farklılıklara İlişkin Analiz Sonucu

	n	Yüzey işlemi					Kruskal Wallis H Testi			
		Mean	Median	Min	Max	Sd	Mean Rank	H	p	
Temas Açısı Ortalama [°]	Kontrol	10	87,91	87	72,49	101,52	8,76	78,7	70,11	0,001
	Kumlama	10	41,23	39,35	27,9	59,17	10,89	11,4		
	Lazer	10	56	55,78	41,37	64,17	7,41	24,5		
	Plazma	10	41,58	41,12	29,41	50,24	6,11	11,7		
	Primer	10	79,24	80,38	67,7	90,67	8,4	64,5		
	Kumlama+Primer	10	79,9	77,96	71,92	92,1	6,57	66,5		
	Lazer+Primer	10	74,7	73,59	62,2	92,92	9	55,6		
	Plazma+Primer	10	69,42	67,54	62,14	79,87	6,29	45,4		
	Lazer+Plazma+Primer	10	72,51	73,63	61,8	82,71	6,32	51,2		
	Toplam	90	66,94	69,78	27,9	101,52	17,69	2-9 2-7 2-5 2-6 2-1 4-9 4-7 4-5 4-6 4-1 3-5 3-6 3-1		

Temas açısı ortalama değerleri bakımından yüzey işlem grupları arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılık bulunmaktadır ( $p<0,05$ ). Kumlama ve plazma yüzey işlem gruplarının temas açısı ortalama değeri kontrol, primer, kumlama+primer, lazer+primer ve lazer+plazma+primer yüzey işlem gruplarına göre anlamlı derecede düşüktür. Lazer yüzey işlem grubunun temas açısı ortalama değeri ise kontrol, primer, kumlama+primer yüzey işlem gruplarına göre anlamlı derecede düşüktür.



**Şekil 25.** Temas Açısı Ortalama Değerleri Bakımından Yüzey İşlemleri Arasındaki Farklılık



**Şekil 26.** Kontrol grubuna ait temas açısı görüntüsü



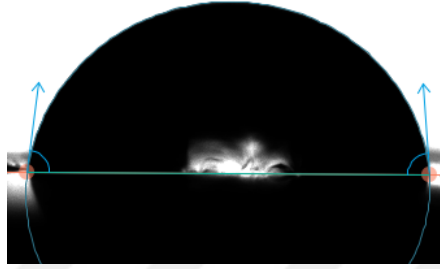
**Şekil 27.** Kumlama grubuna ait temas açısı görüntüsü



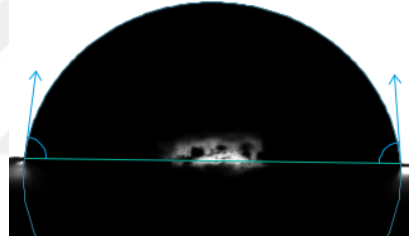
**Şekil 28.** Lazer grubuna ait temas açısı görüntüsü



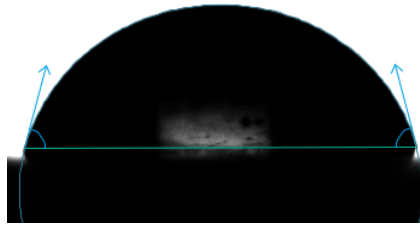
Şekil 29. Plazma grubuna ait temas açısı görüntüsü



Şekil 30. Primer grubuna ait temas açısı görüntüsü



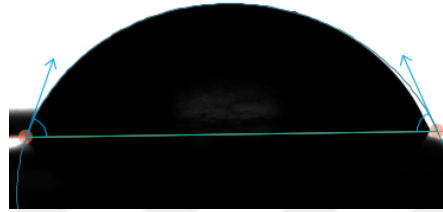
Şekil 31. Kumlama+primer grubuna ait temas açısı görüntüsü



Şekil 32. Lazer+primer grubuna ait temas açısı görüntüsü



Şekil 33. Plazma+primer grubuna ait temas açısı görüntüsü



Şekil 34. Lazer+plazma+primer grubuna ait temas açısı görüntüsü

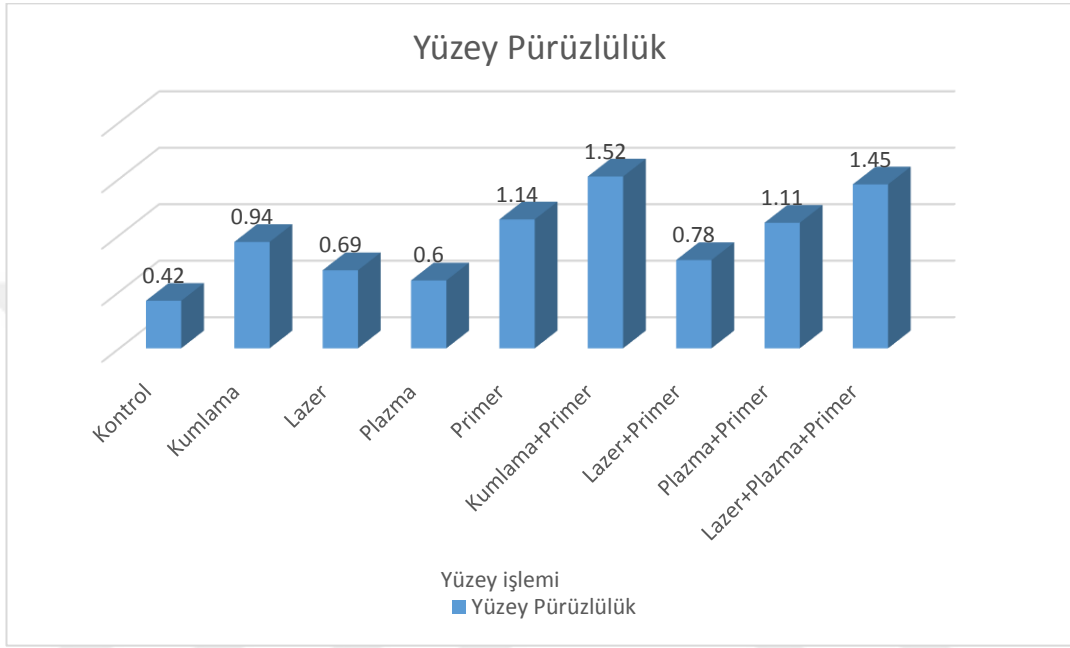
## 5.2. YüzeY Pürüzlülük Bulguları

**Tablo 5.** YüzeY Pürüzlülük Değerleri Bakımından YüzeY İşlemleri Arasındaki Farklılıklara İlişkin Analiz Sonucu

		YüzeY işlemleri					Kruskal Wallis H Testi			
		n	Mean	Median	Min	Max	Sd	Mean Rank	H	p
YüzeY Pürüzlülük	<b>Kontrol</b>	10	0,42	0,43	0,29	0,5	0,07	5,5		
	<b>Kumlama</b>	10	0,94	0,96	0,8	1,08	0,08	46,5		
	<b>Lazer</b>	10	0,69	0,65	0,6	0,88	0,11	25,75		
	<b>Plazma</b>	10	0,6	0,58	0,5	0,78	0,1	18,75		
	<b>Primer</b>	10	1,14	1,16	0,93	1,3	0,14	60,5	82,885	<b>0,001</b>
	<b>Kumlama+Primer</b>	10	1,52	1,52	1,24	1,73	0,13	81,55		
	<b>Lazer+Primer</b>	10	0,78	0,79	0,65	0,87	0,07	33,1		
	<b>Plazma+Primer</b>	10	1,11	1,06	1,01	1,28	0,11	59,6		
	<b>Lazer+Plazma+Primer</b>	10	1,45	1,37	1,25	1,87	0,21	78,25		
	<b>Toplam</b>	90	0,96	0,94	0,29	1,87	0,38		1-2 1-5 1-6 1-8 1-9 4-8 4-5 4-9 4-6 3-9 3-6 7-9 7-6	

YüzeY pürüzlülük değerleri bakımından yüzeY işlem grupları arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılık bulunmaktadır ( $p < 0,05$ ). Kontrol grubunun yüzeY pürüzlülük değeri kumlama, primer, kumlama+primer, plazma+primer ve lazer+plazma+primer yüzeY işlem gruplarına göre anlamlı derecede düşüktür. Lazer

ve lazer+primer yüzey işlem gruplarının yüzey pürüzlülük değeri kumlama+primer ve lazer+plazma+primer yüzey işlem gruplarına göre; plazma yüzey işlem grubunun yüzey pürüzlülük değeri ise primer, kumlama+primer, plazma+primer ve lazer+plazma+primer yüzey işlem gruplarına göre anlamlı derecede düşüktür.



**Şekil 35.** Yüzey Pürüzlülük Değerleri Bakımından Yüzey İşlemleri Arasındaki Farklılık

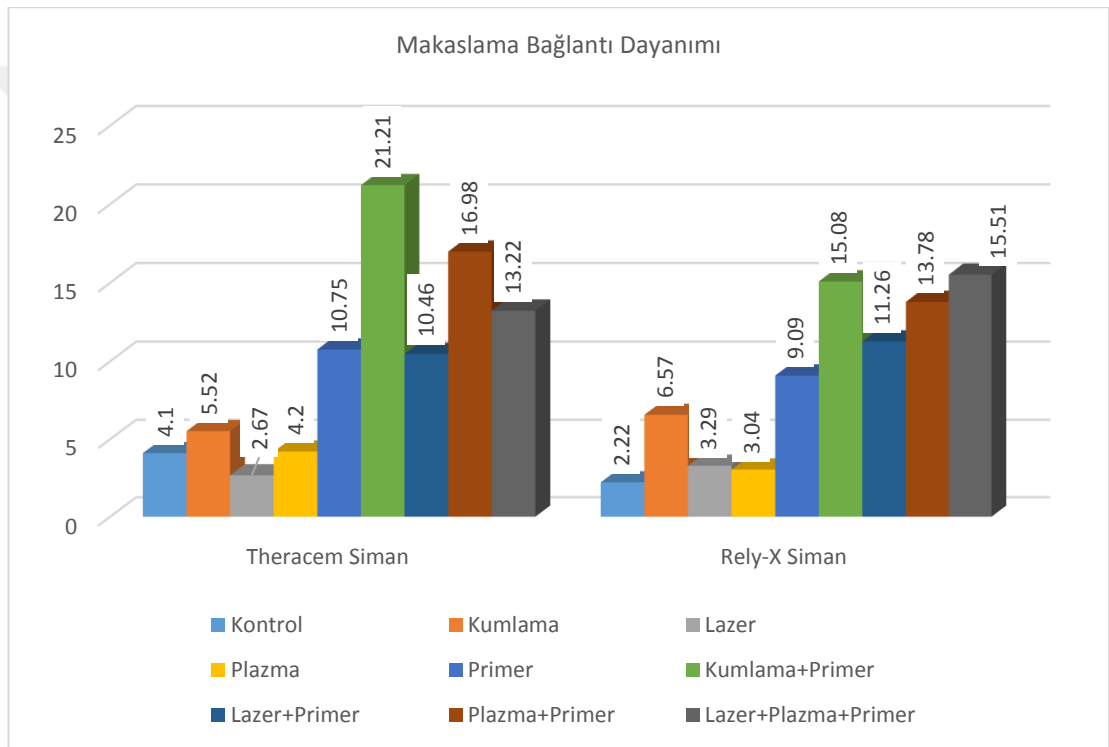
### 5.3. Makaslama Bağlantı Dayanımı Testi Bulguları

**Tablo 6.** Siman Gruplarında Makaslama Bağlantı Dayanımı Değerleri Bakımından Yüzey İşlemleri Arasındaki Farklılıklara İlişkin Analiz Sonucu

		Bölüm						Kruskal Wallis H Testi		
		n	Mean	Median	Min	Max	Sd	Mean Rank	H	p
Theracem Siman	Kontrol	10	4,1	3,86	2,09	6,38	1,8	20,5	81,424	0,001
	Kumlama	10	5,52	5,68	3,78	6,63	0,98	31,1		
	Lazer	10	2,67	2,32	1,8	4,97	0,98	9		
	Plazma	10	4,2	4,03	2,98	5,96	0,98	21,4		
	Primer	10	10,75	11,18	7,7	13,98	2,21	52,7		
	Kumlama+Primer	10	21,21	21,76	18,13	24,08	2,1	84,2		
	Lazer+Primer	10	10,46	10,23	7,4	14,1	2,64	52		
	Plazma+Primer	10	16,98	15,41	14,42	22,47	2,86	75,9		
	Lazer+Plazma+Primer	10	13,22	13,12	11,46	15,51	1,36	62,7		
	Toplam	90	9,9	8,06	1,8	24,08	6,33	3-7 3-5 3-9 3-8 3-6 1-9 1-8 1-6 4-9 4-8 4-6 2-8 2-6		
Rely-X Ultimate Clicker Siman	Kontrol	10	2,22	2,16	1,26	3,72	0,83	12	74,983	0,001
	Kumlama	10	6,57	6,6	4,65	7,72	0,96	37,8		
	Lazer	10	3,29	3,25	1,27	5,59	1,41	18,7		
	Plazma	10	3,04	3,18	1,17	5,18	1,6	16,4		
	Primer	10	9,09	7,23	6,1	13,96	3,31	49		
	Kumlama+Primer	10	15,08	13,84	11,59	20,78	3,12	72,9		
	Lazer+Primer	10	11,26	10,7	8,72	14,42	1,95	58,4		
	Plazma+Primer	10	13,78	13,49	10,14	18	3,52	68,9		
	Lazer+Plazma+Primer	10	15,51	14,15	12,09	21,29	3,29	75,4		
	Toplam	90	8,87	7,63	1,17	21,29	5,57	1-7 1-8 1-6 1-9 4-7 4-8 4-6 4-9 3-7 3-8 3-6 3-9 2-9		

Theracem siman grubunda makaslama bağlantı dayanımı değerleri bakımından yüzey işlem grupları arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılık bulunmaktadır ( $p < 0,05$ ). Kontrol ve plazma yüzey işlem gruplarının makaslama bağlantı dayanımı değeri kumlama+primer, plazma+primer ve lazer+plazma+primer yüzey işlem gruplarına göre anlamlı derecede düşüktür. Kumlama yüzey işlem grubunun makaslama bağlantı dayanımı değeri kumlama+primer ve plazma+primer yüzey işlem gruplarına göre; lazer yüzey işlem grubunun makaslama bağlantı dayanımı değeri ise primer, kumlama+primer, lazer+primer, plazma+primer ve lazer+plazma+primer yüzey işlem gruplarına göre anlamlı derecede düşüktür.

Rely X Ultimate Clicker siman grubunda makaslama bağlantı dayanımı değerleri bakımından yüzey işlem grupları arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılık bulunmaktadır ( $p < 0,05$ ). Kontrol, lazer ve plazma yüzey işlem gruplarının makaslama bağlantı dayanımı değeri kumlama+primer, lazer+primer, plazma+primer ve lazer+plazma+primer yüzey işlem gruplarına göre anlamlı derecede düşüktür. Kumlama yüzey işlem grubunun makaslama bağlantı dayanımı değeri ise lazer+plazma+primer yüzey işlem grubuna göre anlamlı derecede düşüktür.



**Şekil 36.** Siman Gruplarında Makaslama Bağlantı Dayanımı Değerleri Bakımından Yüzey İşlemleri Arasındaki Farklılık

**Tablo 7.** Theracem siman grubuna ait bağlantı dayanımı değerlerinin yüzey işlem gruplarına göre p değerlerinin karşılaştırılması

Yüzey İşlemi	Yüzey İşlemi	p Değeri
Kontrol	Kumlama	1,000
	Lazer	1,000
	Plazma	1,000
	Primer	0,211
	Kumlama+Primer	<b>0,000</b>
	Lazer+Primer	0,253
	Plazma+Primer	<b>0,000</b>
	Lazer+Plazma+Primer	<b>0,011</b>
Kumlama	Kontrol	1,000
	Lazer	1,000
	Plazma	1,000
	Primer	1,000
	Kumlama+Primer	<b>0,000</b>
	Lazer+Primer	1,000
	Plazma+Primer	<b>0,005</b>
	Lazer+Plazma+Primer	0,246
Lazer	Kontrol	1,000
	Kumlama	1,000
	Plazma	1,000
	Primer	<b>0,007</b>
	Kumlama+Primer	<b>0,000</b>
	Lazer+Primer	<b>0,008</b>
	Plazma+Primer	<b>0,000</b>
	Lazer+Plazma+Primer	<b>0,000</b>
Plazma	Kontrol	1,000
	Kumlama	1,000
	Lazer	1,000
	Primer	0,266
	Kumlama+Primer	<b>0,000</b>
	Lazer+Primer	0,317
	Plazma+Primer	<b>0,000</b>
	Lazer+Plazma+Primer	<b>0,015</b>
Primer	Kontrol	0,211
	Kumlama	1,000
	Lazer	<b>0,007</b>
	Plazma	0,266
	Kumlama+Primer	0,253
	Lazer+Primer	1,000
	Plazma+Primer	1,000
	Lazer+Plazma+Primer	1,000
Kumlama+Primer	Kontrol	<b>0,000</b>
	Kumlama	<b>0,000</b>
	Lazer	<b>0,000</b>
	Plazma	<b>0,000</b>
	Primer	0,253
	Lazer+Primer	0,211
	Plazma+Primer	1,000
	Lazer+Plazma+Primer	1,000

Yüzey İşlemi	Yüzey İşlemi	p Değeri
Lazer+Primer	Kontrol	0,253
	Kumlama	1,000
	Lazer	<b>0,008</b>
	Plazma	0,317
	Primer	1,000
	Kumlama+Primer	0,211
	Plazma+Primer	1,000
	Lazer+Plazma+Primer	1,000
Plazma+Primer	Kontrol	<b>0,000</b>
	Kumlama	<b>0,005</b>
	Lazer	<b>0,000</b>
	Plazma	<b>0,000</b>
	Primer	1,000
	Kumlama+Primer	1,000
	Lazer+Primer	1,000
	Lazer+Plazma+Primer	1,000
Lazer+Plazma+Primer	Kontrol	<b>0,011</b>
	Kumlama	0,246
	Lazer	<b>0,000</b>
	Plazma	<b>0,015</b>
	Primer	1,000
	Kumlama+Primer	1,000
	Lazer+Primer	1,000
	Plazma+Primer	1,000

**Tablo 8.** Rely X Ultimate Clicker siman grubuna ait bağlantı dayanımı değerlerinin yüzey işlem gruplarına göre p değerlerinin karşılaştırılması

Yüzey İşlemi	Yüzey İşlemi	p Değeri
Kontrol	Kumlama	0,980
	Lazer	1,000
	Plazma	1,000
	Primer	0,055
	Kumlama+Primer	<b>0,000</b>
	Lazer+Primer	<b>0,003</b>
	Plazma+Primer	<b>0,000</b>
	Lazer+Plazma+Primer	<b>0,000</b>
Kumlama	Kontrol	0,980
	Lazer	1,000
	Plazma	1,000
	Primer	1,000
	Kumlama+Primer	0,096
	Lazer+Primer	1,000
	Plazma+Primer	0,280
	Lazer+Plazma+Primer	<b>0,046</b>
Lazer	Kontrol	1,000
	Kumlama	1,000
	Plazma	1,000
	Primer	0,342
	Kumlama+Primer	<b>0,000</b>
	Lazer+Primer	<b>0,024</b>
	Plazma+Primer	<b>0,001</b>
	Lazer+Plazma+Primer	<b>0,000</b>
Plazma	Kontrol	1,000
	Kumlama	1,000
	Lazer	1,000
	Primer	0,190
	Kumlama+Primer	<b>0,000</b>
	Lazer+Primer	<b>0,012</b>
	Plazma+Primer	<b>0,000</b>
	Lazer+Plazma+Primer	<b>0,000</b>
Primer	Kontrol	0,055
	Kumlama	1,000
	Lazer	0,342
	Plazma	0,190
	Kumlama+Primer	1,000
	Lazer+Primer	1,000
	Plazma+Primer	1,000
	Lazer+Plazma+Primer	0,858
Kumlama+Primer	Kontrol	<b>0,000</b>
	Kumlama	0,096
	Lazer	<b>0,000</b>
	Plazma	<b>0,000</b>
	Primer	1,000
	Lazer+Primer	1,000
	Plazma+Primer	1,000
	Lazer+Plazma+Primer	1,000

Yüzey İşlemi	Yüzey İşlemi	p Değeri
Lazer+Primer	Kontrol	<b>0,003</b>
	Kumlama	1,000
	Lazer	<b>0,024</b>
	Plazma	<b>0,012</b>
	Primer	1,000
	Kumlama+Primer	1,000
	Plazma+Primer	1,000
	Lazer+Plazma+Primer	1,000
Plazma+Primer	Kontrol	<b>0,000</b>
	Kumlama	0,280
	Lazer	<b>0,001</b>
	Plazma	<b>0,000</b>
	Primer	1,000
	Kumlama+Primer	1,000
	Lazer+Primer	1,000
	Lazer+Plazma+Primer	1,000
Lazer+Plazma+Primer	Kontrol	<b>0,000</b>
	Kumlama	<b>0,046</b>
	Lazer	<b>0,000</b>
	Plazma	<b>0,000</b>
	Primer	0,858
	Kumlama+Primer	1,000
	Lazer+Primer	1,000
	Plazma+Primer	1,000

Kontrol gruplarında makaslama bağlantı dayanımı değerleri bakımından siman grupları arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılık bulunmaktadır ( $p<0,05$ ). Kontrol grubunda Rely-X Ultimate Clicker siman makaslama bağlantı dayanımı değeri Theracem siman makaslama bağlantı dayanımı değerine göre anlamlı derecede düşüktür.

Kumlama yüzey işlem gruplarında makaslama bağlantı dayanımı değerleri bakımından siman grupları arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılık bulunmaktadır ( $p<0,05$ ). Kumlama yüzey işlem grubunda Theracem siman makaslama bağlantı dayanımı değeri Rely-X Ultimate Clicker siman makaslama bağlantı dayanımı değerine göre anlamlı derecede düşüktür.

