

T.C.
İZMİR KÂTİP ÇELEBİ ÜNİVERSİTESİ
SAĞLIK BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ
RESTORATİF DİŞ TEDAVİSİ ANABİLİM DALI

FARKLI YÜZEY HAZIRLAMA VE SİLANLAMA
TEKNİKLERİNİN CAD-CAM MATERYALLERİNİN
BAĞLANMA DAYANIMINA ETKİSİ

MUSTAFA ÇAKIR
DOKTORA TEZİ

DANIŞMAN

Doç. Dr. Bilal YAŞA

İKİNCİ DANIŞMAN

Yrd. Doç. Dr. Serdar BAĞLAR

2017 - İZMİR

T.C.
İZMİR KÂTİP ÇELEBİ ÜNİVERSİTESİ
SAĞLIK BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ
RESTORATİF DİŞ TEDAVİSİ ANABİLİM DALI

FARKLI YÜZEY HAZIRLAMA VE SİLANLAMA
TEKNİKLERİNİN CAD-CAM MATERYALLERİNİN
BAĞLANMA DAYANIMINA ETKİSİ

MUSTAFA ÇAKIR
DOKTORA TEZİ

DANIŞMAN

Doç. Dr. Bilal YAŞA

İKİNCİ DANIŞMAN

Yrd. Doç. Dr. Serdar BAĞLAR

2017 - İZMİR

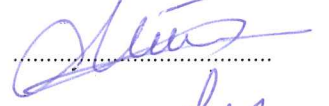
KABUL VE ONAY SAYFASI

Sağlık Bilimleri Enstitü Müdürlüğüne;

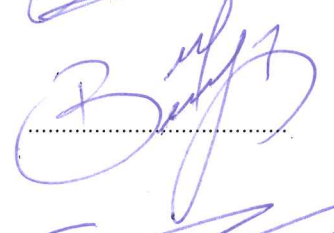
İzmir Kâtip Çelebi Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü **Restoratif Diş Tedavisi Anabilim Dalı** ve Kırıkkale Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü **Restoratif Diş Tedavisi Anabilim Dalı Ortak Doktora Programı** çerçevesinde yürütülmüş olan bu çalışma, aşağıdaki jüri tarafından **Doktora Tezi** olarak kabul edilmiştir.

Tez Savunma Tarihi: 25/05/2017

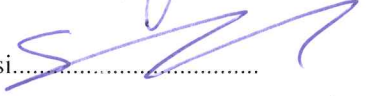
Üye: Prof. Dr. Murat TÜRKÜN Ege Üniversitesi



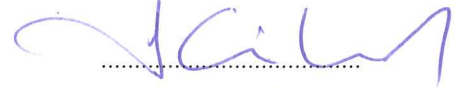
Üye: Doç. Dr. Bilal YAŞA (Danışman) İzmir Kâtip Çelebi Üniversitesi



Üye: Yrd. Doç. Dr. Serdar BAĞLAR (İkinci Danışman) Kırıkkale Üniversitesi



Üye: Yrd. Doç. Dr. Dilek ENHOŞ İzmir Kâtip Çelebi Üniversitesi



Üye: Yrd. Doç. Dr. Kaşad PALA Erciyes Üniversitesi



ONAY : Bu Doktora Tezi, Enstitü Yönetim Kurulu'na belirlenen yukarıdaki jüri üyeleri tarafından uygun görülmüş ve kabul edilmiştir.



Prof. Dr. Ahmet KOYU

İzmir Kâtip Çelebi Üniversitesi
Sağlık Bilimleri Enstitüsü Müdürü

ÖNSÖZ

Doktora sürecimde bana yol gösteren, desteklerini benden esirgemeyen danışmanım **Doç. Dr. Bilal YAŞA'ya**, ikinci danışmanım, **Yrd. Doç. Dr. Serdar BAĞLAR'a**, istatistiksel analiz konusunda yardımından faydalandığım **Yrd. Doç. Dr. Bülent ÖZKAN'a** teşekkürlerimi sunarım.

Hayatım boyunca her zaman yanımda olan, daima bana destek veren aileme minnettarım.



İÇİNDEKİLER

| | |
|--|------|
| KABUL VE ONAY SAYFASI..... | i |
| ÖNSÖZ..... | ii |
| İÇİNDEKİLER..... | iii |
| Simgeler ve Kısaltmalar Dizini..... | v |
| Şekiller Dizini..... | vi |
| Resimler Dizini..... | viii |
| Tablolar Dizini..... | x |
| 1. GİRİŞ..... | 1 |
| 2. GENEL BİLGİ..... | 3 |
| 2.1. İndirekt Restorasyonlar..... | 4 |
| 2.2. CAD-CAM Sistemler..... | 5 |
| 2.2.1. CAD-CAM Sistemlerinde Kullanılan Materyaller:..... | 9 |
| 2.2.1.1. Dental Seramikler..... | 9 |
| 2.2.1.2. CAD-CAM İşleminde Kullanılan Seramik Bloklar..... | 12 |
| 2.2.1.3. CAD-CAM Sisteminde Kullanılan Rezin İçerikli Bloklar..... | 16 |
| 2.3. Adezyon..... | 21 |
| 2.4. Yapıştırma Simanları..... | 22 |
| 2.4.1. Rezin Simanlar..... | 23 |
| 2.5. Yüzey İşlemleri..... | 26 |
| 2.5.1. Mekanik Yüzey İşlemleri..... | 27 |
| 2.5.1.1. Asit ile Pürüzlendirme..... | 27 |
| 2.5.1.2. Kumlama..... | 28 |
| 2.5.1.3. Tribokimyasal Silika Kaplama..... | 28 |
| 2.5.1.4. Er:YAG Lazer ile Pürüzlendirme..... | 29 |
| 2.5.2. Kimyasal Yüzey İşlemleri..... | 30 |
| 2.5.2.1. Silanlama..... | 30 |
| 2.5.3. Rezin Simanların Seramik Yüzeyine Bağlanması..... | 31 |
| 2.5.4. Rezin Simanların Kompozit Yüzeyine Bağlanması..... | 32 |
| 2.6. Bağlanma Dayanımı Test Yöntemleri..... | 33 |
| 2.7. SEM Analizi..... | 35 |

| | | |
|----------------|--|-----|
| 3. | GEREÇ VE YÖNTEM | 37 |
| 3.1. | Test Gruplarının Oluşturulması | 37 |
| 3.2. | Örneklerin elde edilmesi..... | 39 |
| 3.2.1. | Yüzey İşlemleri..... | 41 |
| 3.2.1.1. | Tribokimyasal Silika Kaplama | 41 |
| 3.2.1.2. | Kumlama | 41 |
| 3.2.1.3. | Lazer Uygulama..... | 42 |
| 3.2.1.4. | Hidroflorik Asit Uygulama..... | 43 |
| 3.2.1.5. | Kontrol..... | 44 |
| 3.2.2. | Silanlama prosedürleri..... | 44 |
| 3.2.2.1. | Silanlama | 44 |
| 3.2.2.2. | Silan İçerikli Adeziv Materyal Uygulama..... | 45 |
| 3.2.2.3. | Silan ve Adeziv Materyal Uygulama | 45 |
| 3.2.3. | CAD-CAM Blok Parçalarının Yapıştırılması..... | 46 |
| 3.2.4. | Test çubukların Elde Edilmesi | 47 |
| 3.3. | Mikrogerilim Bağlanma Dayanımı Testi | 48 |
| 3.4. | Başarısızlık Tiplerinin Analizi..... | 50 |
| 