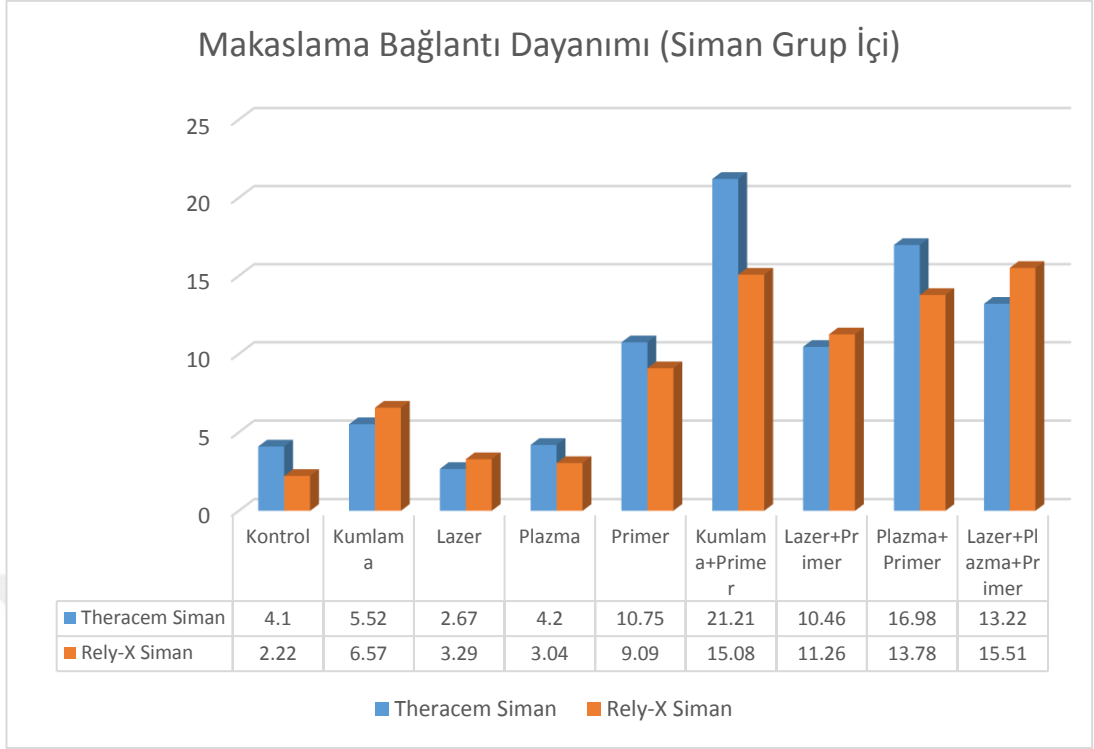
Kumlama+primer yüzey işlem gruplarında makaslama bağlantı dayanımı değerleri bakımından siman grupları arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılık

bulunmaktadır ( $p < 0,05$ ). Kumlama+primer yüzey işlem grubunda Rely-X Ultimate Clicker siman makaslama bağlantı dayanımı değeri Theracem siman makaslama bağlantı dayanımı değerine göre anlamlı derecede düşüktür.

Lazer, plazma, primer, lazer+primer, plazma+primer ve lazer+plazma+primer yüzey işlem gruplarında makaslama bağlantı dayanımı değerleri bakımından siman grupları arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılık bulunmamaktadır ( $p > 0,05$ ).

**Tablo 9.** Yüzey İşlemlerinde Makaslama Bağlantı Dayanımı Değerleri Bakımından Siman Grupları Arasındaki Farklılıklara İlişkin Analiz Sonucu

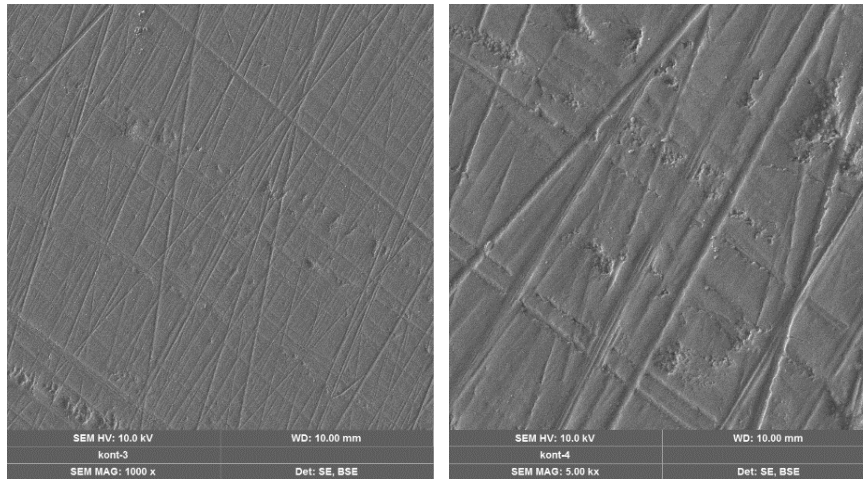
		Bölüm						Mann Whitney U Testi			
		n	Mean	Median	Min	Max	Sd	Mean Rank	z	p	
Kontrol	Theracem Siman	10	4,1	3,86	2,09	6,38	1,8	13,8			
	Rely-X Siman	10	2,22	2,16	1,26	3,72	0,83	7,2	-2,495	<b>0,013</b>	
	Toplam	20	3,16	2,48	1,26	6,38	1,67				
Kumlama	Theracem Siman	10	5,52	5,68	3,78	6,63	0,98	7,5			
	Rely-X Siman	10	6,57	6,6	4,65	7,72	0,96	13,5	-2,268	<b>0,023</b>	
	Toplam	20	6,04	6,39	3,78	7,72	1,09				
Lazer	Theracem Siman	10	2,67	2,32	1,8	4,97	0,98	9			
	Rely-X Siman	10	3,29	3,25	1,27	5,59	1,41	12	-1,134	0,257	
	Toplam	20	2,98	2,79	1,27	5,59	1,23				
Plazma	Theracem Siman	10	4,2	4,03	2,98	5,96	0,98	12,5			
	Rely-X Siman	10	3,04	3,18	1,17	5,18	1,6	8,5	-1,512	0,131	
	Toplam	20	3,62	3,81	1,17	5,96	1,42				
Primer	Theracem Siman	10	10,75	11,18	7,7	13,98	2,21	12,5			
	Rely-X Siman	10	9,09	7,23	6,1	13,96	3,31	8,5	-1,512	0,13	
	Toplam	20	9,92	9,67	6,1	13,98	2,87				
Kumlama+Primer	Theracem Siman	10	21,21	21,76	18,13	24,08	2,1	14,7			
	Rely-X Siman	10	15,08	13,84	11,59	20,78	3,12	6,3	-3,175	<b>0,001</b>	
	Toplam	20	18,15	18,95	11,59	24,08	4,07				
Lazer+Primer	Theracem Siman	10	10,46	10,23	7,4	14,1	2,64	9,4			
	Rely-X Siman	10	11,26	10,7	8,72	14,42	1,95	11,6	-0,832	0,406	
	Toplam	20	10,86	10,7	7,4	14,42	2,3				
Plazma+Primer	Theracem Siman	10	16,98	15,41	14,42	22,47	2,86	12,4			
	Rely-X Siman	10	13,78	13,49	10,14	18	3,52	8,6	-1,436	0,151	
	Toplam	20	15,38	15,41	10,14	22,47	3,52				
Lazer+Plazma+Primer	Theracem Siman	10	13,22	13,12	11,46	15,51	1,36	8,2			
	Rely-X Siman	10	15,51	14,15	12,09	21,29	3,29	12,8	-1,739	0,082	
	Toplam	20	14,37	13,63	11,46	21,29	2,71				



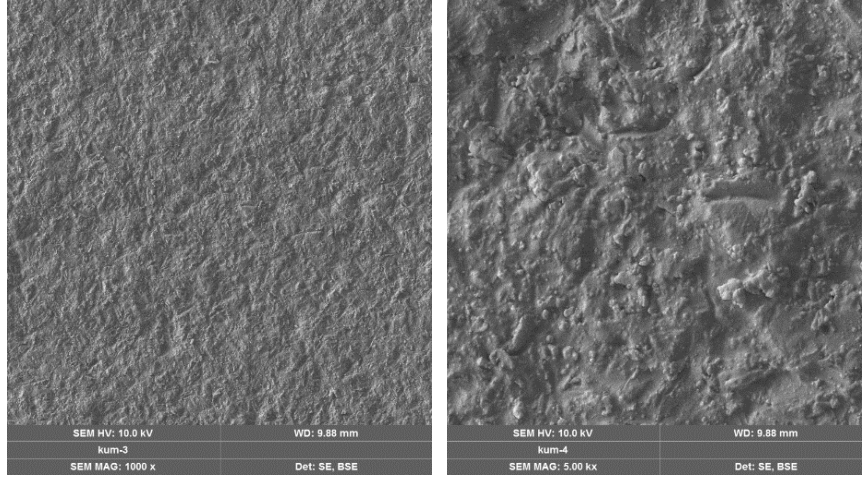
**Şekil 37.** Yüzey İşlemlerinde Makaslama Bağlantı Dayanımı Değerleri Bakımından Siman Grupları Arasındaki Farklılık

#### 5.4. SEM Analizi Bulguları

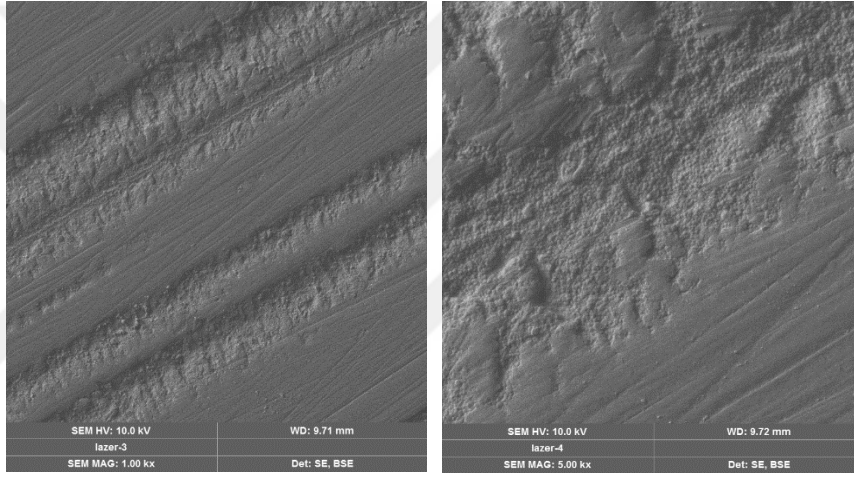
Her bir yüzey işlem grubundan birer örneğin x1000 ve x5000 büyütmede SEM görüntüleri incelenmiştir.



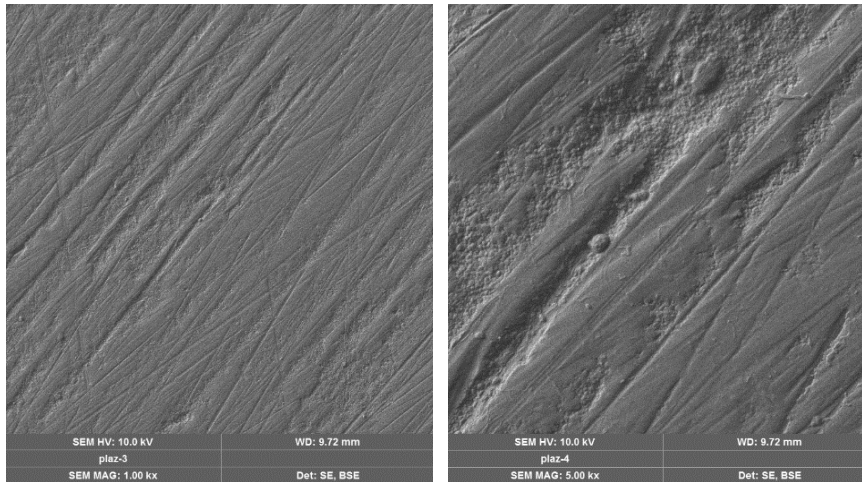
**Şekil 38.** Kontrol grubuna ait x1000 ve x5000 büyütmede SEM görüntüleri



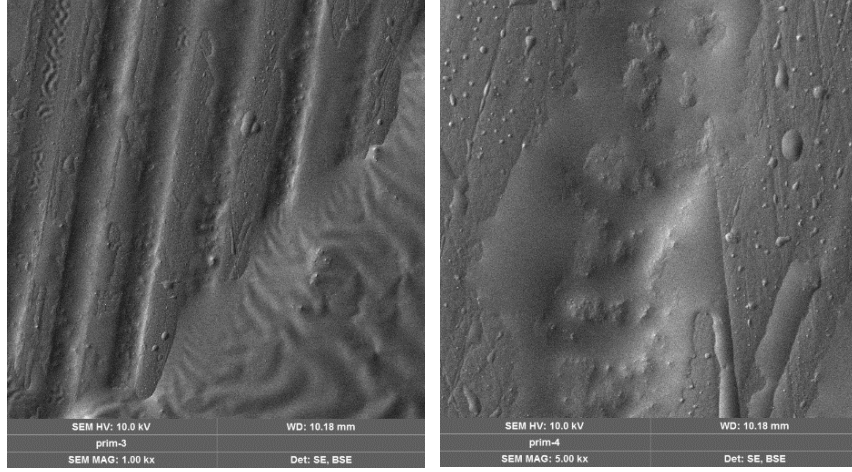
Şekil 39. Kumlama grubuna ait x1000 ve x5000 büyütmede SEM görüntüleri



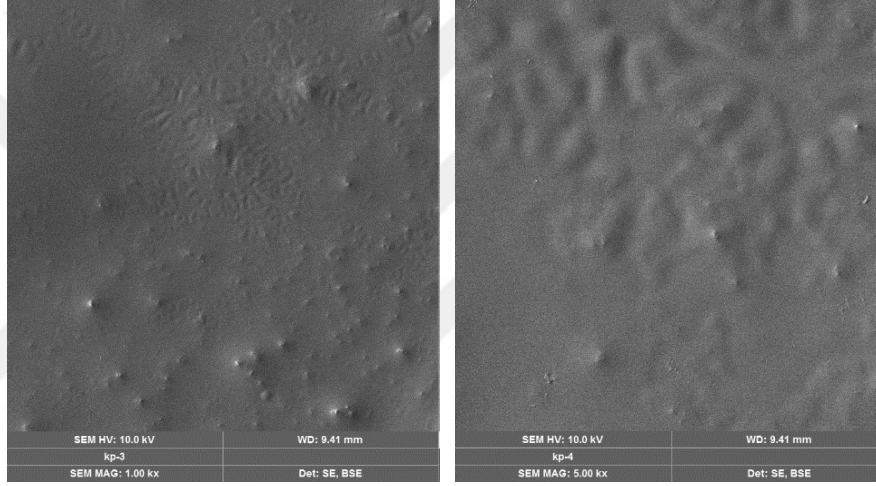
Şekil 40. Lazer grubuna ait x1000 ve x5000 büyütmede SEM görüntüleri



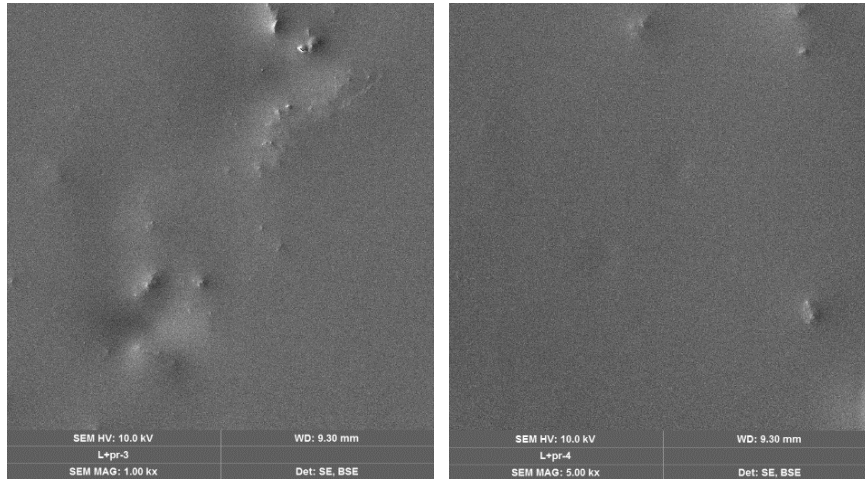
Şekil 41. Plazma grubuna ait x1000 ve x5000 büyütmede SEM görüntüleri



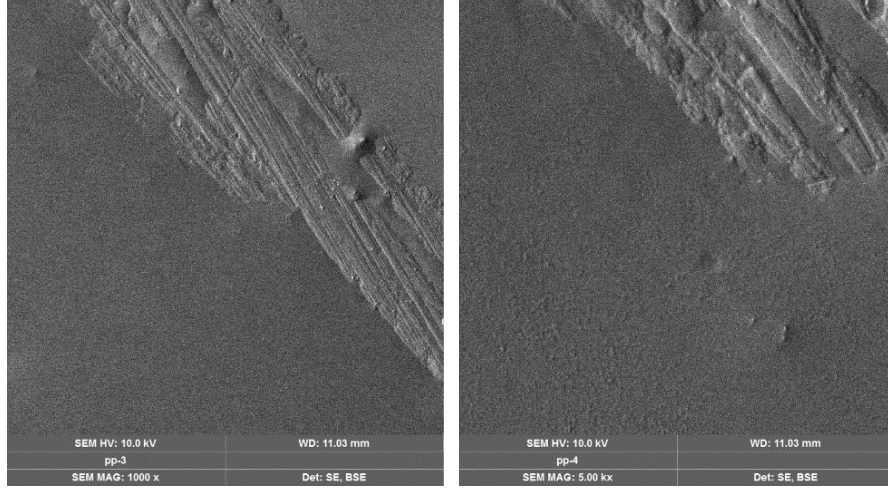
Şekil 42. Primer grubuna ait x1000 ve x5000 büyütmede SEM görüntüleri



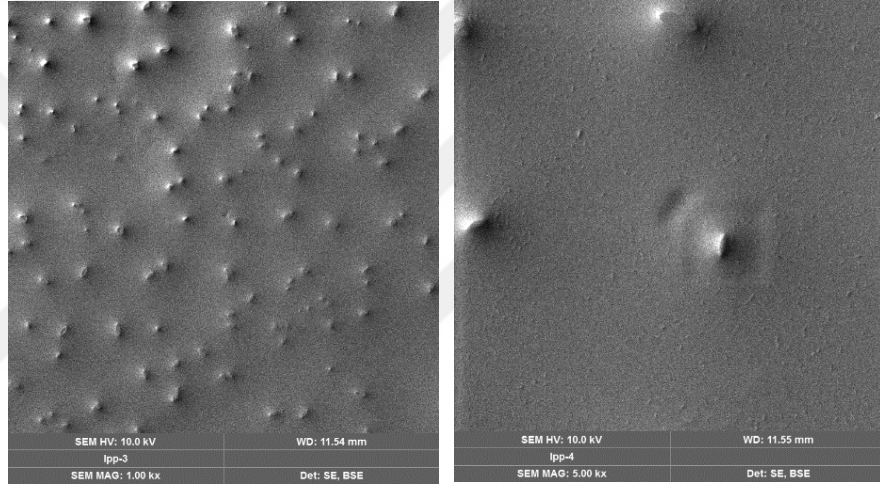
Şekil 43. Kuşlama+primer grubuna ait x1000 ve x5000 büyütmede SEM görüntüleri



Şekil 44. Lazer+primer grubuna ait x1000 ve x5000 büyütmede SEM görüntüleri



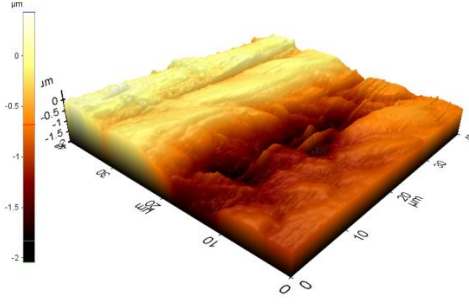
**Şekil 45.** Plazma+primer grubuna ait x1000 ve x5000 büyütmede SEM görüntüleri



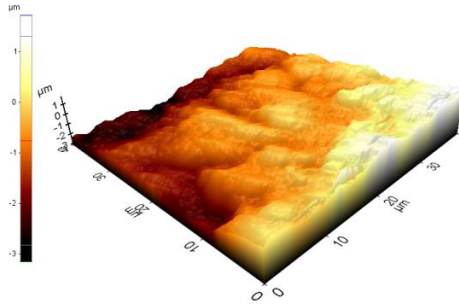
**Şekil 46.** Lazer+plazma+primer grubuna ait x1000 ve x5000 büyütmede SEM görüntüleri

### 5.5. AFM Analizi Bulguları

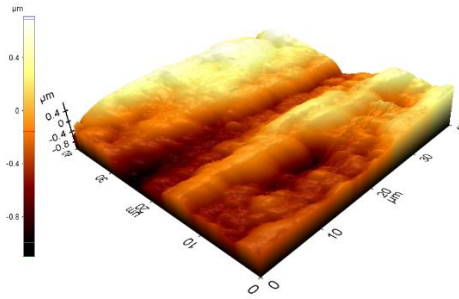
Her bir yüzey işlem grubundan birer örneğin yüzeyindeki  $40\mu\text{m}\times 40\mu\text{m}$  alandan AFM görüntüleri alınmıştır. AFM görüntülerindeki açık renkli alanlar yüksek noktaları, koyu renkli alanlar çukur alanları göstermektedir.



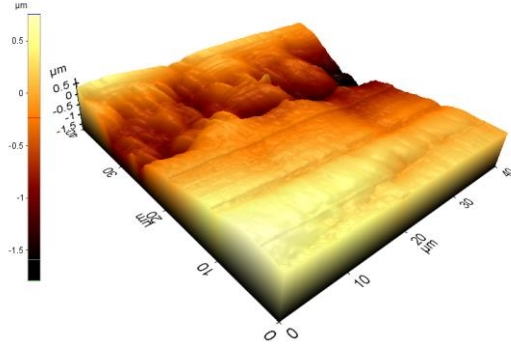
Şekil 47. Kontrol grubuna ait AFM görüntüsü



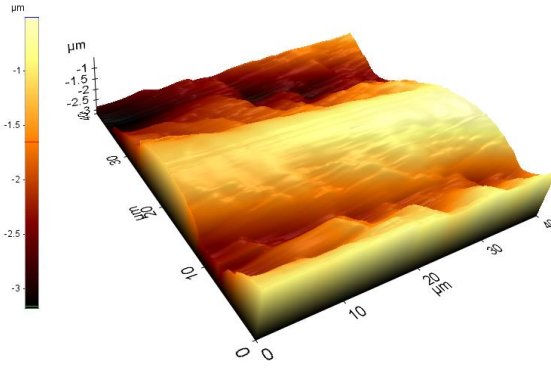
Şekil 48. Kumlama grubuna ait AFM görüntüsü



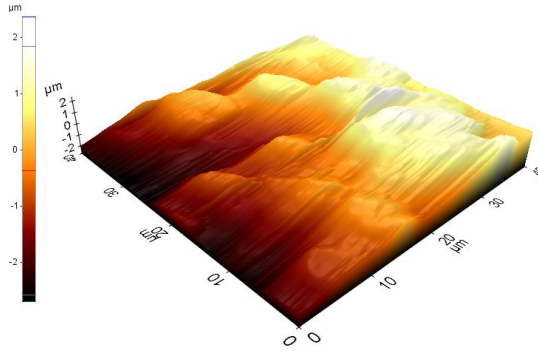
Şekil 49. Lazer grubuna ait AFM görüntüsü



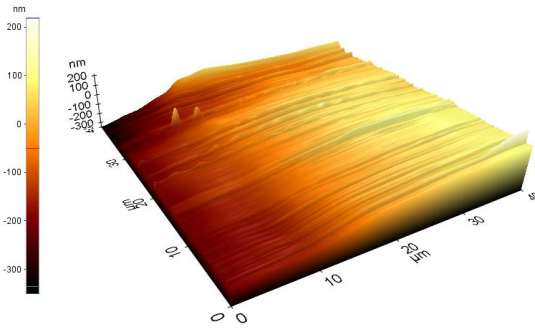
Şekil 50. Plazma grubuna ait AFM görüntüsü



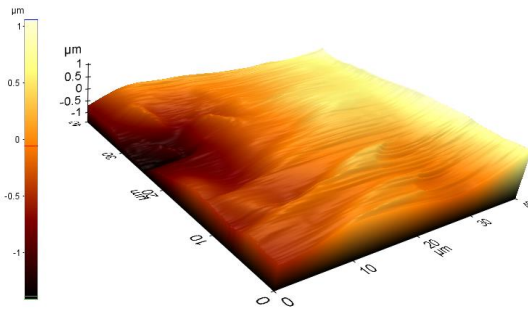
Şekil 51. Primer grubuna ait AFM görüntüsü



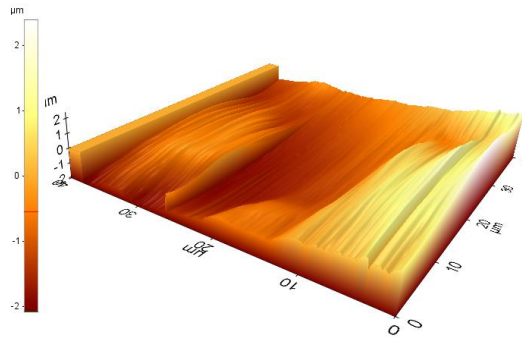
Şekil 52. Kumlama+primer grubuna ait AFM görüntüsü



**Şekil 53.** Lazer+primer grubuna ait AFM görüntüsü



**Şekil 54.** Plazma+primer grubuna ait AFM görüntüsü



**Şekil 55.** Lazer+plazma+primer grubuna ait AFM görüntüsü

## 5.6. EDS Analizi Bulguları

EDS analizi bulguları değerlendirildiğinde C elementinin atomik konsantrasyon yüzdesi kumlama ve plazma grupları haricindeki tüm gruplarda artış göstermiştir. Kontrol grubuna göre (% 52.43) en fazla artış lazer+primer grubunda gözlenirken (% 79.55), bu grubu sırasıyla lazer+plazma+primer (% 78.85),

plazma+primer (% 77.63), kumlama+primer (% 70.03), lazer (% 57.63) ve primer (% 56.08) grupları takip etmiştir. Kumlama (% 49.70) ve plazma (% 51.60) gruplarında ise C atomik konsantrasyon yüzdelerinde az da olsa düşüş yaşanmıştır.

O elementinin atomik konsantrasyon yüzdesinde kontrol grubuna göre (% 16.44), lazer (% 13.91) ve kumlama+primer (% 12.76) grupları hariç tüm gruplarda artış gözlenmiştir. En fazla artış kumlama grubunda (% 31.35) gözlenmiş olup, bu grubu plazma grubu (% 24.56) izlemiştir. Diğer gruplarda O elementinin atomik konsantrasyon yüzdesinde belirgin bir artış izlenmemiştir.

Al elementinin atomik konsantrasyon yüzdesinde kontrol grubuna göre (% 0.06), en fazla artış kumlama grubunda (% 1.93), daha sonra kumlama+primer (% 1.00) grubunda izlenmiştir. Diğer gruplarda kontrol grubuna göre belirgin bir farklılık görülmemiştir.

Zr elementinin atomik konsantrasyon yüzdesinde kontrol grubuna göre (12.93), lazer (% 13.42) ve plazma (% 13.35) gruplarında belirgin bir artış gözlenmezken, diğer tüm gruplarda belirgin bir düşüş görülmüştür. En fazla düşüş primer grubunda (% 2.18) izlenirken, bu grubu sırasıyla lazer+plazma+primer (% 2.48), lazer+primer (% 2.80), plazma+primer (% 3.35), kumlama+primer (% 5.24) ve kumlama (% 5.97) grupları takip etmiştir.

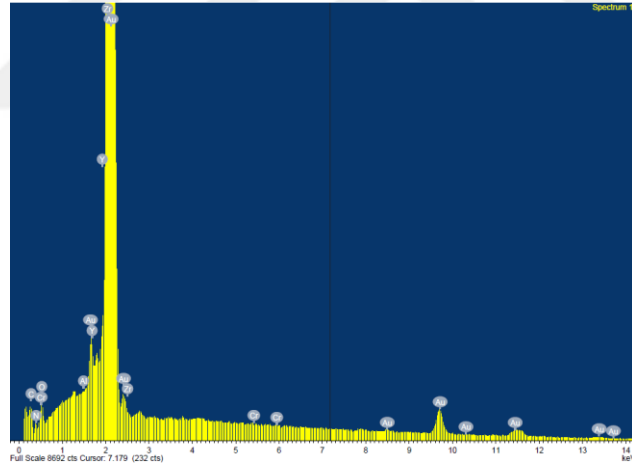
Y elementinin atomik konsantrasyon yüzdesinde kontrol grubuna göre (% 0.44), lazer grubu hariç (% 0.46) tüm gruplarda düşüş izlenmiştir. Lazer+primer (% 0.00) grubunda bu element görülmezken, primer (% 0.07) ve kumlama+primer (% 0.09) gruplarında da eser miktarda bulunmuştur.

N elementinin atomik konsantrasyon yüzdesinde kontrol grubuna göre (% 17.70) primer grubunda (% 23.11) belirgin bir artış gözlenirken diğer tüm gruplarda

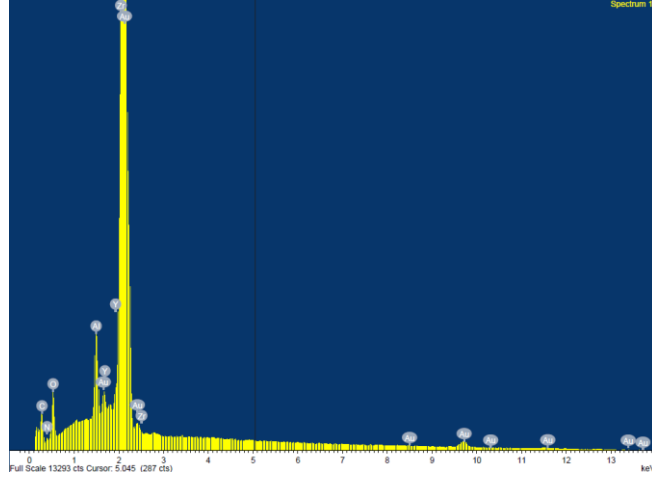
düşüş gözlenmiştir. Lazer+primer, plazma+primer ve lazer+plazma+primer gruplarında (% 0.00) bu element görülmezken, plazma (% 10.01), kumlama (% 10.82), kumlama+primer (% 10.88) ve lazer (% 14.50) gruplarında düşüş izlenmiştir.

**Tablo 10.** Her bir yüzey işlem grubuna ait yüzey elementlerinin atomik konsantrasyon yüzdeleri

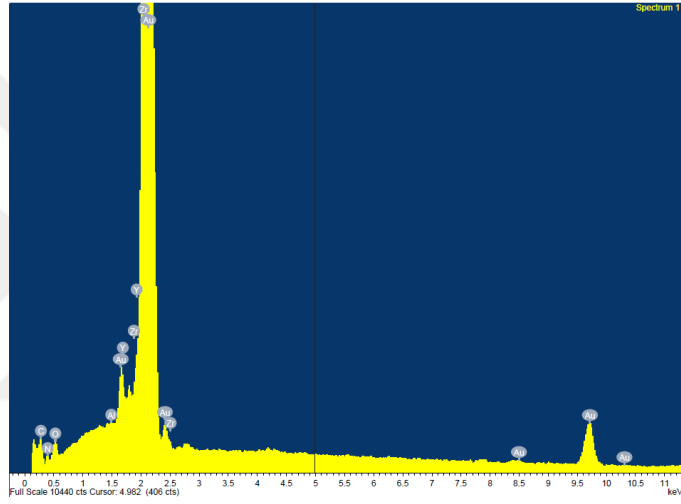
Elementler	Gruplar									
	Kontrol	Kumlama	Lazer	Plazma	Primer	Kumlama+Primer	Lazer+primer	Plazma+primer	Lazer+Plazma+Primer	
<b>C</b>	52.43	49.70	57.63	51.60	56.08	70.03	79.55	77.63	78.85	
<b>O</b>	16.44	31.35	13.91	24.56	18.51	12.76	17.61	18.87	18.59	
<b>Al</b>	0.06	1.93	0.07	0.08	0.04	1.00	0.04	0.04	0.04	
<b>Zr</b>	12.93	5.97	13.42	13.35	2.18	5.24	2.80	3.35	2.48	
<b>Y</b>	0.44	0.23	0.46	0.39	0.07	0.09	0.00	0.11	0.04	
<b>N</b>	17.70	10.82	14.50	10.01	23.11	10.88	0.00	0.00	0.00	



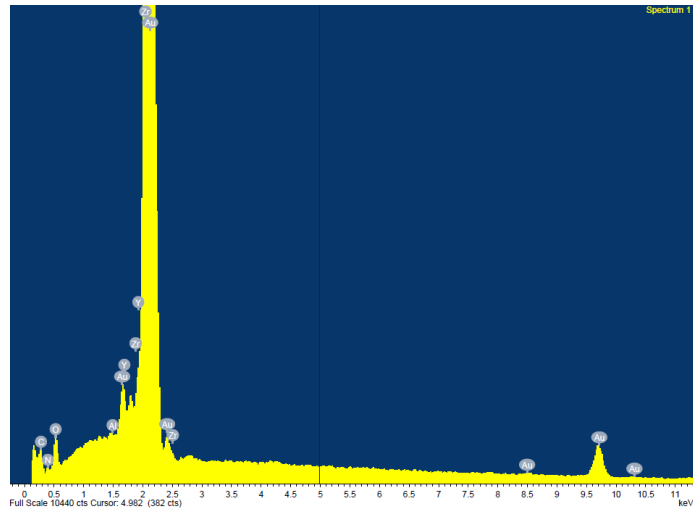
**Şekil 56.** Kontrol grubuna ait enerji spektrum grafiği



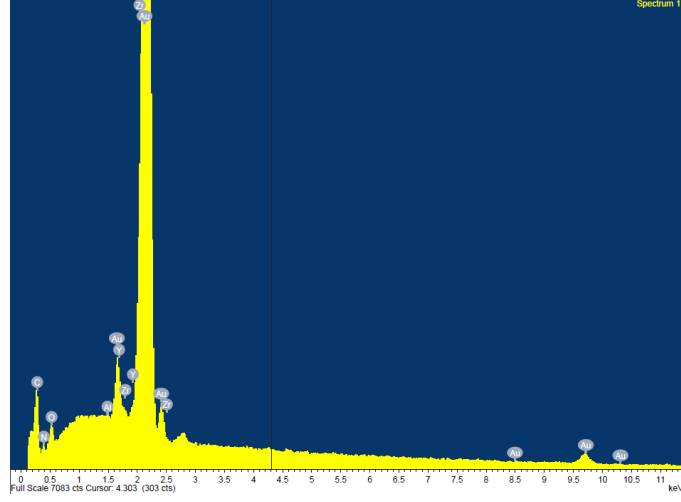
Şekil 57. Kumlama grubuna ait enerji spektrum grafiği



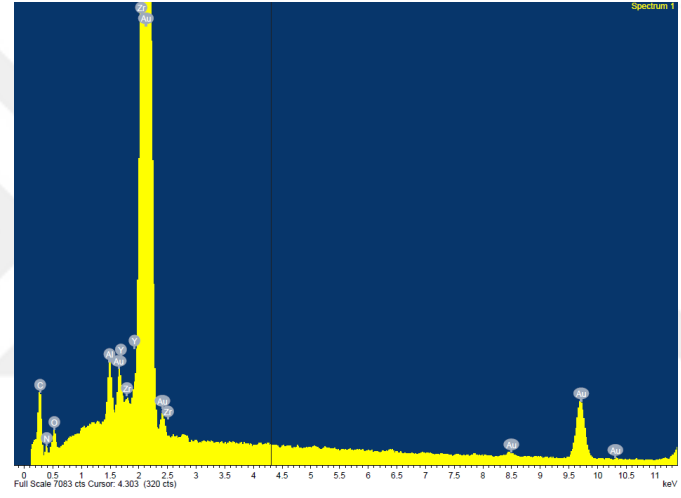
Şekil 58. Lazer grubuna ait enerji spektrum grafiği



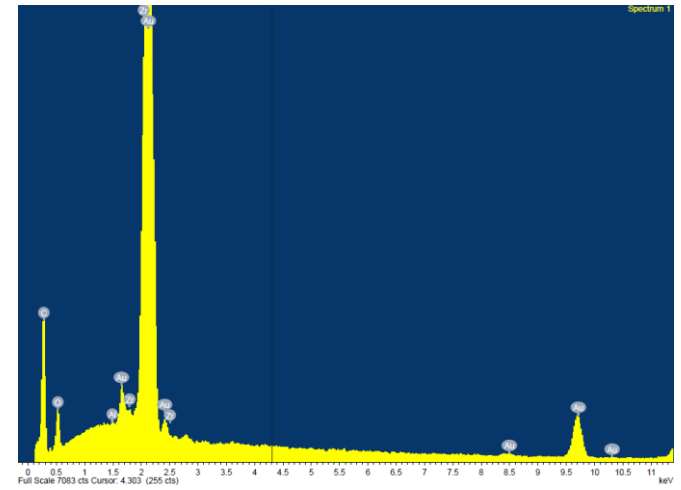
Şekil 59. Plazma grubuna ait enerji spektrum grafiği



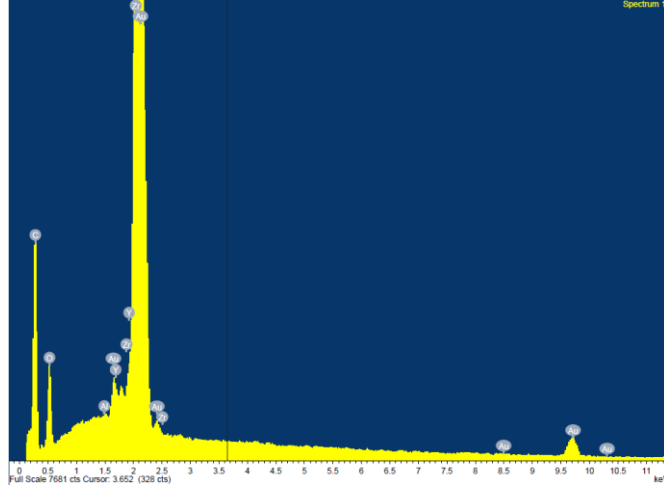
Şekil 60. Primer grubuna ait enerji spektrum grafiği



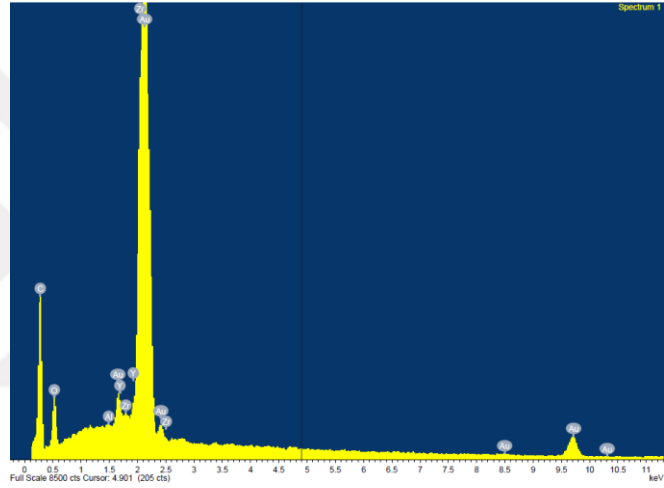
Şekil 61. Kuşlama+primer grubuna ait enerji spektrum grafiği



Şekil 62. Lazer+primer grubuna ait enerji spektrum grafiği



Şekil 63. Plazma+primer grubuna ait enerji spektrum grafiği



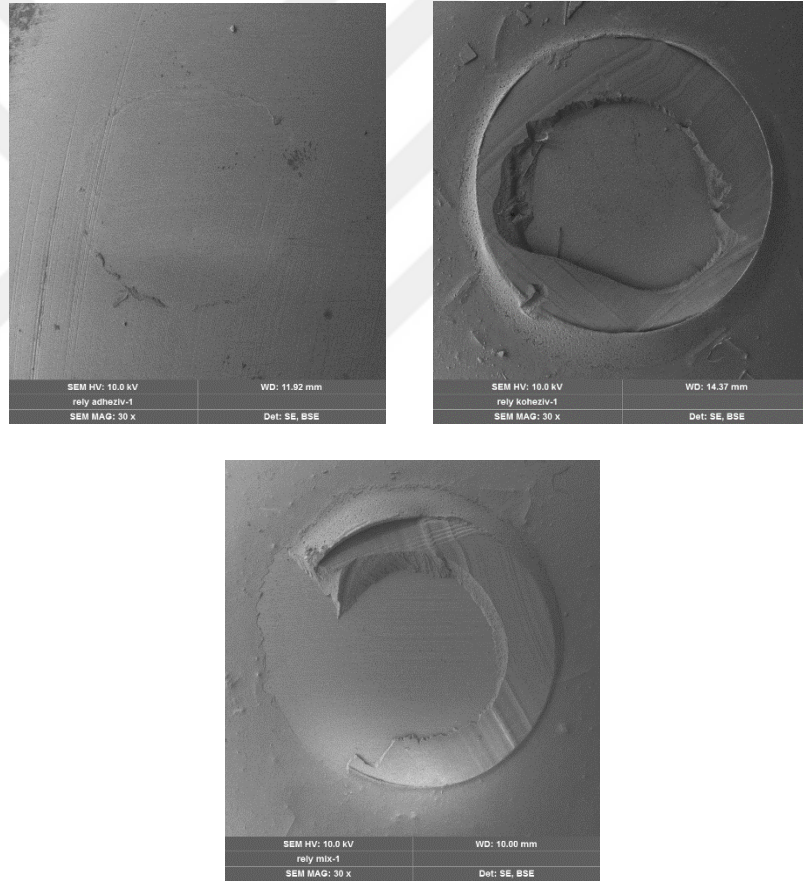
Şekil 64. Lazer+plazma+primer grubuna ait enerji spektrum grafiği

### 5.7. Kopma Tiplerinin Değerlendirilmesi

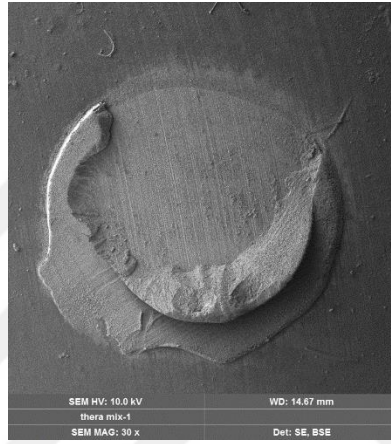
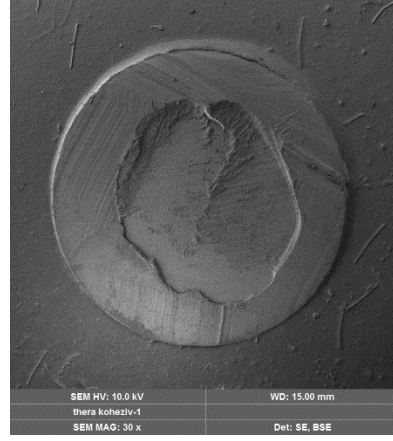
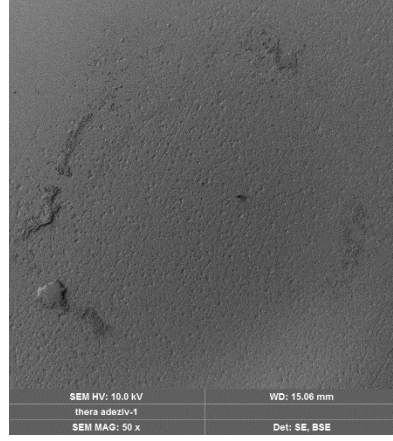
Örnekler makaslama bağlanma dayanımı testinden sonra stereomikroskop altında incelenerek kopma tipleri değerlendirilmiştir. Her bir gruptaki adeziv, koheziv ve miks kopma tipi yüzdeleri aşağıdaki tabloda verilmiştir. Her bir siman grubundaki adeziv, koheziv ve miks kopma tiplerinden birer örneğin SEM görüntüsü alınmıştır.

**Tablo 11.** Stereomikroskop altında incelenen örneklerin kopma tipleri

Gruplar	Kopma Tipleri (%)					
	Rely X Ultimate Clicker			Theracem		
	Adeziv	Koheziv	Miks	Adeziv	Koheziv	Miks
Kontrol	40	-	60	90	-	10
Kumlama	10	-	90	30	-	70
Lazer	70	-	30	100	-	-
Plazma	40	-	60	90	-	10
Primer	-	20	80	-	-	100
Kumlama+Primer	-	30	70	-	30	70
Lazer+Primer	-	10	90	-	10	90
Plazma+Primer	-	30	70	-	30	70
Lazer+Plazma+Primer	-	30	70	-	10	90



**Şekil 65.** Rely X Ultimate Clicker siman grubuna ait sırasıyla adeziv, koheziv, miks kopma tiplerinin SEM görüntüleri



**Şekil 66.** Theracem siman grubuna ait sırasıyla adeziv, koheziv, miks kopma tiplerinin SEM görüntüleri

## 6. TARTIŞMA

Çalışmamızda farklı yüzey modifikasyon yöntemlerinin zirkonyanın yüzey özelliklerine ve iki farklı rezin simanla bağlanma dayanımına etkisi değerlendirilmiş, elde edilen bulgular doğrultusunda boş hipotezlerden; (1) Farklı yüzey işlemlerinin zirkonyanın yüzey pürüzlülüğüne etki etmeyeceği hipotezi reddedilmiş, (2) Farklı yüzey işlemlerinin zirkonyanın ıslanabilirliğine etki etmeyeceği hipotezi reddedilmiş, (3) Farklı yüzey işlemlerinin zirkonyanın rezin simana bağlanma dayanımına etki etmeyeceği hipotezi reddedilmiş, (4) Farklı adeziv rezin siman sistemlerinin zirkonyanın bağlanma dayanımına etki etmeyeceği yüzey işlemlerine göre farklı sonuçlar verdiği için kısmen kabul edilmiştir.

Son yıllarda estetik beklentilerin artması ve biyouyumlu restorasyonların tercih edilmesi tam seramik sistemlerin geliştirilmesini sağlamıştır. Zirkonya seramiklerin 1000 MPa'yı geçen kırılma dirençleri ile yüksek mekanik dayanıklılığa sahip olmaları ve posterior bölgede de kullanılabilmeleri onları metal seramik restorasyonlara alternatif haline getirmiştir. Ayrıca estetik özellikleri ve biyolojik uyumları sebebiyle de tercih edilmektedirler (24).

Bilgisayar destekli tasarım ve üretim (CAD/CAM) teknolojileri, zirkonya restorasyonların daha kolay ve kısa sürede uygulanabilmesi ile birlikte daha uyumlu altyapılar üretilebilmesine imkan vermektedir (31, 89). Ancak zirkonya altyapıların opak olması anterior bölgede kullanımını sınırlandırmaktadır (197). Ayrıca zirkonya altyapılara uygulanan estetik üstyapı seramiği bağlantı sorunlarından dolayı chipping ve kırılmaya uğrayarak klinik başarıyı olumsuz etkilemektedir (198). Bu sebeplerden dolayı CAD-CAM sistemlerinin de geliştirilmesiyle yüksek translüsentliğe sahip monolitik zirkonyalar üretilmiştir. Monolitik zirkonyalardan üst yapı seramiği

uygulanmadan tam kontur restorasyon üretilebilir ve molar bölgede 0,5 mm kalınlıkta bile çiğneme kuvvetlerine karşı koyabilirler (1). Böylece diş preparasyonu miktarı azaltılarak sağlam diş dokusu korunmuş olur. Bu avantajlarından yola çıkarak çalışmamızda yüksek translusentlikte monolitik zirkonya özelliğindeki bir CAD-CAM bloğu (Vita YZ HT) kullanılmıştır.

Zirkonya restorasyonların simantasyonunda geleneksel ve adeziv simantasyon yöntemleri kullanılabilir. Adeziv rezin simanlar, geleneksel simanlara kıyasla daha az mikrosızıntı göstermeleri, daha iyi bükülme ve baskı direncine sahip olmaları ve daha iyi estetik renk uyumları ile zirkonya restorasyonların simantasyonunda tercih edilmektedirler (31). Zirkonya restorasyonların uzun dönem klinik başarısı zirkonya ile rezin siman arasındaki adezyonun kalitesine bağlıdır. Zayıf bir adezyon nedeniyle restoratif materyalde oluşan bir çatlak, rezin siman-zirkonya arayüzü boyunca ilerleyerek restorasyonun kırılmasına ya da tümüyle yerinden çıkmasına sebep olabilmektedir (199). Tam seramik restorasyon ve rezin siman arasındaki bağlantının başarısı, seramiğin iç yüzeyi ile siman arasındaki kimyasal ve mikromekanik bağlantıya bağlıdır. Tam seramik restorasyonların iç yüzeylerine uygulanan pürüzlendirme işlemleri yüzey alanını arttırarak yüzeyin debristen temizlenmesini sağlar. Yüzey enerjisini attırır, yüzeyi aktif hale getirir ve seramik yüzeyinin rezin siman tarafından ıslatılmasını kolaylaştırır (200, 201).

Zirkonyanın silika içermeyen kristalin yapısı, diğer cam seramik sistemlerde pürüzlendirme sağlayan hidroflorik asit ve silanın zirkonya yüzeyinde başarılı olamamasına sebep olmaktadır. Bu nedenle zirkonya-rezin siman bağlantısını arttırabilecek yüzey pürüzlendirme işlemleri ve yeni yöntemler araştırılmaya devam

etmektedir (79). Çalışmamızda kumlama, lazer, primer uygulaması gibi araştırmalarda sıklıkla kullanılan yüzey pürüzlendirme işlemlerinin yanı sıra yeni bir yüzey işlemleri olan atmosferik basınçlı plazma uygulanarak, bu işlemlerin zirkonyanın yüzey özelliklerine ve 2 farklı rezin siman sistemiyle (adeziv ve self-adeziv rezin simanlar) bağlantı dayanımlarına olan etkileri araştırılmıştır.

Zirkonya seramiklerin yüzeylerinin pürüzlendirilmesinde kumlama en çok kullanılan yüzey işlemlerinden biridir. Alüminyum oksit partiküllerinin basınç altında püskürtülmesi ile uygulanan kumlama işlemi, yüzey alanının artırılmasını sağlayarak mikromekanik retansiyonu, seramiğin yüzey enerjisini ve ıslanabilirliğini artırır. Böylece rezin siman ve zirkonya arasında güçlü bir mikromekanik bağlantı sağlanmış olur (77). Literatürde kumlamanın bu olumlu etkilerini destekleyen pek çok çalışma bulunmaktadır (8, 202-204).

Kumlama yüzey işleminde önemli olan parametreler kumun partikül boyutu, uygulama basıncı ve uygulama uzaklığıdır (89). Wang ve ark. (2) yaptıkları çalışmada CAD/CAM zirkonya altyapılarda 50 µm partikül boyutu ile kumlamanın zirkonyanın dayanıklılığını arttıracaklarını, 120 µm partikül boyutunun ise mikro çatlaklara sebep olarak materyalin dayanıklılığını azaltacağını belirtmişlerdir. Ban (205) ve Sato ve ark. (206), kumlamadan sonra zirkonya dayanıklılığının arttığını bildirmişler ve bu artışın tetragonal fazdan monoklinik faza dönüşümden kaynaklandığını belirtmişlerdir. Bu faz dönüşümü yüzeyde sıkıştırma gerilmeleri oluşturmaktadır. Yüzey tabakasındaki sıkıştırma gerilmeleri, çatlakların kapanması ve çatlak ilerlemesinin yavaşlatılmasını sağlar, böylece materyal dayanıklılığı artmış olur. Kwon ve ark. (207) kumlamanın daha büyük partikül boyutu ve daha yüksek basınçta uygulanmasının, sıkıştırma gerilmelerini kademeli olarak arttırdığını

belirtmişlerdir. Bununla birlikte, araştırmacılar büyük partikül boyutu ve yüksek basıncın, yeni yüzey kusurları ve sıkıştırma gerilimleri tarafından engellenemeyen mikro çatlaklar oluşturarak seramiği zayıflatabileceğini öne sürmektedir (2-4). Bu yüzden literatürde, zirkonyanın 30-50 µm partikül boyutunda ve 0,5-2,5 bar arasında bir basınçta, 10 mm mesafeden kumlanması tavsiye edilmektedir (208, 209). Çalışmamızda zirkonya yüzeylerine 50 µm boyutundaki Al<sub>2</sub>O<sub>3</sub> partikülleri, 2 bar basınç altında, 10 sn süreyle 10 mm mesafeden uygulanmıştır.

Teknolojinin gelişmesiyle birlikte kumlamaya alternatif yüzey işlemleri araştırılmaya başlanmış, lazerler ön plana çıkmıştır. Lazerler diş hekimliğinde çürüğün temizlenmesi, diş hassasiyetinin azaltılması, diş beyazlatma, dişeti ve çene kemiğine uygulanan cerrahi işlemler, estetik uygulamalar, oral mukoza lezyonlarının tedavisi, kök kanallarının sterilizasyonu ve benzeri durumlarda kullanılmaktadır (210). Lazerin güvenli karakteristiği, pratikliği ve etkili sonuçları araştırmacıları bu tekniği dental materyallerin yüzeyinde de uygulamaya ve geliştirmeye yöneltmiştir. Lazerler yüksek miktarda enerji biriktirebilir ve bu enerjiyi opak maddelerde yüzeye yakın hedef alana yoğunlaştırabilir. Lazerler bazı durumlarda kimyasal reaksiyonlara neden olarak morfolojiyi değiştirirken, bazı durumlarda ise sadece fiziksel modifikasyonlara neden olur. Dalga boyu, frekans, darbe genişliği gibi lazer parametreleri de prosedürde önemli rol oynar (211).

şimdiye kadar zirkonya yüzeyinde pürüzlendirme ve rezin simana bağlantı gücünü artırma amacıyla araştırmacılar tarafından kullanılmış lazerler CO<sub>2</sub>, Nd:YAG, Er:YAG ve Er,Cr:YSGG lazerlerdir. Çalışmamızda, hakkında CO<sub>2</sub>, Nd:YAG ve Er:YAG lazere göre nispeten daha az çalışma bulunduğu için literatüre katkı sağlamak amacıyla bir sert doku lazeri olan Er,Cr:YSGG lazer kullanılmıştır.

Kırmalı ve ark. (212) Er,Cr:YSGG lazeri farklı çıkış güçlerinde uyguladıkları çalışmalarında 4-6 W çıkış gücünün zirkonya yüzey pürüzlülüğünde anlamlı bir artışa sebep olduğunu bildirmişlerdir. Literatürde en iyi sonuçların alınabilmesi adına Er,Cr:YSGG lazerin uygulama esnasında yüzeye uzaklığının 1 mm olması gerektiği belirtilmiştir (213, 214). Çalışmamızda kullandığımız Er,Cr:YSGG lazer (Waterlase iPlus, Biolase Technology; San Clemente, CA, ABD) cihazının BondPrep modundaki hazır parametreleri olan 50 Hz pulsasyon sıklığı ve 4.50 W gücü değiştirilmeyerek, örneklere 1 mm mesafeden, 20 sn süreyle lazer uygulaması yapılmıştır.

Son yıllarda atmosferik basınçlı soğuk plazma uygulamasının diş hekimliğinin farklı alanlarında kullanımının arttığı dikkat çekmektedir. İmplant yüzeylerinin modifikasyonu, diş dokularının ve biyomateryallerin adezyonunun artırılması, sterilizasyon, diş beyazlatma, mikrobisidal işlemler, kök kanallarının dezenfeksiyonu bunlardan bazılarıdır. Soğuk plazma işlemi, kimyasal yüzey modifikasyonu amacıyla materyalin yapısını bozmadan moleküler düzeyde gerçekleştirilen bir tekniktir (215, 216). Plazma işleminin yüzey enerjisini indüklediği ve yüzey ıslanabilirliğinde iyileşmeye yol açtığı bilinmektedir (217). Soğuk atmosferik plazma uygulaması zirkonya restorasyonlarla adeziv bağlanmanın iyileştirilmesi için umut verici bir teknik olarak görülmektedir (218).

Cam seramik sistemlerin simantasyonunda hidroflorik asit ve silan uygulaması etkili bir yöntem olarak önerilmiştir (134). Ancak zirkonya seramikler silika içermediğinden dolayı cam seramiklerin yüzeyine uygulanan hidroflorik asit ve silan uygulaması etkili olmamaktadır ve rezin siman ile bağlanma sorunları ortaya çıkmaktadır (137). Alüminyum oksit partikülleri ile kumlama işleminin

mikromekanik bağlantı gücünü arttırdığı gösterilmiş olsa da, bu işlem zirkonya yüzeyinde mikroçatlaklara ve zirkonya partiküllerinin kaybına neden olabilmektedir (3, 81, 140). Bu durum araştırmacıları zirkonya yüzeyinde mekanik değişikliklere yol açmayan ve rezin simanla bağlantı gücünü arttırabilecek yeni yöntemler araştırmaya yöneltmiştir (5).

Uygulandığı materyale zarar vermeden ya da yapısında herhangi bir değişime sebep olmadan yüzey enerjisini ve ıslanabilirliğini arttıran atmosferik basınçlı soğuk plazma işlemi zirkonya yüzeyinde de uygulanmaya başlanmıştır. Zirkonyanın hidrofobik ve reaktif olmayan yüzeyi soğuk plazma uygulaması ile aktif hale getirilerek hidrofilikliği arttırılabilmektedir (6, 219). Böylece ıslanabilirliği artan zirkonya yüzeylerine rezin simanın bağlanma gücü de arttırılmış olur. Literatürde soğuk plazma uygulamasının zirkonya-rezin siman bağlantı dayanımını arttırdığına dair pek çok çalışma bulunmaktadır (5, 8, 141). Bunun yanında soğuk plazma işleminin zirkonya-rezin siman bağlantısına etki etmediğine dair sonuçlar da bildirilmiştir (220-222). Literatürdeki farklı sonuçların sebebi soğuk plazma cihazlarının çok çeşitli olması, farklı gazların kullanılması, plazmanın farklı parametrelerde ve sürelerde uygulanması olabilir.

Atmosferik basınçlı soğuk plazma cihazlarında kullanılan gazlar genellikle helyum, nitrojen, argon, helioks (oksijen ve helyum karışımı), argon-oksijen karışımı ve havadır (124). Çalışmamızda kullandığımız atmosferik basınçlı soğuk plazma cihazı (Plasmatrete GmbH, Bisamweg 10, Steinhagen, Almanya) plazma oluşturmak için havayı kullanmaktadır. Literatürdeki soğuk plazma uygulamalarına baktığımızda çok çeşitli cihazların olduğunu ve farklı parametrelerin uygulandığını görmekteyiz. Çalışmamızda üretici firma önerileri doğrultusunda atmosferik basınçlı soğuk

plazma, yaklaşık 1 kVA jet gücünde, 2 bar basınçta, 21 kHz frekansında ve işlem hızı 5 m/dk olacak şekilde, zirkonya yüzeyine 10 mm mesafeden ve 10 sn süreyle uygulanmıştır.

Zirkonya ve rezin siman arasındaki bağlantı gücünü arttırmak için kullanılan bir diğer yöntem de fonksiyonel monomer içeren primer uygulamasıdır. MDP yani 10-metakriloksesil dihidrojen fosfat, yüksek başarı oranına sahip asidik bir fosfat monomeridir. MDP, metallerde olduğu gibi zirkonya yüzeyinde spontan olarak oluşan pasif metal oksit tabakası ile direk bağlantı oluşturabilmektedir (223, 224). Bu yüzden zirkonya yüzeyinde MDP içerikli primerlerin kullanımı önerilmektedir. Chen ve Suh, yayınladıkları derlemelerinde yapılan çalışmalarda Metal/Zirconia Primer (Ivoclar-Vivadent, Schaan, Liechtenstein), Monobond Plus (Ivoclar,Vivadent, Schaan, Liechtenstein), Clearfil Ceramic Primer (Kuraray, Tokyo, Japonya), Signum Zirconia Bond (Heraeus Kulzer, Hanau, Almanya), AZ Primer (Shofu Inc., Kyoto, Japonya) ve Z-prime Plus (Bisco, Schaumburg, IL, ABD) gibi fosfat monomer içeren primerlerin, zirkonya-rezin siman bağlantı dayanımını hem başlangıçta hem de uzun dönemde önemli miktarda arttırdığını bildirmişlerdir (90). Z Prime Plus hem MDP fosfat monomeri hem de BPDM karboksilat monomeri içermektedir. Yi ve ark. (204) farklı içeriklere sahip iki primer olan Z Prime Plus ve Monobond Plus'ı karşılaştırmış ve herhangi bir yüzey işlemi uygulanmadığında Monobond Plus'ın düşük bağlantı değerleri gösterdiğini, Z Prime Plus kullanıldığında yüksek bağlantı değerleri elde edildiğini bulmuşlardır. Aynı çalışmada kumlamadan sonra primerlerin uygulanması bağlantı dayanımını önemli miktarda arttırmıştır. Chen ve ark. (225) yaptıkları çalışmada Z Prime Plus ve zirkonya arasında oluşan kimyasal bağlantının, bağlanma dayanımını anlamlı bir şekilde arttırdığı sonucuna varmışlardır.

Çalışmamızda daha önce yapılan çalışmalarda başarılı sonuçlar gösteren ve MDP fosfat monomeri içeren Z Prime Plus zirkonya primeri kullanılmıştır.

MDP içeren primerlerin kumlama ile kombine kullanımı, zirkonya-rezin siman arasındaki bağlantı dayanımını arttırmaktadır (90, 226, 227). Aynı şekilde farklı yüzey pürüzlendirme işlemleri ile primerin birlikte kullanımı da aynı başarıyı sağlayabilir. Bu yüzden çalışmamıza kumlama, lazer, plazma grupları haricinde bu yüzey işlemlerinden sonra MDP primer uyguladığımız gruplar da dahil edilmiştir.

Adeziv rezin simanların geliştirilmesi, tam seramik restorasyonların simantasyonunda bu sistemlerin büyük ölçüde geleneksel simanların yerini almalarını sağlamıştır. Adeziv simantasyonun geleneksel simantasyona göre daha yüksek marjinal sızdırmazlık, retansiyon ve kırılma direnci gösterdiği bildirilmiştir (85). Piyasada asit, bond, primer uygulaması gibi çok veya az aşama içeren çeşitli adeziv sistemler bulunmaktadır. Uygulama aşaması sayısı arttıkça daha çok teknik komplikasyon ve kontaminasyona bağlı daha yüksek adeziv başarısızlık riski ortaya çıkmaktadır. Bu yüzden uygulandığı yüzeyde asit ve primer uygulaması gibi herhangi bir ön hazırlık gerektirmeyen self-adeziv rezin simanlar üretilmiştir (163). Self adeziv rezin simanların uygulanmasının daha kolay olması, daha az çalışma hassasiyeti gerektirmesi ve daha az zaman kaybına sebep olması kullanımının yaygınlaşmasını sağlamıştır. Self adeziv rezin simanların, cam iyonomer simanlar kadar flor salınımı yapabildikleri ve polikarboksilat ve çinkofosfat simanların aksine nemi tolere edebildikleri öne sürülmüştür. Mikromekanik adezyonla dişe bağlanmaları, boyutsal stabiliteleri, mekanik ve estetik özelliklerinin diğer rezin simanlara benzer olduğu düşünülmektedir (164, 165).

Zirkonya ve rezin siman arasındaki bağlantının uzun dönemde başarılı olabilmesi için MDP fosfat monomeri içeren sistemler önerilmektedir (228, 229). MDP monomerindeki fosfat grupları ile zirkonya yüzeyindeki hidroksil gruplarının kimyasal bağlantı oluşturduğu ve uzun karbonil zinciri sebebiyle uzun süre hidrolize uğramadığı düşünülmektedir (223). MDP monomerini zirkonya yüzeyinde kullanmanın yolları MDP içeren adeziv, primer ya da rezin siman kullanmaktır. Piyasada MDP içeren ve içermeyen rezin simanlar bulunmaktadır. Yapılan çalışmalarda zirkonyanın simantasyonunda MDP içeren rezin siman veya self adeziv rezin siman kullanımının diğer siman çeşitlerine göre daha yüksek bağlanma değerleri oluşturduğu gösterilmiştir (230-233).

Tam seramik sistemlerin simantasyonunda ışıkla, kimyasal yolla ya da dual polimerize olan rezin simanlar kullanılmaktadır. Kimyasal yolla polimerize olan simanların içeriğindeki tersiyer aromatik aminlerin zamanla renklenmeye sebep olması ve polimerizasyon süresinin kontrol edilememesi dezavantajlarından (152). Zirkonyanın opak yapısı, ışık geçirgenliğinin az olmasına ve her yerde eşit polimerizasyon gerçekleşmemesine sebep olabilmektedir. Bu sebeplerle zirkonya restorasyonların simantasyonunda dual polimerize olan simanlar daha çok tercih edilmektedir (234).

Çalışmamızda kullandığımız adeziv rezin siman (Rely X Ultimate Clicker) ve self-adeziv rezin siman (Theracem), literatürde de önerildiği şekilde MDP monomeri içeren dual polimerize olan rezin siman sistemleridir. Çalışmamızda bu farklı rezin siman sistemlerinin farklı yüzey pürüzlendirme işlemleri ve MDP içerikli zirkonya primer ile kombine olarak kullanımının zirkonya ile bağlantı dayanımlarını nasıl etkileyeceği araştırılmış ve birbirleriyle karşılaştırılmıştır.

Ağız ortamı içerisindeki termal, kimyasal ve mekanik faktörler; seramik ve siman arayüzündeki adezyonu etkileyebilmektedir. Ağız ortamının fiziksel koşullarını taklit etmek ve seramik-siman arasındaki bağlantının devamlılığını test etmek amacıyla sık kullanılan yöntemler uzun süre suda bekletme ve termal siklus uygulamalarıdır (235). Çalışmamızda benzer bazı çalışmalarda olduğu gibi (8, 236, 237) tüm numunelere, ISO/TR 11405'te kısa süreli depolama için bir standart olarak sınıflandırılan, testten önce 24 saat boyunca 37°C'de distile suda bekletme yöntemi etüv içerisinde uygulandı.

Uygulandığı materyale yüzey işlemlerinin etkilerini değerlendirmek ve rezin siman-seramik arasındaki bağlantı dayanımının ölçülebilmesi için deney örnekleri, in vitro koşullarda mekanik testlere tabi tutulmaktadır. Farklı yüzey işlemlerinin zirkonya-rezin siman arasındaki bağlantı dayanımına etkisinin araştırıldığı in vitro çalışmalarda; makaslama ve çekme gibi makro test yöntemleri ya da mikromakaslama ve mikroçekme gibi mikro yöntemler kullanılmaktadır. Her test yönteminin avantajları ve dezavantajları bulunmaktadır (198). Bazı araştırmacılar mikro test yöntemlerinin klasik makro test yöntemlerine kıyasla bağlanma yüzeyinde daha homojen stres dağılımına sebep olduğunu ve daha yüksek bağlanma dayanıklılığı değerleri gösterdiğini bildirmişlerdir (194).

Sık kullanılan yöntemlerden biri olan mikroçekme test yönteminde simante edilmiş örneklerden su soğutması altında ince kesitler alınır (193). Ancak mikroçekme yönteminde örnek boyutlarının küçük olmasından dolayı örnek hazırlama işlemi hassas ve zaman alıcıdır. Kesme işlemi sırasında bağlantı yüzeyinde oluşabilecek defektler test sonucunu etkileyebilir ve değerlerin daha düşük bulunmasına neden olabilir (238). Makaslama test yönteminde örnekler kolay ve

hızlı bir şekilde hazırlanabilmektedir (239). Bunun yanında ağız içindeki çiğneme kuvvetlerinin makaslama testinde daha iyi taklit edildiği düşünülmektedir (198). Zirkonya-rezin siman arasındaki bağlantı dayanımının değerlendirildiği benzer çalışmalarda makaslama bağlantı dayanımı testi kullanılmıştır (221, 240, 241). Çalışmamızda da örneklere makaslama test yöntemi uygulanmıştır.

Test yöntemlerinin uygulanması esnasında uygulanan yükleme hızının bağlantı dayanımı değerlerinin üzerinde etkisi bulunmaktadır. Yükleme hızı 0.5-1 mm/dk arasındaki değerlerde iken sonuçların etkilenmediği, ancak yükleme hızı 1 mm/dk'dan fazla olduğunda hatalı sonuçlar ortaya çıkabileceği bildirilmiştir (189). Kaimal ve ark. (242) Y-TZP zirkonya yüzeyine soğuk plazma ve primer uyguladıkları ve 2 farklı rezin siman ile makaslama bağlantı dayanımını değerlendirdikleri çalışmalarında örnekleri 0.5 mm/dk'lık yükleme hızında teste tabi tutmuşlardır. Çalışmamızda da zirkonya ile rezin siman arasındaki makaslama bağlantı dayanımının değerlendirilmesinde kuvvet 0.5 mm/dk hızla zirkonya-siman arayüzüne dik olacak şekilde kopmanın gerçekleştiği noktaya kadar uygulanmıştır.

Materyal yüzeylerine pürüzlendirme işlemlerinin uygulandığı çalışmalarda yüzey pürüzlülüğünü ölçmek amacıyla en çok kullanılan cihazlar profilometrelerdir. Pürüzlülüğün sayısal olarak değerlendirilmesinde en çok kullanılan parametre ise Ra parametresidir. Ra, yüzeyin ortalama pürüzlülüğünü ifade eder ve belli bir ölçüm mesafesinde bütün yüzey düzensizliklerinin mutlak toplamının aritmetik ortalamasıdır. Yapılan çalışmalarda yüzey pürüzlülük ölçümlerinde mekanik profilometre ve optik profilometre cihazları kullanılmaktadır. Mekanik profilometre ile ölçüm belli bir boyuttaki elmas probun yüzeye dik bir şekilde temas etmesi ve yüzeyi yatay eksen boyunca taraması yoluyla yapılır. Optik profilometre ölçümü,

ışığın saçılımı ve odak tespiti gibi optik prensiplere dayanır. Örnek yüzeyi ile temas gerçekleşmez, optik ışın yardımıyla yüzeyde belirli referans noktaları arası mesafede tarama yaparlar. Çalışmamızda örnek yüzeylerinin pürüzlülüğünün ölçülerek Ra değerlerinin belirlenmesinde AFM benzeri teknolojiye sahip, 3 boyutta yüzey topografyası yardımıyla ortalama yüzey pürüzlülüğünü ölçebilen, gelişmiş bir mekanik profilometre cihazı (Veeco Dektak 8 Advanced Development Profiler, New York, ABD) kullanılmıştır.

Cavalcanti ve ark. (243) kumlamanın Y-TZP zirkonyanın yüzey pürüzlülüğü üzerine etkisini değerlendirdiği çalışmalarında 50 µm Al<sub>2</sub>O<sub>3</sub> partikülleri ile kumlamanın zirkonya yüzeylerinde, kontrol yüzeylerine kıyasla daha pürüzlü bir yüzey oluşturduğu sonucuna ulaşmışlardır. Valverde ve ark. (8) ve Casucci ve ark. (202), kumlama işleminin zirkonyanın yüzey pürüzlülüğünü hiç işlem uygulanmayan yüzeylere kıyasla anlamlı olarak arttırdığını bildirmişlerdir. Ersu ve ark. (244) işlem uygulanmayan zirkonya yüzeyleri ile karşılaştırıldığında, kumlama işleminin yüzeylerin ortalama pürüzlülüğünü arttırdığını belirtmişlerdir. Çalışmamızda bu araştırmalara benzer şekilde 50 µm alüminyum oksit partikülleri ile kumlama işlemi kontrol grubuna göre yüzey pürüzlülüğünü anlamlı şekilde arttırmıştır.

Yapılan çalışmalarda yüzey işlemi uygulanmış materyal yüzeylerindeki ıslanabilirliğin derecesi, yüzey enerjisi ve temas açılarının ölçümü ile değerlendirilmektedir. Yüzey enerjisinin artırılarak temas açısının düşürülmesi ve materyal yüzeyinin ıslanabilirliğinin artırılması siman-seramik bağlantısı açısından istenen bir durumdur. Literatürde zirkonya yüzeylerinde kumlama işleminin kontrol grubuna göre ıslanabilirliği arttırarak temas açısı değerlerini düşürdüğü gösterilmiştir (203). Yine başka bir çalışmada, 50 µm alüminyum oksit partikülleri ile kumlanmış

gruptaki zirkonya örneklerin yüzey enerjisinin hiç işlem uygulanmamış gruba göre anlamlı derecede yüksek çıktığı belirtilmiştir (8). Çalışmamızda literatürdeki sonuçlara paralel olarak kumlama uygulanmış zirkonya yüzeylerinden elde ettiğimiz temas açısı değerleri kontrol, primer, kumlama+primer, lazer+primer ve lazer+plazma+primer gruplarına göre anlamlı olarak düşük çıkmıştır.

Bazı araştırmacılar zirkonyanın rezin simanla bağlantı dayanımının 50 µm partikül boyutuyla kumlama sonucu anlamlı bir artış gösterdiğini bildirmiştir (204, 245). Yüzey pürüzlülüğü ve yüzey enerjisindeki artış, rezin simanın mikretansiyon alanlarına akışını kolaylaştırarak rezin siman ve zirkonya arasındaki mikromekanik kilitlemeyi arttırmış olabilir (204). Bunun yanında 50 µm kumlama uygulanmasının kontrol grubuna göre bağlantı kuvvetini anlamlı bir şekilde arttırmadığı çalışmalar da mevcuttur (246, 247). Farklı sonuçlar kumlama işleminin basıncına, uygulama uzaklığına ve açısına bağlı olarak değişiklik göstermiş olabilir. Çalışmamızda kumlama uygulaması kontrol grubuna göre makaslama bağlantı dayanımını arttırsa da bağ kuvvetindeki artış anlamlı değildi. Çalışmamızın sonucuna göre rezin simanla bağlantı değerlerinin artması için zirkonya yüzeyine yalnızca kumlama uygulamak yerine kumlama işleminin ardından zirkonya primer uygulanmasının mutlaka gerekli olduğu çıkarımı yapılabilir.

Amaral ve ark. (226) biri Z prime Plus olmak üzere beş farklı adeziv ve primeri uyguladıkları çalışmalarında, bu ajanların zirkonyaya bağlanmada önemli bir alternatif olduklarını ancak daha iyi bir bağ performansı için uygulama öncesi yüzeyin kumlanmasının gerekli olduğunu bildirmişlerdir. Literatürde kumlamanın yüzeyi pürüzlendirerek mikromekanik retansiyonu arttırmasının yanında, zirkonya yüzeyinde hidroksil gruplarını arttırması ve bu hidroksil gruplarının MDP'deki fosfat

monomerleri ile daha fazla kimyasal etkileşime geçmesinin bağlanmadaki artışla sonuçlandığı belirtilmektedir (248, 249).

Ahn ve ark. (227) zirkonya yüzeylerine 50 µm Al<sub>2</sub>O<sub>3</sub> kumlama ve/veya MDP içeren Z prime Plus ve MDP içermeyen bir zirkonya primer uyguladıkları ve MDP içeren self adeziv rezin simanla simantasyon işlemi gerçekleştirdikleri çalışmalarında en yüksek bağlanma dayanımının kumlama ve Z Prime Plus'ın birlikte uygulandığı grupta olduğunu bildirmişlerdir. Ayrıca self adeziv rezin simanın MDP içerse dahi MDP içeren bir zirkonya primeriyle ön uygulama yapılması gerektiğini belirtmişlerdir. Çalışmamızda benzer şekilde kullandığımız adeziv ve self adeziv rezin simanların ikisi de MDP içermekteydi ancak yüzey pürüzlendirme işlemi ve MDP içerikli zirkonya primeri olan Z Prime Plus'ın birlikte uygulandığı gruplarda primer uygulanmayan gruplara göre anlamlı bir şekilde bağlantı dayanımının arttığı görüldü. Yalnızca primer uygulaması bağlantı dayanımını arttırsa da istatistiksel olarak anlamlı değildi. Literatürde kumlama sonrasında MDP monomeri içeren primerlerin rezin simanla simantasyon öncesi uygulanmasının bağlantı dayanımını arttırdığına dair pek çok çalışma bulunmaktadır (8, 204, 250, 251). Ayrıca yüzey işlemi uygulanmadığı durumda yine de MDP içerikli zirkonya primer kullanımı önerilmiştir (8, 252). Bu güçlü bağlantının sebebinin bir tarafta MDP monomerinin fosfat ester gruplarının direk zirkonyum dioksit ile kimyasal bağlanması, diğer tarafta ise vinil gruplarının rezin simanın monomerleri ile reaksiyona girmesi olduğu gösterilmiştir (252, 253).

Literatürde zirkonya yüzeyine Er,Cr:YSGG lazer uygulanarak, bu tip lazerin yüzey özelliklerine ve rezin simanla bağlantı dayanımına etkisinin değerlendirildiği çok az çalışma bulunmaktadır. Kriebel (254), 3Y-TZP yüzeylerine 2 dakika boyunca

Er,Cr:YSGG lazer uygulamış ve pürüzlülük değerlerinin kontrol grubuna göre anlamlı bir artış göstermediği sonucuna varmıştır. Miranda ve ark. (255) Y-TZP yüzeylerine 1.5 W gücünde ve 20 Hz frekansında Er,Cr:YSGG lazer uygulamasının yüzey pürüzlülüğünü kontrol gruplarına göre anlamlı derecede düşürdüğünü bildirmişlerdir. Pham ve ark. (256) zirkonya yüzeyine 30 Hz ve 1.5 W Er,Cr:YSGG lazer uygulanmasının yüzey pürüzlülüğünde kontrol grubuna göre anlamlı bir artış göstermediğini belirtmişlerdir. Benzer şekilde çalışmamızın sonuçlarına göre 50 Hz ve 4.5 W parametrelerinde Er,Cr:YSGG lazer uygulanan grubun yüzey pürüzlülüğü kontrol grubuna göre daha yüksek olsa da bu fark anlamlı değildir. Lazer ve lazer+primer yüzey işlem gruplarının yüzey pürüzlülük değeri kumlama+primer ve lazer+plazma+primer yüzey işlem gruplarına göre anlamlı derecede düşüktür.

Literatürde Er,Cr:YSGG lazerin zirkonyanın yüzey enerjisine, ıslanabilirliğine ve temas açısına etkisinin değerlendirildiği bir çalışmaya rastlanmamıştır. Çalışmamızda Er,Cr:YSGG lazer uygulamasının zirkonya yüzeylerinde temas açılarını kontrol grubuna göre anlamlı bir şekilde düşürdüğü bulunmuştur. Bu sonuç, Er,Cr:YSGG lazerin zirkonyanın ıslanabilirliğini arttırdığını ve daha hidrofilik yüzeyler oluşturduğunu göstermektedir.

Ghasemi ve ark. (257) ve Zanjani ve ark. (258), Y-TZP yüzeyine 2 ve 3 W gücünde Er,Cr:YSGG lazer ve 50  $\mu\text{m}$   $\text{Al}_2\text{O}_3$  kumlamanın uygulandığı benzer çalışmalarında, kumlamanın zirkonyanın rezin simana bağlantı gücünü arttırmada daha etkili olduğunu, Er,Cr:YSGG lazer yüzey işleminin 3 W uygulandığı takdirde alternatif bir yüzey pürüzlendirme işlemi olarak kabul edilebileceğini bildirmişlerdir. Aynı çalışmalarda örneklerin bağlantı testi sonrası incelemelerinde; kumlama işlemi uygulanan gruplarda miks kopma tipinin, lazer uygulanan gruplarda ise adeziv

kopma tipinin çoğunlukta olduğu belirtilmiştir. Aras ve ark. (259) zirkonya yüzeyine sinterleme öncesinde Er,Cr:YSGG lazer uygulamasının mikromakaslama değerlerini arttırmaya yeterli olmadığını bildirmişlerdir. Çalışmamızın sonuçları önceki çalışmaların sonuçları ile paralellik göstermiştir. Er,Cr:YSGG lazer uygulanan gruplarla kontrol ve plazma grupları arasında makaslama bağlantı değerlerinde anlamlı bir farklılık bulunmamıştır. Lazer gruplarının makaslama bağlantı değerleri, Rely X Ultimate Clicker siman uygulanan primer grubu haricindeki tüm primer uygulanan gruplara göre anlamlı derecede düşüktür. Lazer uygulaması sonrasında MDP içerikli zirkonya primeri uygulaması makaslama bağlantı değerlerini anlamlı derecede yükseltmiştir.

Arami ve ark. (260) zirkonya yüzeyine Er:YAG lazer uygulaması yaptıkları çalışmalarında Er:YAG lazer uygulanan grubun ortalama Ra değerinin kontrol grubuna göre daha yüksek olsa da makaslama bağlantı değeri ortalamasının kontrol grubuna göre daha düşük bulunduğunu bildirmişlerdir. Bu durumun Er:YAG lazer uygulaması esnasında oluşan mikropatlamların oluşturduğu seramik kalıntıların zirkonya alt tabakalarına zayıf bağlanmasından dolayı gerçekleşmiş olabileceğini belirtmişlerdir. Çalışmamızda kullandığımız Er,Cr:YSGG lazer cihazı da bir erbium lazer türü olup mikropatlamlar oluşturmaktadır. Çalışmamızın bulgularına göre Arami ve ark.'nın çalışmasına benzer şekilde Er,Cr:YSGG lazer uygulanan grubun ortalama Ra değeri kontrol grubuna göre daha yüksek bulunmuşken, Theracem siman uygulanan lazer grubunun makaslama bağlantı değeri ortalaması kontrol grubuna göre daha düşük bulunmuştur.

Son yıllarda zirkonyanın ıslanabilirliğini ve rezin simanla bağlantı dayanımını arttırmaya yönelik çalışmalarda soğuk plazma uygulamasına olan ilginin arttığı

görülmektedir. Wu ve ark. (6) ve Noro ve ark. (219), zirkonyanın ıslanabilirliğine dair yaptıkları çalışmalarda O<sub>2</sub> plazma uygulamasının kontrol grubuna göre temas açılarını düşürdüğünü ve süperhidrofilik yüzeyler oluşturduğunu bildirmişlerdir. Yine başka bir çalışma soğuk argon plazmanın uygulama süresinin önemli olmaksızın Y-TZP yüzey enerjisini anlamlı olarak yükselttiğini ortaya koymuştur (261). Henningsen ve ark. (7) zirkonya yüzeylerine non-thermal plazma uygulamasının zirkonya ve titanyumun ıslanabilirliğini ve fizikokimyasal yüzey koşullarını iyileştirdiğini göstermişlerdir. Silva ve ark. (141) Y-TZP yüzeylerine non-thermal plazma uygulamasının yüzey enerjisini attırarak MDP primer ile ıslanabilirliğini attırdığını bildirmişlerdir. Ito ve ark. (203) zirkonya yüzeylerine kontrol, kuylama ve atmosferik basınçlı plazma uyguladıkları çalışmalarında en düşük temas açısı değerlerinin atmosferik basınçlı plazma grubunda gözlendiğini bildirmişlerdir. Tabari ve ark. (218) zirkonya yüzeylerine hava, argon, oksijen ve argon-oksijen karışımı plazma uygulamalarının tüm gruplarda temas açısı değerlerini kontrol grubuna göre düşürdüğünü belirtmişlerdir. Yine başka çalışmalarda da zirkonya yüzeyine non-thermal plazma uygulamasının temas açısında önemli bir azalmaya sebep olduğu vurgulanmıştır (237, 262).

Lopes ve ark. (263) zirkonya yüzeylerine 1 dakika boyunca soğuk atmosferik argon plazma uygulamasının temas açısı değerlerini başlangıç değerlerine göre yüzde 50 azalttığını bulmuşlardır. Benzer şekilde çalışmamızın bulgularına göre kontrol grubundaki temas açısı ortalaması  $87,91 \pm 8,76$  olup atmosferik basınçlı plazma uyguladığımız grupta temas açısı ortalaması  $41,58 \pm 6,11$  olarak ölçülmüştür. Bu durum bizim çalışmamızda da atmosferik basınçlı plazma uygulamasının yüzey temas açısını yüzde 50 düşürdüğünü göstermektedir. Çalışmamızda plazma yüzey

işlemi uygulanmış grubun temas açısı ortalama değeri kontrol, primer, kumlama+primer, lazer+primer ve lazer+plazma+primer yüzey işlem gruplarına göre anlamlı olarak düşük çıkmıştır.

Soğuk plazma işlemi, yüzeyde OH radikalleri oluşturabilmek için plazmayı oluşturan gazdaki ve atmosferdeki nemi yüksek enerjili elektronlarla parçalar. Bu radikaller C-C ve C-H bağlarını kırarak yüzeydeki organik kalıntıları ortadan kaldırır (5, 218, 264). Benzer şekilde çalışmamızın EDS bulgularına göre plazma uygulaması sonrası C atomunun konsantrasyon yüzdesi azalmıştır, bu da yüzeydeki organik kalıntıların azaldığını göstermektedir. Literatürdeki bazı çalışmaların sonuçlarına göre yüzeyde O/C oranının yüksek olmasının, daha iyi ıslanabilirliğin göstergesi olduğu bildirilmiştir (265, 266). Çalışmamızın sonuçlarına göre de plazma uygulanmış zirkonya yüzeyinde kontrol grubuna göre O elementinin atomik konsantrasyon yüzdesi artmıştır. C atomu konsantrasyon yüzdesinin azalması ve O elementinin konsantrasyon yüzdesinin artışı, daha yüksek bir O/C oranının ortaya çıkmasına sebep olmuştur. Bu da çalışmamızda plazma uygulanmış örneklerdeki temas açısı değerlerinin kontrol grubuna göre anlamlı olarak daha düşük olmasının sebebini açıklamaktadır.

Hallman ve ark. (267) soğuk plazma uygulamasının ardından zirkonya yüzey pürüzlülüğünün hiç işlem uygulanmamış yüzeylere göre anlamlı bir farklılık göstermediğini bildirmişlerdir. Silva ve ark. (236) kontrol, non-thermal plazma ve primer grupları arasında yüzey pürüzlülüğü açısından bir fark olmadığı sonucuna varmışlardır. Literatürde birçok çalışma non-thermal plazma uygulamasının zirkonya yüzey pürüzlülüğünü etkilemediğini bildirmiştir (7, 203, 222, 237). Filho ve ark. (268) Y-TZP yüzeyine non-thermal plazma uygulamasının yüzey pürüzlülüğünü ve

yüzeş enerjisini azalttığı sonucuna varmışlardır. Liu ve ark. (262) ve Ito ve ark. (203), atmosferik soğuk plazma uygulamasının SEM görüntülerine göre Y-TZP yüzeyinde morfolojik bir değişikliğe sebep olmadığını bildirmişlerdir. Literatürdeki çalışmalara benzer şekilde çalışmamızda atmosferik basınçlı soğuk plazma zirkonya yüzeylerinde Ra değerlerinde minimal bir artışa sebep olsa da anlamlı bir pürüzlülük oluşturmamıştır. Bunun sebebi zirkonyanın sert ve işlenmesi zor bir materyal olması olabilir.

Park ve ark. (5) ve Valverde ve ark. (8), zirkonya yüzeyine non-thermal argon plazma uygulamasının tüm gruplarda makaslama bağlantı değerlerini arttırdığını bildirmişlerdir. Silva ve ark. (236) non-thermal oksijen plazma uygulamasının Y-TZP zirkonyanın rezin simanla bağlantı değerlerini kontrol ve primer gruplarına göre anlamlı bir şekilde arttırdığını bildirmişlerdir. Tabari ve ark. (218) zirkonya yüzeylerine 20'şer sn hava, argon, oksijen ve argon-oksijen karışımı plazma uyguladıkları çalışmalarında, kontrol grubuna göre mikromakaslama kuvvetlerini oksijen plazmanın düşürdüğünü, hava ve argon-oksijen karışımı plazmanın anlamlı derecede yükselttiğini ortaya koymuşlardır. Mendonça ve ark. (269) rezin simanla bağlantı değerlerini arttırmada kumlamanın tek başına yeterli olabileceği, yalnızca argon plazma uygulamasının yeterli olmadığı ancak kumlamadan sonra plazma uygulanabileceği sonucuna varmışlardır. Pott ve ark. (220) zirkonya yüzeyine non-thermal plazma uygulamasının, MDP içerikli farklı adeziv sistemlerin ve rezin simanların kombine kullanımında dahi makaslama bağlantı değerlerini arttırmadığını bildirmişlerdir. Literatürdeki farklı sonuçların sebebi soğuk plazma cihazlarının çok çeşitli olması, farklı gazların kullanılması, plazmanın farklı parametrelerde ve sürelerde uygulanması olabilir.

Çalışmamızın bulgularına göre tek başına atmosferik basınçlı plazma uygulandığında, kontrol grubuna göre zirkonya-rezin siman makaslama bağlantı değerlerinde anlamlı bir artış gözlenmemiştir. Plazmanın, primer ve lazer+primer ile kombine uygulandığı gruplarda bağlantı dayanımının kontrol grubuna göre anlamlı bir şekilde arttığı görülmüştür. Zirkonya yüzeyine atmosferik basınçlı soğuk plazmayı tek başına uygulamak yerine farklı yüzey işlemleri ile kombine uygulamak, zirkonya-rezin siman bağlantısının artırılmasında daha yararlı olmuştur.

Kim ve ark. (266) 'nın yaptığı çalışmada yalnızca atmosferik basınçlı plazma uyguladıkları zirkonya örneklerde yüzey enerjisi, kontrol ve plazma+primer gruplarına göre anlamlı şekilde yüksek çıkmıştır. Bununla paralel olarak temas açısı yalnızca plazma uygulandığında daha düşük bulunmuştur. Ahn ve ark. (221) primer uygulaması öncesi non-thermal plazma uygulamasının yüzey enerjisini değiştirmediğini vurgulamışlardır. Çalışmamızın sonuçlarına göre yalnızca atmosferik basınçlı plazma uygulanan grubun temas açısı değerleri, kontrol ve plazma+primer haricindeki tüm primer uygulanan gruplara göre anlamlı bir şekilde düşük çıkmıştır. Atmosferik basınçlı plazma uygulaması sonrasında primer uygulanması temas açısı değerlerini yükseltse de aralarında anlamlı bir farklılık bulunmamıştır. Primer uygulanan gruplar arasında en düşük temas açısı ortalama değerini de yine plazma+primer grubunda görmekteyiz. Bu durumda soğuk plazma işleminin zirkonya yüzey enerjisi ve ıslanabilirliği üzerindeki olumlu etkisinin, plazma üzerine primer uygulandığında da devam ettiği sonucunu çıkarabiliriz.

Filho ve ark. (268) Y-TZP yüzeylerine non-thermal plazma, primer ve kombinasyonlarını uyguladıkları çalışmalarında, non-thermal plazma uygulamasının self adeziv rezin simanla bağlantı gücünü arttırdığını bildirmişlerdir. Kim ve ark.

(266) ve Ahn ve ark. (221), zirkonya yüzeylerine primer (Z Prime Plus) uygulaması öncesinde atmosferik basınçlı soğuk plazma uygulanmasının zirkonyanın rezin simanla bağlantı dayanımına olumlu bir etki göstermediği sonucuna varmışlardır. Çalışmamızın sonuçlarına göre tek başına primer uygulaması kontrol grubuna göre makaslama bağlantı değerlerini anlamlı bir şekilde yükseltmezken, plazma+primer uygulaması kontrol grubuna göre makaslama bağlantı değerlerini anlamlı bir şekilde yükseltmiştir. Çalışmamızın sonucuna göre zirkonya yüzeylerine MDP içerikli primer (Z Prime Plus) uygulaması öncesinde atmosferik basınçlı soğuk plazma uygulanmasının zirkonyanın rezin simanla bağlantı dayanımına olumlu bir etki gösterdiğini söylemek mümkündür.

Junior ve ark. (237) ve Ahn ve ark. (221), kumlama, MDP içerikli primer ve non-thermal plazma işlemleri ve kombinasyonlarını uyguladıkları çalışmalarında kumlama+primer grubunun diğer gruplara göre rezin simana anlamlı derece yüksek bağlanma değerleri gösterdiğini bildirmişlerdir. Lümkemann ve ark. (222) zirkonyanın rezin simana bağlantı gücünü arttırmada non-thermal plazma yüzey işleminin kumlamanın yerini alamayacağı sonucuna varmışlardır. Çalışmamızın bulgularına göre Theracem siman uygulanan kumlama+primer grubu aynı siman grubuna göre en yüksek ortalama bağlantı değerini, Rely X Ultimate Clicker uygulanan kumlama+primer grubu ise aynı siman grubunda ikinci en yüksek ortalama bağlantı değerini göstermiştir. Ancak kumlama+primer uygulanan grupların makaslama bağlantı değerleri ile plazma+primer uygulanan grupların makaslama bağlantı değerleri arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark bulunmamaktadır. Ayrıca bu iki grup da kontrol grubuna göre anlamlı olarak yüksek bağlantı dayanımı değerleri göstermiştir. Bu durumda plazma+primer uygulamasının kumlama+primer

uygulanmasının yerini alabileceği görülmektedir. Zirkonya yüzeylerine atmosferik basınçlı plazma ve MDP içerikli primerin birlikte uygulanması, klinik pratiğinde başarılı sonuçlar doğurabilir. Bu konuda daha fazla çalışmaya ihtiyaç duyulmaktadır.

Çalışmamızın bulgularına göre plazma+primer uygulanan gruplar her iki simanda da lazer+primer uygulanan gruplara göre daha yüksek bağlantı dayanımı değerleri göstermiştir. Rely X Ultimate Clicker uygulanan lazer+plazma+primer grubu, aynı siman grubunda en yüksek makaslama bağlantı dayanımı değerlerini göstermiştir ancak plazma+primer grubu ile aralarında anlamlı bir farklılık bulunmamaktadır. Theracem uygulanan plazma+primer grubu, aynı simanın uygulandığı lazer+plazma+primer grubuna göre daha yüksek bağlantı değerleri göstermiştir. Bu durumda plazma+primer uygulaması öncesinde lazer uygulanmasının rezin simana bağlantı dayanımında anlamlı bir farklılık yaratmadığı söylenebilir.

Rely X Ultimate Clicker adeziv rezin siman ve Theracem self-adeziv rezin siman zirkonyaya bağlantı dayanımları karşılaştırıldığında üç yüzey işlemi grubunda anlamlı farklılık göstermişlerdir. Bunlar kontrol, kumlama ve kumlama+primer yüzey işlemleridir. Kumlama grubunda Rely X Ultimate Clicker adeziv rezin siman anlamlı olarak daha yüksek bağlantı gösterirken, kontrol ve kumlama+primer gruplarında Theracem self-adeziv rezin siman anlamlı olarak daha yüksek bağlantı göstermiştir. İki siman arasındaki en yüksek bağlantı dayanımı farkı, kumlama+primer grubunda oluşmuştur. Self-adeziv rezin simanların adeziv rezin simanlar kadar zirkonyaya iyi bağlanabildikleri, hatta yüzey işlemi uygulanmadığında ya da kumlama+primer gibi bazı yüzey işlemleri ile kombine uygulandıklarında daha başarılı olabilecekleri görülmektedir.

Her iki siman grubunda da yüzey işlemleri sonrası MDP içerikli primer uygulaması, rezin simanın zirkonyaya bağlantı dayanımını arttırmıştır. Yüzey pürüzlendirme işlemleri zirkonya yüzey alanını ve hidrofiliğini artırarak yüzeyin yapışmaya daha elverişli hale gelmesine katkıda bulunmuştur. Ayrıca bağ gücündeki artış, kullandığımız primerin içerisindeki MDP monomerinin fosfat ester gruplarının direk zirkonyum dioksit ile kimyasal bağlanması ve vinil gruplarının rezin simanın monomerleri ile reaksiyona girmesiyle açıklanabilir (252, 253).

Makaslama bağlantı dayanımının ölçüldüğü in vitro çalışmalarda makaslama testi sonrasında başarısızlık tipleri değerlendirilmektedir. Adeziv kopma tipi daha düşük bağlantı değerleriyle ilişkili olduğundan, adeziv kopmalardan ziyade koheziv veya miks tip başarısızlıklar, klinik açıdan daha çok tercih edilir (196). Çalışmamızda makaslama testi sonrası oluşan kopma tipleri stereomikroskop altında incelenmiştir. Her iki siman grubunda da en çok adeziv kopma tipi lazer gruplarında gözlenmiş, bunu kontrol ve plazma grupları takip etmiştir. Bu sonuç, bu grupların makaslama bağlanma dayanımı değerlerinin düşük olmasıyla bağlantılıdır. Kumlama gruplarında ise çoğunlukla miks kopma tipi gözlenmiştir. Bu durum kumlama işleminin kontrol grubuna göre anlamlı bir pürüzlülük oluşturmasından kaynaklıdır. Her iki siman grubunda da kumlama+primer, lazer+primer ve plazma+primer grupları aynı oranlarda koheziv ve miks kopma tipi göstermiştir. Bu gruplardaki örneklerde yüksek oranda miks kopma tipi görülmüştür. Her iki siman grubunda da primer ve lazer+plazma+primer gruplarında genellikle miks tip kopmalar gözlenmiştir. Çalışmamızın başarısızlık tipi sonuçları değerlendirildiğinde, tek başına kumlama, primer veya herhangi bir yüzey işlemi primer ile birlikte uygulandığında zirkonya-rezin siman bağlantı kalitesinin yüksek olabileceği görülmektedir.

Çalışmamızın SEM analizinde kontrol grubu yüzeyinde mikroçiziklerin olduğu homojen bir görüntü tespit edilmiştir. Plazma ve lazer uygulanan grupların yüzey görüntülerinde mikroçiziklere ilave olarak mikropürüzlülükler gözlenmiştir. Mikropürüzlülüklerin lazer ve plazma gruplarının ortalama pürüzlülük değerleriyle orantılı olarak, lazer grubu yüzeyinde bir miktar daha fazla olduğu görülmüştür. Bununla birlikte kontrol grubu ile plazma ve lazer grupları arasında makaslama bağlantı dayanımlarında olduğu gibi yüzey morfolojisi olarak da çok farklılık bulunmamaktadır. SEM analizi sonucuna göre kumlama işlemi sonrasında zirkonya yüzeyinde girintili çıkıntılı alanlar olduğu belirlenmiş, yüzey morfolojisinin tamamen değiştiği gözlenmiştir. Bu durum kumlama grubunun kontrol grubuna göre anlamlı olarak daha yüksek pürüzlülük değerine sahip olmasını açıklar niteliktedir. Ancak bu pürüzlülük makaslama bağlantı dayanımını anlamlı bir şekilde arttırmaya yetmemiştir. SEM görüntülerine göre primer uygulanan grupların yüzeylerinin genellikle primer solüsyonu tabakasına bağlı olarak düz alanlara sahip olduğu ve homojene yakın olduğu görülmüştür. Buna rağmen primer uygulanan grupların makaslama bağlantı değerlerinin primer uygulanmayan gruplara göre daha yüksek olması, primerin kimyasal bağlanma sağladığını, mekanik bağlanmaya etkisi olmadığını destekler niteliktedir.

Makaslama testinden sonra yapılan adeziv, koheziv ve miks başarısızlık tiplerinin SEM görüntülemesinde her iki siman (Rely X Ultimate Clicker ve Theracem) grubunda da aynı kırık tiplerinde benzer görüntüler izlenmiştir. Adeziv tip kopmada zirkonya yüzeyi ile aynı yüzey görüntüsünün devamlılık gösterdiği, zirkonya yüzeyinin tamamının açığa çıktığı görülmüştür. Koheziv tip kopmada rezin siman uygulandığı şekliyle yüzeyde kalmıştır ve zirkonya yüzeyine benzer bir

görüntü izlenmemiştir. Miks tip kopmada ise rezin simanın bir kısmının yüzeyde kaldığı, geri kalan kısımda zirkonya yüzeyinin açığa çıktığı görülmüştür.

Wu ve ark. (6) O<sub>2</sub> plazmanın zirkonya yüzeyine etkilerini araştırdıkları çalışmalarında AFM analizini 40x40 µm yüzey alanında gerçekleştirmişlerdir. Çalışmamızda benzer şekilde zirkonya yüzeylerinde 40x40 µm yüzey alanında AFM analizi yapılmıştır. Kontrol ve plazma gruplarının AFM görüntülerinde daha çok düz alanlar, daha geniş tepeler ve geniş vadiler görülmüştür. Lazer ve primer gruplarında birbirlerine benzer şekilde geniş tepeler ve geniş vadiler izlenmiştir. En fazla yüzey morfolojisi değişimi kuşlama grubunda gözlenmiştir. Kuşlama grubunun AFM görüntüsünde diğer gruplara göre daha çok ve daha sivri tepeler ve çukur alanlar görülmüştür. Kuşlama+primer grubu da kuşlamadan sonra en çok tepenin görüldüğü gruptur. Lazer+primer, plazma+primer ve lazer+plazma+primer gruplarının AFM görüntüleri büyük oranda yüzeydeki primer tabakasına bağlı olarak çok benzerdir ve daha çok düz alanlar şeklindedir. AFM görüntüleri genel olarak SEM görüntüleri ile benzerlik göstermiştir.

EDS analizi bulguları değerlendirildiğinde kuşlama yüzey işlemi uygulanan zirkonya yüzeyinde, atmosferik basınçlı plazma grubuna benzer şekilde O/C element oranı kontrol grubuna göre yüksektir. Bu durum kuşlama yüzey işlemi uygulanan örneklerde temas açısı değerlerinin düşük olmasının sebebini açıklamaktadır. Primer uygulanan gruplardaki C atomik konsantrasyon yüzdelerinin kontrol grubuna göre daha yüksek olması, primer gruplarındaki temas açısı değerlerinin yüksekliğini açıklamaktadır.

Bu çalışmanın limitasyonları tek bir primer ajanının kullanılması, örneklere yaşlandırma yöntemi olarak yalnızca suda bekletme yöntemi uygulanması ve termal

döngü uygulanmaması, lazer ve kumlama yüzey işlemlerinin tek bir kullanıcı tarafından manuel olarak uygulanması ve çalışmamızın in vitro koşullarda gerçekleştirilmesi olarak sıralanabilir.



## 7. SONUÇLAR

Bu tez çalışmasının limitasyonları göz önünde bulundurularak ulaşılan sonuçlar:

1. Zirkonyanın yüzey pürüzlülüğünün, ıslanabilirliğinin ve rezin siman ile arasındaki bağlantı dayanımının artırılması için bağlanma öncesi yüzey modifikasyon yöntemlerinin uygulanması gerekmektedir.
2. Atmosferik basınçlı plazma tek başına uygulandığında zirkonyanın ıslanabilirliğini anlamlı olarak arttırmıştır ancak yüzey pürüzlülüğü ve rezin simana bağlantı gücüne etkisi anlamlı değildir.
3. Atmosferik basınçlı plazma, Er,Cr:YSGG lazer ve kumlama yüzey işlemleri tek başlarına uygulandığında temas açılarını düşürerek zirkonyanın ıslanabilirliğini kontrol grubuna göre anlamlı olarak arttırmışlardır.
4. Kumlama ve primer işlemleri tek başlarına uygulandıklarında zirkonyanın pürüzlülüğünü anlamlı olarak arttırmışlardır ancak bağlantı dayanımının artırılmasında anlamlı bir etkileri olmamıştır.
5. Zirkonyanın rezin simana bağlantı dayanımının artırılması için yüzey pürüzlendirme işlemlerine ek olarak zirkonya primer uygulaması mutlaka gereklidir.
6. Kumlama yüzey işleminin primer ile kombine uygulanması, zirkonya-rezin siman bağlantı gücünü arttırmada etkili bir yöntemdir.
7. Plazma+primer yüzey işlemi kontrol grubuna göre makaslama bağlantı değerlerini anlamlı olarak arttırmıştır. Bu durumda atmosferik basınçlı plazma yüzey modifikasyon işleminin primer ile kombine uygulandığında, zirkonya-rezin siman bağlantı gücünü arttıracak etkin bir prosedür olabileceği söylenebilir.

8. Lazer+plazma+primer ve plazma+primer grupları arasında makaslama bağlantı değerleri açısından anlamlı fark olmaması, plazma+primer uygulaması öncesinde lazer uygulanmasının önemli bir etkisi olmadığını göstermektedir.
9. Self-adeziv rezin simanlar genel olarak adeziv rezin simanlarla benzer zirkonya bağlantı gücü oluşturabilir. Self-adeziv rezin simanlar, kumlama+primer yüzey işlemi uygulandığında adeziv rezin simanlara göre daha başarılı olabilir.



## 8. KAYNAKLAR

1. Zhang Y, Lee JJW, Srikanth R, Lawn BR. Edge chipping and flexural resistance of monolithic ceramics. *Dental materials* 2013;29(12):1201-1208.
2. Wang H, Aboushelib MN, Feilzer AJ. Strength influencing variables on CAD/CAM zirconia frameworks. *Dental materials* 2008;24(5):633-638.
3. Chintapalli RK, Marro FG, Jimenez-Pique E, Anglada M. Phase transformation and subsurface damage in 3Y-TZP after sandblasting. *Dental Materials* 2013;29(5):566-572.
4. Okada M, Taketa H, Torii Y, Irie M, Matsumoto T. Optimal sandblasting conditions for conventional-type yttria-stabilized tetragonal zirconia polycrystals. *Dental Materials* 2019;35(1):169-175.
5. Park C, Yoo SH, Park S-W, Yun K-D, Ji MK, Shin JH, et al. The effect of plasma on shear bond strength between resin cement and colored zirconia. *The journal of advanced prosthodontics* 2017;9(2):118-123.
6. Wu CC, Wei CK, Ho CC, Ding SJ. Enhanced hydrophilicity and biocompatibility of dental zirconia ceramics by oxygen plasma treatment. *Materials* 2015;8(2):684-699.
7. Henningsen A, Smeets R, Heuberger R, Jung OT, Hanken H, Heiland M, et al. Changes in surface characteristics of titanium and zirconia after surface treatment with ultraviolet light or non-thermal plasma. *European Journal of Oral Sciences* 2018;126(2):126-134.
8. Valverde GB, Coelho PG, Janal MN, Lorenzoni FC, Carvalho RM, Thompson VP, et al. Surface characterisation and bonding of Y-TZP following non-thermal plasma treatment. *Journal of dentistry* 2013;41(1):51-59.
9. Giordano R, McLaren EA. Ceramics overview: classification by microstructure and processing methods. *Compendium of continuing education in dentistry (Jamesburg, NJ: 1995)* 2010;31(9):682-684, 686, 688 passim; quiz 698, 700.
10. McLaren EA, Cao PT. Ceramics in dentistry—part I: classes of materials. *Inside dentistry* 2009;5(9):94-103.
11. Anusavice KJ. Phillip's Science of Dental Materials. In. 11th Edition ed. New Delhi, India: Elsevier; 2010.
12. Shenoy A, Shenoy N. Dental ceramics: An update. *Journal of Conservative Dentistry* 2010;13(4):195-203.
13. McLean JW. *The Science and Art of Dental Ceramics*. Chicago: Quintessence Pub Co; 1979.
14. Babu PJ, Alla RK, Alluri VR, Datla SR, Konakanchi A. Dental Ceramics: Part I – An Overview of Composition, Structure and Properties. *American Journal of Materials Engineering and Technology* 2015;3(1):13-18.
15. Zaimoğlu A CG, Ersoy E, Aksu L. *Diş hekimliğinde maddeler bilgisi*. Ankara: AÜ Basımevi; 1993.
16. Lacy AM. The chemical nature of dental porcelain. *Dent Clin North Am* 1977;21(4):661-667.
17. Naylor WP, King AH. *Introduction to metal-ceramic technology*. Quintessence Publishing Company; 1992.
18. Claus H. The Structural bases of dental porcelain. *Dental Labor* 1980;28(10):1-8.

19. Yavuzylmaz H, Turhan B, Bavbek B, Kurt E. Full Porcelain Systems I. GÜ Dişhek Fak Derg 2005;22:41.
20. Shillingburg HT, Hobo S, Whitsett LD, Jacobi R, Brackett S. Fundamentals of fixed prosthodontics. Quintessence Publishing Company; 1997.
21. İşisağ Ö, Şahin O, Köroğlu A. Diş Hekimliğinde Tam Seramik Sistemler. Uluslararası Diş Hekimliği Bilimleri Dergisi (1):19-25.
22. Miyazaki T, Nakamura T, Matsumura H, Ban S, Kobayashi T. Current status of zirconia restoration. Journal of prosthodontic research 2013;57(4):236-261.
23. Zarone F, Russo S, Sorrentino R. From porcelain-fused-to-metal to zirconia: clinical and experimental considerations. Dental materials 2011;27(1):83-96.
24. Piconi C, Maccauro G. Zirconia as a ceramic biomaterial. Biomaterials 1999;20(1):1-25.
25. Elyutin V, Pavlov Y, Levin B, Alekseev E. Ferroalaşımın İstihali Elektrometalurji. İstanbul Teknik Üniversitesi Kütüphanesi 1968:104-175.
26. Varol M, Güncü MB, Aktaş G, Canay MŞ. Diş Hekimliği Pratiğinde Zirkonyum Ve Uygulamalarına Panoramik Bakış. Atatürk Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi 2016; 26(3): 534-541.
27. Helmer J, Driskell T. Research on Bioceramics: Symposium on Use of Ceramics as Surgical Implants. South Carolina: Clemson University 1969.
28. Att W, Grigoriadou M, Strub JR. ZrO<sub>2</sub> three-unit fixed partial dentures: comparison of failure load before and after exposure to a mastication simulator. J Oral Rehabil 2007;34(4):282-290.
29. Špehar D, Jakovac M. New Knowledge about Zirconium-Ceramic as a Structural Material in Fixed Prosthodontics. Acta Stomatol Croat 2015;49(2):137-144.
30. Rieth PH, Reed JS, Naumann AW. Fabrication and flexural strength of ultrafine-grained yttria-stabilized zirconia. American Ceramic Society Bulletin 1976;55(8):717-721.
31. Manicone PF, Rossi Iommetti P, Raffaelli L. An overview of zirconia ceramics: basic properties and clinical applications. J Dent 2007;35(11):819-826.
32. Denry I, Kelly JR. State of the art of zirconia for dental applications. Dent Mater 2008;24(3):299-307.
33. Chen YW, Moussi J, Drury JL, Wataha JC. Zirconia in biomedical applications. Expert Rev Med Devices 2016;13(10):945-963.
34. Camposilvan E, Leone R, Gremillard L, Sorrentino R, Zarone F, Ferrari M, et al. Aging resistance, mechanical properties and translucency of different yttria-stabilized zirconia ceramics for monolithic dental crown applications. Dental Materials 2018;34(6):879-890.
35. Ferrari M, Vichi A, Zarone F. Zirconia abutments and restorations: from laboratory to clinical investigations. Dental materials 2015;31(3): 63-76.
36. Zarone F, Di Mauro MI, Ausiello P, Ruggiero G, Sorrentino R. Current status on lithium disilicate and zirconia: a narrative review. BMC Oral Health 2019;19(1):1-14.
37. Sundh A, Sjögren G. Fracture resistance of all-ceramic zirconia bridges with differing phase stabilizers and quality of sintering. Dent Mater 2006;22(8):778-784.

38. Ardlin BI. Transformation-toughened zirconia for dental inlays, crowns and bridges: chemical stability and effect of low-temperature aging on flexural strength and surface structure. *Dent Mater* 2002;18(8):590-595.
39. Chevalier J. What future for zirconia as a biomaterial? *Biomaterials* 2006;27(4):535-543.
40. Mota YA, Cotes C, Carvalho RF, Machado JP, Leite FP, Souza RO, et al. Monoclinic phase transformation and mechanical durability of zirconia ceramic after fatigue and autoclave aging. *Journal of Biomedical Materials Research Part B: Applied Biomaterials* 2017;105(7):1972-1977.
41. Wille S, Zumstrull P, Kaidas V, Jessen LK, Kern M. Low temperature degradation of single layers of multilayered zirconia in comparison to conventional unshaded zirconia: Phase transformation and flexural strength. *Journal of the mechanical behavior of biomedical materials* 2018;77:171-175.
42. Hisbergues M, Vendeville S, Vendeville P. Zirconia: Established facts and perspectives for a biomaterial in dental implantology. *Journal of Biomedical Materials Research Part B: Applied Biomaterials: An Official Journal of The Society for Biomaterials, The Japanese Society for Biomaterials, and The Australian Society for Biomaterials and the Korean Society for Biomaterials* 2009;88(2):519-529.
43. Filser F, Kocher P, Gauckler LJ. Net-shaping of ceramic components by direct ceramic machining. *Assembl. Autom.* 2003;23(4):382-390.
44. Guazzato M, Albakry M, Ringer SP, Swain MV. Strength, fracture toughness and microstructure of a selection of all-ceramic materials. Part II. Zirconia-based dental ceramics. *Dent Mater* 2004;20(5):449-456.
45. Heuer AH, Claussen N, Kriven WM, Ruhle M. Stability of Tetragonal ZrO<sub>2</sub> Particles in Ceramic Matrices. *Journal of the American Ceramic Society* 1982;65(12):642-650.
46. Cottom BA, Mayo MJ. Fracture toughness of nanocrystalline ZrO<sub>2</sub>-3mol% Y<sub>2</sub>O<sub>3</sub> determined by vickers indentation. *Scripta Materialia* 1996;34(5):809-814.
47. Ruiz L, Readey MJ. Effect of heat treatment on grain size, phase assemblage, and mechanical properties of 3 mol% Y-TZP. *Journal of the American ceramic society* 1996;79(9):2331-2340.
48. Scott H. Phase relationships in the zirconia-yttria system. *Journal of Materials Science* 1975;10(9):1527-1535.
49. Chevalier J, Deville S, Münch E, Jullian R, Lair F. Critical effect of cubic phase on aging in 3 mol% yttria-stabilized zirconia ceramics for hip replacement prosthesis. *Biomaterials* 2004;25(24):5539-5545.
50. Subbarao E. Zirconia-an overview. *Advances in ceramics* 1981;1:1-24.
51. Leach CA. Sintering of magnesium partially stabilized zirconia-behaviour of an impurity silicate phase. *Materials science and technology* 1987;3(5):321-324.
52. Sundh A, Sjögren G. Fracture resistance of all-ceramic zirconia bridges with differing phase stabilizers and quality of sintering. *Dental materials* 2006;22(8):778-784.
53. Lange F. Transformation toughening. Pt. 5: Effect of temperature and alloy on fracture toughness. *Journal of materials science* 1982;17(1):255-262.
54. Guazzato M, Albakry M, Quach L, Swain MV. Influence of grinding, sandblasting, polishing and heat treatment on the flexural strength of a glass-infiltrated alumina-reinforced dental ceramic. *Biomaterials* 2004;25(11):2153-2160.

55. Guazzato M, Albakry M, Swain MV, Ringer SP. Microstructure of alumina-and alumina/zirconia-glass infiltrated dental ceramics. In: Key Engineering Materials; 2003: Trans Tech Publ; 2003. p. 879-882.
56. Tsukuma K, Shimada M. Strength, fracture toughness and Vickers hardness of CeO<sub>2</sub>-stabilized tetragonal ZrO<sub>2</sub> polycrystals (Ce-TZP). Journal of materials science 1985;20(4):1178-1184.
57. Tsukuma K. Mechanical properties and thermal stability of CeO<sub>2</sub>/containing tetragonal zirconia polycrystals. American Ceramic Society Bulletin 1986;65(10):1386-1389.
58. Jedykiewicz NM, Martin N. CEREC: science, research, and clinical application. Compend Contin Educ Dent 2001;22(6 Suppl):7-13.
59. Hickel R, Dasch W, Mehl A, Kremers L. CAD/CAM--fillings of the future? Int Dent J 1997;47(5):247-258.
60. Mehl A, Hickel R. Current state of development and perspectives of machine-based production methods for dental restorations. Int J Comput Dent 1999;2(1):9-35.
61. Christensen GJ. Computerized restorative dentistry. State of the art. J Am Dent Assoc 2001;132(9):1301-1303.
62. Kalayci BB, Bayindir F. Güncel Dental Bilgisayar Destekli Tasarım/Bilgisayar Destekli Üretim Sistemleri. Atatürk Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi;25:129-136.
63. Raigrodski AJ. Contemporary materials and technologies for all-ceramic fixed partial dentures: a review of the literature. The Journal of prosthetic dentistry 2004;92(6):557-562.
64. Tinscherta J, Nattb G, Hassenpflugb S, Spiekermann H. Status of Current CAD/CAM Technology in Dental Medicine Stand der aktuellen CAD/CAM-Technik in der Zahnmedizin. International journal of computerized dentistry 2004;7:25-45.
65. Strub JR, Rekow ED, Witkowski S. Computer-aided design and fabrication of dental restorations: current systems and future possibilities. The Journal of the American Dental Association 2006;137(9):1289-1296.
66. Bultan Ö, Öngül D, Türkoğlu P. Zirkonyanın mikroyapılarına ve üretim şekillerine göre sınıflandırılması. Journal of Istanbul University Faculty of Dentistry 2010;44(3):197-204.
67. Filser FT. Direct ceramic machining of ceramic dental restorations. ETH Zurich; 2001.
68. Sundh A, Molin M, Sjögren G. Fracture resistance of yttrium oxide partially-stabilized zirconia all-ceramic bridges after veneering and mechanical fatigue testing. Dent Mater 2005;21(5):476-482.
69. Piconi C, Maccauro G, Pilloni L, Burger W, Muratori F, Richter HG. On the fracture of a zirconia ball head. J Mater Sci Mater Med 2006;17(3):289-300.
70. Guess PC, Schultheis S, Bonfante EA, Coelho PG, Ferencz JL, Silva NR. All-ceramic systems: laboratory and clinical performance. Dent Clin North Am 2011;55(2):333-352, ix.
71. Beuer F, Naumann M, Gernet W, Sorensen JA. Precision of fit: zirconia three-unit fixed dental prostheses. Clin Oral Investig 2009;13(3):343-349.
72. Silva LHD, Lima E, Miranda RBP, Favero SS, Lohbauer U, Cesar PF. Dental ceramics: a review of new materials and processing methods. Braz Oral Res 2017;31(suppl 1):e58.
73. Zhang H, Li Z, Kim B-N, Morita K, Yoshida H, Hiraga K, et al. Effect of Alumina Dopant on Transparency of Tetragonal Zirconia. Journal of Nanomaterials 2012;2012:269064.

74. Zhang Y. Making yttria-stabilized tetragonal zirconia translucent. *Dent Mater* 2014;30(10):1195-1203.
75. Stawarczyk B, Frevert K, Ender A, Roos M, Sener B, Wimmer T. Comparison of four monolithic zirconia materials with conventional ones: Contrast ratio, grain size, four-point flexural strength and two-body wear. *J Mech Behav Biomed Mater* 2016;59:128-138.
76. Wong ACH, Tian T, Tsoi JKH, Burrow MF, Matinlinna JP. Aspects of adhesion tests on resin-glass ceramic bonding. *Dent Mater* 2017;33(9):1045-1055.
77. Papia E, Larsson C, du Toit M, Vult von Steyern P. Bonding between oxide ceramics and adhesive cement systems: a systematic review. *J Biomed Mater Res B Appl Biomater* 2014;102(2):395-413.
78. Aboushelib MN, Feilzer AJ, Kleverlaan CJ. Bonding to zirconia using a new surface treatment. *J Prosthodont* 2010;19(5):340-346.
79. Obradović-Đuričić K, Medić V, Dodić S, Gavrilov D, Antonijević Đ, Zrilić M. Dilemmas in zirconia bonding: A review. *Srpski arhiv za celokupno lekarstvo* 2013;141(5-6):395-401.
80. Amaral R, Ozcan M, Bottino MA, Valandro LF. Microtensile bond strength of a resin cement to glass infiltrated zirconia-reinforced ceramic: the effect of surface conditioning. *Dent Mater* 2006;22(3):283-290.
81. Phark JH, Duarte S, Jr., Blatz M, Sadan A. An in vitro evaluation of the long-term resin bond to a new densely sintered high-purity zirconium-oxide ceramic surface. *J Prosthet Dent* 2009;101(1):29-38.
82. Zhang Y, Lawn BR, Rekow ED, Thompson VP. Effect of sandblasting on the long-term performance of dental ceramics. *J Biomed Mater Res B Appl Biomater* 2004;71(2):381-386.
83. Kosmac T, Oblak C, Jevnikar P, Funduk N, Marion L. The effect of surface grinding and sandblasting on flexural strength and reliability of Y-TZP zirconia ceramic. *Dent Mater* 1999;15(6):426-433.
84. Sevmez H, Güngör MB, Yılmaz H. Tam Seramik Restorasyonlarda Uygulanan Yüzey İşlemleri. *Ege Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi* 2018;39(3):148-159.
85. Thompson JY, Stoner BR, Piascik JR, Smith R. Adhesion/cementation to zirconia and other non-silicate ceramics: where are we now? *Dent Mater* 2011;27(1):71-82.
86. Dérand P, Dérand T. Bond strength of luting cements to zirconium oxide ceramics. *Int J Prosthodont* 2000;13(2):131-135.
87. Noort RV. Introduction to Dental Materials: Introduction to Dental Materials. In. 4th ed.; 2013. p. 228-229.
88. Yoshida K, Taira Y, Matsumura H, Atsuta M. Effect of adhesive metal primers on bonding a prosthetic composite resin to metals. *J Prosthet Dent* 1993;69(4):357-362.
89. Kitayama S, Nikaido T, Takahashi R, Zhu L, Ikeda M, Foxton RM, et al. Effect of primer treatment on bonding of resin cements to zirconia ceramic. *Dent Mater* 2010;26(5):426-432.
90. Chen L, Suh BI. Bonding of resin materials to all-ceramics: a review. *Curr Res Dent* 2012;3(1):7-17.
91. Tanaka R, Fujishima A, Shibata Y, Manabe A, Miyazaki T. Cooperation of phosphate monomer and silica modification on zirconia. *Journal of dental research* 2008;87(7):666-670.

92. Wegner SM, Kern M. Long-term resin bond strength to zirconia ceramic. *Journal of Adhesive Dentistry* 2000;2(2).
93. Tsuo Y, Yoshida K, Atsuta M. Effects of alumina-blasting and adhesive primers on bonding between resin luting agent and zirconia ceramics. *Dental materials journal* 2006;25(4):669-674.
94. Valandro LF, Della Bona A, Bottino MA, Neisser MP. The effect of ceramic surface treatment on bonding to densely sintered alumina ceramic. *The Journal of prosthetic dentistry* 2005;93(3):253-259.
95. Uludamar A, Akalin B, ozkan YK. Zirkonyum esaslı tam seramik restorasyonlarda simantasyon öncesi yüzey hazırlıkları. *Cumhuriyet Dental Journal* 2011;14(2):140-153.
96. Aboushelib MN, Kleverlaan CJ, Feilzer AJ. Selective infiltration-etching technique for a strong and durable bond of resin cements to zirconia-based materials. *The Journal of prosthetic dentistry* 2007;98(5):379-388.
97. Sulewski JG. Historical survey of laser dentistry. *Dental Clinics of North America* 2000;44(4):717-752.
98. Maiman TH. Stimulated optical radiation in ruby. 1960.
99. de Andrade AKP, Feist IS, Pannuti CM, Cai S, Zezell DM, De Micheli G. Nd: YAG laser clinical assisted in class II furcation treatment. *Lasers in medical science* 2008;23(4):341-347.
100. Görüş Z, Meşe A, Çetindağ MT, Evran OE. Dişhekimliğinde Kullanılan Er: YAG Lazerler. *Ege Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi* 2018;39(1):1-7.
101. Özcan A, Sevimay M. Diş Hekimliğinde Lazer. *Türkiye Klinikleri. Dishekimligi Bilimleri Dergisi* 2016;22(2).
102. Coluzzi DJ. Fundamentals of dental lasers: science and instruments. *Dental Clinics* 2004;48(4):751-770.
103. Dederich DN, Bushick RD. Lasers in dentistry: separating science from hype. *J Am Dent Assoc* 2004;135(2):204-212; quiz 229.
104. Baxter GD. In: *Therapeutic Lasers; Theory and Practice*. 1st edition ed.: Churchill Livingstone; 1994. p. 5-20.
105. Fleming MG, Maillet WA. Photopolymerization of composite resin using the argon laser. *J Can Dent Assoc* 1999;65(8):447-450.
106. Miserendino LJ, Levy G, Miserendino CA. Laser interaction with biologic tissues. Miserendino LJ, Pick RM. *Laser in Dentistry*. Chicago: Quintessence 1995:39-55.
107. Coluzzi DJ. Lasers and soft tissue curettage: an update. *Compendium of continuing education in dentistry (Jamesburg, NJ: 1995)* 2002;23(11A):1104-1111.
108. White JM, Goodis HE, Rose CL. Use of the pulsed Nd: YAG laser for intraoral soft tissue surgery. *Lasers in surgery and medicine* 1991;11(5):455-461.
109. Coluzzi DJ. An overview of laser wavelengths used in dentistry. *Dental Clinics of North America* 2000;44(4):753-765.
110. Watanabe H, Ishikawa I, Suzuki M, Hasegawa K. Clinical assessments of the erbium: YAG laser for soft tissue surgery and scaling. *Journal of clinical laser medicine & surgery* 1996;14(2):67-75.

111. Armengol V, Jean A, Rohanizadeh R, Hamel H. Scanning electron microscopic analysis of diseased and healthy dental hard tissues after Er: YAG laser irradiation: in vitro study. *Journal of Endodontics* 1999;25(8):543-546.
112. Tokonabe H, Kouji R, Watanabe H, Nakamura Y, Matsumoto K. Morphological changes of human teeth with Er: YAG laser irradiation. *Journal of clinical laser medicine & surgery* 1999;17(1):7-12.
113. Martínez-Insua A, da Silva Dominguez L, Rivera FG, Santana-Penín UA. Differences in bonding to acid-etched or Er: YAG-laser-treated enamel and dentin surfaces. *The Journal of prosthetic dentistry* 2000;84(3):280-288.
114. Israel A. Use Of The CO<sub>2</sub> Laser In Soft Tissue And Periodontal Surgery. *Ariel* 1994; 128(217): 16.
115. Akan T. Maddenin 4. Hali Plazma ve Temel Özellikleri. *Elektronik Çağdaş Fizik Dergisi* 2006;4.
116. Singh S, Chandra D, Tripathi S, Rahman H, Tripathi D, Jain D, et al. The bright future of dentistry with cold plasma – Review. *IOSR Journal of Dental and Medical Sciences* 2014;13:06-13.
117. Kim JH, Lee MA, Han GJ, Cho BH. Plasma in dentistry: a review of basic concepts and applications in dentistry. *Acta Odontol Scand* 2014;72(1):1-12.
118. Conrads H, Schmidt M. Plasma generation and plasma sources. *Plasma Sources Science and Technology* 2000;9(4):441.
119. Raizer YP, Allen JE. *Gas discharge physics*. Springer Berlin; 1997.
120. Boulos M, Fauchais P, Pfender E. *Thermal Plasmas, Vol. 1, Chap. 1 and 4*. In.: Plenum Press, New York; 1994.
121. Grill A. *Cold plasma in materials fabrication*. IEEE Press, New York; 1994.
122. Boxman RL, Sanders DM, Martin PJ. *Handbook of vacuum arc science & technology: fundamentals and applications*. William Andrew; 1996.
123. Lerouge S, Wertheimer M, L'H Y. Plasma sterilization: a review of parameters, mechanisms, and limitations. *Plasmas and Polymers* 2001;6(3):175-188.
124. Sarkar A, Pal D, Sarkar S. Cold atmospheric plasma-future of dentistry. In; 2018; 2018.
125. Smitha T, Chaitanya BN. Plasma in dentistry: an update. *Indian Journal of Dental Advancements* 2010;2(2):210-215.
126. Cipolletta L, Bianco MA, Rotondano G, Piscopo R, Prisco A, Garofano ML. Prospective comparison of argon plasma coagulator and heater probe in the endoscopic treatment of major peptic ulcer bleeding. *Gastrointestinal endoscopy* 1998;48(2):191-195.
127. Ginsberg GG, Barkun AN, Bosco JJ, Burdick JS, Isenberg GA, Nakao NL, et al. The argon plasma coagulator. *Gastrointestinal endoscopy* 2002;55(7):807-810.
128. Vargo JJ. Clinical applications of the argon plasma coagulator. *Gastrointestinal endoscopy* 2004;59(1):81-88.
129. Shekhter A, Kabisov R, Pekshev A, Kozlov N, Perov YL. Experimental and clinical validation of plasmadynamic therapy of wounds with nitric oxide. *Bulletin of Experimental Biology and Medicine* 1998;126(2):829-834.

130. Shekhter AB, Serezhenkov VA, Rudenko TG, Pekshev AV, Vanin AF. Beneficial effect of gaseous nitric oxide on the healing of skin wounds. *Nitric oxide* 2005;12(4):210-219.
131. Bogle MA, Arndt KA, Dover JS. Evaluation of plasma skin regeneration technology in low-energy full-facial rejuvenation. *Archives of dermatology* 2007;143(2):168-174.
132. Fridman G, Shereshevsky A, Jost MM, Brooks AD, Fridman A, Gutsol A, et al. Floating electrode dielectric barrier discharge plasma in air promoting apoptotic behavior in melanoma skin cancer cell lines. *Plasma Chemistry and Plasma Processing* 2007;27(2):163-176.
133. Cha S, Park YS. Plasma in dentistry. *Clinical Plasma Medicine* 2014;2(1):4-10.
134. Brentel AS, Özcan M, Valandro LF, Alarça LG, Amaral R, Bottino MA. Microtensile bond strength of a resin cement to feldspathic ceramic after different etching and silanization regimens in dry and aged conditions. *Dental Materials* 2007;23(11):1323-1331.
135. Cho BH, Han GJ, Oh KH, Chung SN, Chun BH. The effect of plasma polymer coating using atmospheric-pressure glow discharge on the shear bond strength of composite resin to ceramic. *Journal of Materials Science* 2011;46(8):2755-2763.
136. Han GJ, Chung SN, Chun BH, Kim CK, Oh KH, Cho BH. Effect of the applied power of atmospheric pressure plasma on the adhesion of composite resin to dental ceramic. *Journal of Adhesive Dentistry* 2012;14(5):461.
137. Piascik JR, Wolter SD, Stoner BR. Development of a novel surface modification for improved bonding to zirconia. *Dental Materials* 2011;27(5):e99-e105.
138. Lohbauer U, Zipperle M, Rischka K, Petschelt A, Müller FA. Hydroxylation of dental zirconia surfaces: characterization and bonding potential. *Journal of Biomedical Materials Research Part B: Applied Biomaterials: An Official Journal of The Society for Biomaterials, The Japanese Society for Biomaterials, and The Australian Society for Biomaterials and the Korean Society for Biomaterials* 2008;87(2):461-467.
139. Chang JC, Powers JM, Hart D. Bond strength of composite to alloy treated with bonding systems. *Journal of Prosthodontics* 1993;2(2):110-114.
140. Blatz MB, Sadan A, Martin J, Lang B. In vitro evaluation of shear bond strengths of resin to densely-sintered high-purity zirconium-oxide ceramic after long-term storage and thermal cycling. *The Journal of prosthetic dentistry* 2004;91(4):356-362.
141. Silva NR, Coelho PG, Valverde GB, Becker K, Ihrke R, Quade A, et al. Surface characterization of Ti and Y-TZP following non-thermal plasma exposure. *Journal of Biomedical Materials Research Part B: Applied Biomaterials* 2011;99(1):199-206.
142. Derand T, Molin M, Kvam K. Bond strength of composite luting cement to zirconia ceramic surfaces. *Dental Materials* 2005;21(12):1158-1162.
143. Canullo L, Micarelli C, Bettazzoni L, Koçi B, Baldissara P. Zirconia-composite bonding after plasma of argon treatment. *International Journal of Prosthodontics* 2014;27(3).
144. Phillips RW, Anusavice KJ. *Phillips' science of dental materials*. Philadelphia, Pa.: Saunders; 1996.
145. Craig RG. *Restorative Dental Materials*. 10th ed. St.Louis: Mosby Inc; 1997:172-202.
146. Noort RV. *Introduction To Dental Materials*. 2nd ed. St Louis: Mosby; 2002:257-278.
147. Marshall SJ, Bayne SC, Baier R, Tomsia AP, Marshall GW. A review of adhesion science. *Dental materials* 2010;26(2):e11-e16.

148. Yoshida K, Tsuo Y, Atsuta M. Bonding of dual-cured resin cement to zirconia ceramic using phosphate acid ester monomer and zirconate coupler. *Journal of Biomedical Materials Research Part B: Applied Biomaterials: An Official Journal of The Society for Biomaterials, The Japanese Society for Biomaterials, and The Australian Society for Biomaterials and the Korean Society for Biomaterials* 2006;77(1):28-33.
149. Gu X-H, Kern M. Marginal discrepancies and leakage of all-ceramic crowns: influence of luting agents and aging conditions. *International Journal of Prosthodontics* 2003;16(2).
150. El-Mowafy O. The use of resin cements in restorative dentistry to overcome retention problems. *Journal-Canadian Dental Association* 2001;67(2):97-102.
151. Aksoy Dİ, Varol DS, Özkan Y. Zirkonyum restorasyonların simantasyonu. *Atatürk Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi* 2012;2012(Supplement 6).
152. Rosensteil S, Land M, Fujimoto J. *Contemporary Fixed Prosthodontics* 4th ed St louis. In.: Mosby; 2006.
153. Christensen GJ. Seating nonmetal crowns or fixed partial dentures with resin cement. *The Journal of the American Dental Association* 1998;129(2):239-241.
154. Blatz MB, Sadan A, Kern M. Resin-ceramic bonding: a review of the literature. *The Journal of prosthetic dentistry* 2003;89(3):268-274.
155. Blackman R, Barghi N, Duke E. Influence of ceramic thickness on the polymerization of light-cured resin cement. *The Journal of prosthetic dentistry* 1990;63(3):295-300.
156. Breeding LC, Dixon DL, Caughman WF. The curing potential of light-activated composite resin luting agents. *The Journal of prosthetic dentistry* 1991;65(4):512-518.
157. Hofmann N, Papsthart G, Hugo B, Klaiber B. Comparison of photo-activation versus chemical or dual-curing of resin-based luting cements regarding flexural strength, modulus and surface hardness. *Journal of Oral Rehabilitation* 2001;28(11):1022-1028.
158. Didier D, Spreafico R. *Adhesive metal free restorations*. Quintessence Pub Co Inc, London 1999:192-197.
159. Anusavice KJ, Phillips RW. *Phillips' science of dental materials*. St. Louis, Mo.: Saunders; 2003.
160. O'Brien W. *Dental materials and their selection—3 rd edition* Quintessence Publishing Co. Carol Stream 2002.
161. Diaz-Arnold AM, Vargas MA, Haselton DR. Current status of luting agents for fixed prosthodontics. *The Journal of prosthetic dentistry* 1999;81(2):135-141.
162. El-Mowafy O, Rubo M, El-Badrawy W. Hardening of new resin cements cured through a ceramic inlay. *Operative dentistry* 1999;24:38-44.
163. Uludamar A, Aygün Ş, Özkan YK. Tam Seramik Restorasyonların Simantasyonu. *Atatürk Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi* 2011;2011(2):150-162.
164. Radovic I, Monticelli F, Goracci C, Vulicevic ZR, Ferrari M. Self-adhesive resin cements: a literature review. *Journal of Adhesive Dentistry* 2008;10(4).
165. Hikita K, Van Meerbeek B, De Munck J, Ikeda T, Van Landuyt K, Maida T, et al. Bonding effectiveness of adhesive luting agents to enamel and dentin. *Dental Materials* 2007;23(1):71-80.

166. Behr M, Hansmann M, Rosentritt M, Handel G. Marginal adaptation of three self-adhesive resin cements vs. a well-tried adhesive luting agent. *Clin Oral Investig* 2009;13(4):459-464.
167. Mahrous A, Radwan MM, Kamel SM. Micro-Shear Bond Strength of Novel MDP Calcium-Fluoride-Releasing Self-Adhesive Resin Cement After Thermocycling. *Int J Periodontics Restorative Dent* 2020;40:445-455.
168. O'Brien WJ. *Dental Materials and Their Selection Fourth Edition*. In. Chicago: Quintessence Publishing Co; 2008.
169. Robert G Craig JMP. *Restorative Dental Materials*. 11th Edition ed. Toronto: Mosby Co; 2002.
170. Subutay Han Altıntaş SK, Ahsen Gülnar. Sertlik Testleri: Yüzey Sertliği ve Ölçümü, Yüzey Pürüzlülüğü ve Ölçümü. *Turkiye Klinikleri J Prosthodont-Special Topics* 2017;3(3):216-223.
171. Nuran Yanıkoğlu HÖ. Protetik Materyallerin Mekanik ve Yüzey Özelliklerini İnceleme Yöntemleri. *Turkiye Klinikleri Journal of Prosthodontics-Special Topics* 2017;3:203-209.
172. Joseph Goldstein DN, David Joy, Charles Lyman, Patrick Echlin, Eric Lifshin, Linda Sawyer, Joseph Michael. *Scanning electron microscopy and X-ray microanalysis*. Third Edition ed. USA: Springer; 2003.
173. Della Bona A, Anusavice KJ, Mecholsky Jr JJ. Failure analysis of resin composite bonded to ceramic. *Dental Materials* 2003;19(8):693-699.
174. Cengiz A, Mısırlıgil A, Aydın M. Tıp ve diş hekimliğinde genel ve özel mikrobiyoloji. Ankara: Güneş Kitabevi 2004:737-745.
175. Watt IM. *The principles and practice of electron microscopy*. Cambridge University Press; 1997.
176. Bourauel C, Fries T, Drescher D, Plietsch R. Surface roughness of orthodontic wires via atomic force microscope, laser specular reflectance, and profilometry. *The European Journal of Orthodontics* 1998;20(1):79-92.
177. Teixeira EC, Thompson JL, Piascik JR, Thompson JY. In vitro toothbrush-dentifrice abrasion of two restorative composites. *Journal of Esthetic and Restorative Dentistry* 2005;17(3):172-181.
178. Tholt B, Miranda-Júnior WG, Prioli R, Thompson J, Oda M. Surface roughness in ceramics with different finishing techniques using atomic force microscope and profilometer. *Operative dentistry* 2006;31(4):442-449.
179. Oura K, Lifshits V, Saranin A, Zotov A, Katayama M. *Surface science: an introduction*. Springer Science & Business Media; 2013.
180. Maksoud T, Gadelmawla ES, Koura M, Elewa I, Soliman H. Roughness parameters. *Journal of Materials Processing Technology* 2002;123:133-145.
181. Sanches RP, Otani C, Damião AJ, Miyakawa W. AFM characterization of bovine enamel and dentine after acid-etching. *Micron* 2009;40(4):502-506.
182. Echlin P, Fiori C, Goldstein J, Joy DC, Newbury DE. *Advanced scanning electron microscopy and X-ray microanalysis*. Springer Science & Business Media; 2013.
183. John O'Connor BS, Roger Smart. *Surface analysis methods in materials science*. Germany: Springer; 2003.
184. Mair L, Padipatvuthikul P. Variables related to materials and preparing for bond strength testing irrespective of the test protocol. *Dental materials* 2010;26(2):e17-e23.

185. McInnes P, Dickinson G. The effect of thermocycling in microleakage analysis. *Dental Materials* 1992;8(3):181-184.
186. Papacchini F, Toledano M, Monticelli F, Osorio R, Radovic I, Polimeni A, et al. Hydrolytic stability of composite repair bond. *European journal of oral sciences* 2007;115(5):417-424.
187. Cardoso PE, Braga RR, Carrilho MR. Evaluation of micro-tensile, shear and tensile tests determining the bond strength of three adhesive systems. *Dental Materials* 1998;14(6):394-398.
188. Shono Y, Ogawa T, Terashita M, Carvalho R, Pashley E, Pashley DH. Regional measurement of resin-dentin bonding as an array. *Journal of Dental Research* 1999;78(2):699-705.
189. Klocke A, Kahl-Nieke B. Influence of cross-head speed in orthodontic bond strength testing. *Dental Materials* 2005;21(2):139-144.
190. Wahsh M, Ghallab O. Influence of different surface treatments on microshear bond strength of repair resin composite to two CAD/CAM esthetic restorative materials. *Tanta Dental Journal* 2015;12(3):178-184.
191. Oilo G. Bond strength testing--what does it mean? *International dental journal* 1993;43(5):492-498.
192. Granjon H. *Fundamentals of welding metallurgy*. Elsevier; 1991.
193. Poitevin A, De Munck J, Van Landuyt K, Coutinho E, Peumans M, Lambrechtse P, et al. Critical analysis of the influence of different parameters on the microtensile bond strength of adhesives to dentin. *Journal of Adhesive Dentistry* 2008;10(1).
194. Valandro LF, Özcan M, Amaral R, Vanderlei A, Bottino MA. Effect of testing methods on the bond strength of resin to zirconia-alumina ceramic: microtensile versus shear test. *Dental materials journal* 2008;27(6):849-855.
195. Cekic-Nagas I, Ergun G, Egilmez F, Vallittu PK, Lassila LVJ. Micro-shear bond strength of different resin cements to ceramic/glass-polymer CAD-CAM block materials. *Journal of prosthodontic research* 2016;60(4):265-273.
196. El Zohairy A, De Gee A, De Jager N, Van Ruijven L, Feilzer A. The influence of specimen attachment and dimension on microtensile strength. *Journal of dental research* 2004;83(5):420-424.
197. Devigus A, Lombardi G. Shading Vita In-ceram YZ substructures: influence on value and chroma, part II. *International journal of computerized dentistry* 2004;7:379-388.
198. Aboushelib MN, De Jager N, Kleverlaan CJ, Feilzer AJ. Microtensile bond strength of different components of core veneered all-ceramic restorations. *Dental Materials* 2005;21(10):984-991.
199. Qeblawi DM, Campillo-Funollet M, Muñoz CA. In vitro shear bond strength of two self-adhesive resin cements to zirconia. *The Journal of prosthetic dentistry* 2015;113(2):122-127.
200. Krämer N, Lohbauer U, Frankenberger R. Adhesive luting of indirect restorations. *American Journal of Dentistry* 2000;13(Spec No):60D-76D.
201. Özcan M, Pfeiffer P, Nergiz I. A brief history and current status of metal-and ceramic surface-conditioning concepts for resin bonding in dentistry. *Quintessence International* 1998;29(11).
202. Casucci A, Osorio E, Osorio R, Monticelli F, Toledano M, Mazzitelli C, et al. Influence of different surface treatments on surface zirconia frameworks. *Journal of dentistry* 2009;37(11):891-897.

203. Ito Y, Okawa T, Fujii T, Tanaka M. Influence of plasma treatment on surface properties of zirconia. *Journal of Osaka Dental University* 2016;50(2):79-84.
204. Yi Y, Ahn J, Park Y, Jun S, Lee I, Cho B, et al. The effect of sandblasting and different primers on shear bond strength between yttria-tetragonal zirconia polycrystal ceramic and a self-adhesive resin cement. *Operative dentistry* 2015;40(1):63-71.
205. Ban S. Reliability and properties of core materials for all-ceramic dental restorations. *Japanese Dental Science Review* 2008;44(1):3-21.
206. Sato H, Yamada K, Pezzotti G, Nawa M, Ban S. Mechanical properties of dental zirconia ceramics changed with sandblasting and heat treatment. *Dental materials journal* 2008;27(3):408-414.
207. Kwon SM, Min BK, Kim YK, Kwon TY. Influence of sandblasting particle size and pressure on resin bonding durability to zirconia: a residual stress study. *Materials* 2020;13(24):5629.
208. Souza RO, Valandro LF, Melo RM, Machado JP, Bottino MA, Özcan M. Air-particle abrasion on zirconia ceramic using different protocols: Effects on biaxial flexural strength after cyclic loading, phase transformation and surface topography. *Journal of the mechanical behavior of biomedical materials* 2013;26:155-163.
209. Özcan M. Air abrasion of zirconia resin-bonded fixed dental prostheses prior to adhesive cementation: why and how. *J Adhes Dent* 2013;15(4):394.
210. Duymuş ZY, Çağlar I, Ateş SM. Lazer Sistemlerinin Protetik Diş Tedavisinde Kullanım Alanları. *Atatürk Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi*;25(13).
211. Mirhashemi A, Sharifi N, Moharrami M, Chiniforush N. Evaluation of different types of lasers in surface conditioning of porcelains: a review article. *Journal of lasers in medical sciences* 2017;8(3):101.
212. Kirmali O, Kapdan A, Kustarci A, Er K. Veneer ceramic to Y-TZP bonding: comparison of different surface treatments. *Journal of prosthodontics* 2016;25(4):324-329.
213. Diaci J, Gaspirc B. Comparison of Er: YAG and Er, Cr: YSGG lasers used in dentistry. *J laser health Acad* 2012;1(1):1-13.
214. Stock K, Hibst R, Keller U. Comparison of Er: YAG and Er: YSGG laser ablation of dental hard tissues. In: *Medical Applications of Lasers in Dermatology, Ophthalmology, Dentistry, and Endoscopy*; 1997: International Society for Optics and Photonics; 1997. p. 88-95.
215. Chu PK, Chen J, Wang L, Huang N. Plasma-surface modification of biomaterials. *Materials Science and Engineering: R: Reports* 2002;36(5-6):143-206.
216. d'Agostino R, Favia P, Oehr C, Wertheimer MR. Low-Temperature Plasma Processing of Materials: Past, Present, and Future. *Plasma Processes and Polymers* 2005;2(1):7-15.
217. Okubo M, Tahara M. Applications of fluoroplastics film with adhesive surface treated by atmospheric pressure nonthermal plasma hybrid process. *J Adhes Soc Jpn* 2010;46:116-121.
218. Tabari K, Hosseinpour S, Mohammad-Rahimi H. The impact of plasma treatment of Cercon® zirconia ceramics on adhesion to resin composite cements and surface properties. *Journal of lasers in medical sciences* 2017;8(Suppl 1):S56.
219. Noro A, Kaneko M, Murata I, Yoshinari M. Influence of surface topography and surface physicochemistry on wettability of zirconia (tetragonal zirconia polycrystal). *Journal of Biomedical Materials Research Part B: Applied Biomaterials* 2013;101(2):355-363.

220. Pott PC, Syväri TS, Stiesch M, Eisenburger M. Influence of nonthermal argon plasma on the shear bond strength between zirconia and different adhesives and luting composites after artificial aging. *The journal of advanced prosthodontics* 2018;10(4):308-314.
221. Ahn JJ, Kim DS, Bae EB, Kim GC, Jeong CM, Huh JB, et al. Effect of non-thermal atmospheric pressure plasma (NTP) and zirconia primer treatment on shear bond strength between Y-TZP and resin cement. *Materials* 2020;13(18):3934.
222. Lümkemann N, Eichberger M, Stawarczyk B. Different surface modifications combined with universal adhesives: the impact on the bonding properties of zirconia to composite resin cement. *Clinical oral investigations* 2019;23(11):3941-3950.
223. Gomes AL, Ramos JC, Santos-del Riego S, Montero J, Albaladejo A. Thermocycling effect on microshear bond strength to zirconia ceramic using Er: YAG and tribochemical silica coating as surface conditioning. *Lasers in medical science* 2015;30(2):787-795.
224. Yun JY, Ha SR, Lee JB, Kim SH. Effect of sandblasting and various metal primers on the shear bond strength of resin cement to Y-TZP ceramic. *Dental Materials* 2010;26(7):650-658.
225. Chen L, Suh BI, Kim J, Tay FR. Evaluation of silica-coating techniques for zirconia bonding. *American journal of dentistry* 2011;24(2):79-84.
226. Amaral M, Belli R, Cesar PF, Valandro LF, Petschelt A, Lohbauer U. The potential of novel primers and universal adhesives to bond to zirconia. *Journal of dentistry* 2014;42(1):90-98.
227. Ahn J-S, Yi Y-A, Lee Y, Seo D-G. Shear bond strength of MDP-containing self-adhesive resin cement and Y-TZP ceramics: effect of phosphate monomer-containing primers. *BioMed Research International* 2015;2015.
228. Atsu SS, Kilicarslan MA, Kucukesmen HC, Aka PS. Effect of zirconium-oxide ceramic surface treatments on the bond strength to adhesive resin. *The Journal of prosthetic dentistry* 2006;95(6):430-436.
229. Tzanakakis E-GC, Tzoutzas IG, Koidis PT. Is there a potential for durable adhesion to zirconia restorations? A systematic review. *The Journal of prosthetic dentistry* 2016;115(1):9-19.
230. Özcan M, Bernasconi M. Adhesion to zirconia used for dental restorations: a systematic review and meta-analysis. *Journal of Adhesive Dentistry* 2015;17(1).
231. de Oyagüe RC, Monticelli F, Toledano M, Osorio E, Ferrari M, Osorio R. Influence of surface treatments and resin cement selection on bonding to densely-sintered zirconium-oxide ceramic. *Dental materials* 2009;25(2):172-179.
232. Petrauskas A, Novaes Olivieri KA, Pupo YM, Berger G, Gonçalves Betiol E. Influence of different resin cements and surface treatments on microshear bond strength of zirconia-based ceramics. *J Conserv Dent* 2018;21(2):198-204.
233. Chen L, Yang J, Wang JR, Suh BI. Physical and biological properties of a newly developed calcium silicate-based self-adhesive cement. *Am J Dent* 2018;31(2):86-90.
234. Chagas PC, Bastos LGC. Bonding of resin cements to zirconia. *Journal of Dental Implants* 2015;5(1):43.
235. Barclay C, Boyle E, Williams R, Marquis P. The effect of thermocycling on five adhesive luting cements. *Journal of oral rehabilitation* 2002;29(6):546-552.
236. da Silva BTF, Trevelin LT, de Sá Teixeira F, Salvadori MC, Cesar PF, Matos AB. Non-thermal plasma increase bond strength of zirconia to a resin cement. *Brazilian Dental Science* 2018;21(2):210-219.

237. Júnior VVBF, Dantas DCB, Bresciani E, Huhtala MFRL. Evaluation of the bond strength and characteristics of zirconia after different surface treatments. *The Journal of prosthetic dentistry* 2018;120(6):955-959.
238. Braga RR, Meira JB, Boaro LC, Xavier TA. Adhesion to tooth structure: a critical review of “macro” test methods. *Dental Materials* 2010;26(2):e38-e49.
239. Al-Dohan HM, Yaman P, Dennison JB, Razzoog ME, Lang BR. Shear strength of core-veneer interface in bi-layered ceramics. *The Journal of prosthetic dentistry* 2004;91(4):349-355.
240. Noro A, Kameyama A, Haruyama A, Takahashi T. Influence of Hydrophilic Pre-treatment on Resin Bonding to Zirconia Ceramics. *The Bulletin of Tokyo Dental College* 2015;56(1):33-39.
241. Balkenhol M, Nothdurft FP, Hannig M, Schindler A, Lehmann A, Arnold T, et al. Bonding to zirconia ceramic: The effect of cold plasma treatment and 4-META. *Clinical Plasma Medicine* 2017;5:8-13.
242. Kaimal A, Ramdev P, Shruthi C. Evaluation of effect of zirconia surface treatment, using plasma of argon and silane, on the shear bond strength of two composite resin cements. *Journal of clinical and diagnostic research: JCDR* 2017;11(8):ZC39.
243. Cavalcanti AN, Pilecki P, Foxton RM, Watson TF, Oliveira MT, Gianinni M, et al. Evaluation of the surface roughness and morphologic features of Y-TZP ceramics after different surface treatments. *Photomedicine and laser surgery* 2009;27(3):473-479.
244. Ersu B, Yuzugullu B, Yazici AR, Canay S. Surface roughness and bond strengths of glass-infiltrated alumina-ceramics prepared using various surface treatments. *Journal of dentistry* 2009;37(11):848-856.
245. Wolfart M, Lehmann F, Wolfart S, Kern M. Durability of the resin bond strength to zirconia ceramic after using different surface conditioning methods. *Dental Materials* 2007;23(1):45-50.
246. Tanış MÇ, Akay C, Karakış D. Resin cementation of zirconia ceramics with different bonding agents. *Biotechnology & Biotechnological Equipment* 2015;29(2):363-367.
247. Çağlar İ, Ateş SM, Korkmaz FM, Yeşil Duymuş Z. Monolitik Zirkonya-Rezin Siman Bağlantısına Farklı Yüzey İşlemlerinin Etkisi. *7tepe Klinik* 2018;14(3):105-110.
248. Miragaya L, Maia LC, Sabrosa CE, de Goes MF, da Silva EM. Evaluation of self-adhesive resin cement bond strength to yttria-stabilized zirconia ceramic (Y-TZP) using four surface treatments. *Journal of Adhesive Dentistry* 2011.
249. Passos SP, May LG, Barca DC, Özcan M, Bottino MA, Valandro LF. Adhesive quality of self-adhesive and conventional adhesive resin cement to Y-TZP ceramic before and after aging conditions. *Operative Dentistry* 2010;35(6):689-696.
250. Shin YJ, Shin Y, Yi YA, Kim J, Lee IB, Cho BH, et al. Evaluation of the shear bond strength of resin cement to Y-TZP ceramic after different surface treatments. *Scanning: The Journal of Scanning Microscopies* 2014;36(5):479-486.
251. Yang L, Chen B, Xie H, Chen Y, Chen Y, Chen C. Durability of resin bonding to zirconia using products containing 10-methacryloyloxydecyl dihydrogen phosphate. *J Adhes Dent* 2018;20(4):279-287.
252. Koizumi H, Nakayama D, Komine F, Blatz MB, Matsumura H. Bonding of resin-based luting cements to zirconia with and without the use of ceramic priming agents. *Journal of Adhesive Dentistry* 2012;14(4):385.

253. Román-Rodríguez JL, Fons-Font A, Amigó-Borrás V, Granell-Ruiz M, Busquets-Mataix D, Panadero RA, et al. Bond strength of selected composite resin-cements to zirconium-oxide ceramic. *Medicina oral, patología oral y cirugía bucal* 2013;18(1):e115.
254. Kriebel M. Effect of Er, Cr: YSGG and diode laser treatment on surface properties of 3Y-TZP for dental applications. The Ohio State University; 2010.
255. Miranda PV, Rodrigues JA, Blay A, Shibli JA, Cassoni A. Surface alterations of zirconia and titanium substrates after Er, Cr: YSGG irradiation. *Lasers in medical science* 2015;30(1):43-48.
256. Pham CM, Chen C-Y, Kim DM. The effects of using erbium, chromium-doped: yttrium-scandium-gallium-garnet laser on the surface modification, bacterial decontamination, and cell adhesion on zirconia discs: an in vitro study. *Lasers in Medical Science* 2021:1-8.
257. Ghasemi A, Kermanshah H, Ghavam M, Nateghifard A, Torabzadeh H, Nateghifard A, et al. Effect of Er, Cr: YSGG laser treatment on microshear bond strength of zirconia to resin cement before and after sintering. *J Adhes Dent* 2014;16(4):377-382.
258. Akhavan Zanjani V, Ahmadi H, Nateghifard A, Ghasemi A, Torabzadeh H, Abdoh Tabrizi M, et al. Effect of different laser surface treatment on microshear bond strength between zirconia ceramic and resin cement. *Journal of investigative and clinical dentistry* 2015;6(4):294-300.
259. Aras WMF, Barroso JSM, Blay A, Rodrigues JA, Cassoni A. Er,Cr:YSGG laser irradiation influence on Y-TZP bond strength to resin cement. *Ceramics International* 2016;42(12):13790-13795.
260. Arami S, Tabatabaei MH, Namdar F, Safavi N, Chiniforush N. Shear bond strength of the repair composite resin to zirconia ceramic by different surface treatment. *Journal of lasers in medical sciences* 2014;5(4):171.
261. Elias AB, Simão RA, Prado M, Cesar PF, Dos Santos GB, da Silva EM. Effect of different times of nonthermal argon plasma treatment on the microtensile bond strength of self-adhesive resin cement to yttria-stabilized tetragonal zirconia polycrystal ceramic. *The Journal of prosthetic dentistry* 2019;121(3):485-491.
262. Liu T, Hong L, Hottel T, Dong X, Yu Q, Chen M. Non-thermal plasma enhanced bonding of resin cement to zirconia ceramic. *Clinical plasma medicine* 2016;4(2):50.
263. Lopes BB, Ayres APA, Lopes LB, Negreiros WM, Giannini M. The effect of atmospheric plasma treatment of dental zirconia ceramics on the contact angle of water. *Applied Adhesion Science* 2014;2(1):1-8.
264. Ito Y, Okawa T, Fukumoto T, Tsurumi A, Tatsuta M, Fujii T, et al. Influence of atmospheric pressure low-temperature plasma treatment on the shear bond strength between zirconia and resin cement. *Journal of prosthodontic research* 2016;60(4):289-293.
265. Lee MH, Min BK, Son JS, Kwon T-Y. Influence of different post-plasma treatment storage conditions on the shear bond strength of veneering porcelain to zirconia. *Materials* 2016;9(1):43.
266. Kim DS, Ahn JJ, Kim GC, Jeong CM, Huh JB, Lee SH. Influence of Non-Thermal Atmospheric Pressure Plasma Treatment on Retentive Strength between Zirconia Crown and Titanium Implant Abutment. *Materials* 2021;14(9):2352.
267. Hallmann L, Ulmer P, Lehmann F, Wille S, Polonskyi O, Johannes M, et al. Effect of surface modifications on the bond strength of zirconia ceramic with resin cement resin. *Dental Materials* 2016;32(5):631-639.

268. Vechiato-Filho AJ, Matos AO, Landers R, Goiato MC, Rangel EC, De Souza GM, et al. Surface analysis and shear bond strength of zirconia on resin cements after non-thermal plasma treatment and/or primer application for metallic alloys. *Materials Science and Engineering: C* 2017;72:284-292.
269. de Mendonça BC, Negreiros WM, Giannini M. Effect of aluminum oxide sandblasting, plasma application and their combination on the bond strength of resin cement to zirconia ceramics. *Brazilian Dental Science* 2019;22(2):275-280.



## 9. EKLER



T.C.  
FIRAT ÜNİVERSİTESİ  
GİRİŞİMSEL OLMAYAN ARAŞTIRMALAR  
ETİK KURULU  
GİRİŞİMSEL OLMAYAN ARAŞTIRMALAR  
ETİK KURULU KARARLARI

Oturum Tarihi  
29/05/2020

Oturum Saati  
14:00

Oturum Sayısı  
2020/08-29

Girişimsel Olmayan Araştırmalar Etik Kurulu 29/05/2020 tarihinde saat 14:00'da Kurul Başkanı Prof. Dr. Mustafa KAPLAN başkanlığında, aşağıda imzaları bulunan kurul üyelerinin katılımlarıyla toplanarak gündemdeki konuları görüşmüş ve aşağıdaki kararları almıştır.

Sorumlu Araştırmacı : Dr. Öğr. Üyesi Bekir EŞER  
Diğer Araştırmacılar : Arş. Gör. Dt. Gülay KAMIŞ

"Atmosferik Basınçlı Plazma ve Geleneksel Yüzey Modifikasyon Yöntemleri Uygulanan CAD/CAM Zirkonya Blokların Farklı Rezin Simanlarla Bağlantı Dayanımlarının Değerlendirilmesi" konulu proje kurulumuzda görüşülmüş olup; çalışmanın etik kurallara uygun olduğuna oybirliğiyle karar verilmiştir.

Kurul Üyeleri:

Prof. Dr. Mustafa KAPLAN, Prof. Dr. Demet ÇİÇEK, Prof. Dr. Engin ŞAHNA (Bulunmadı), Prof. Dr. Erdal TAŞKIN (Bulunmadı), Doç. Dr. Nevzat GÖZEL, Doç. Dr. Funda GÜLCÜ BULMUŞ, Doç. Dr. Fazilet ERMAN, Doç. Dr. Burcu GÜL BAYKALIR, Dr. Öğr. Üyesi Turgay BÖRK, Dr. Öğr. Üyesi Adem GÖK

E-İmzalıdır  
Prof. Dr. Mustafa KAPLAN  
Kurul Başkanı

Prof. Dr. Demet ÇİÇEK

Doç. Dr. Nevzat GÖZEL

Doç. Dr. Funda GÜLCÜ BULMUŞ

Doç. Dr. Fazilet ERMAN

Doç. Dr. Burcu GÜL BAYKALIR

Dr. Öğr. Üyesi Turgay BÖRK

Dr. Öğr. Üyesi Adem GÖK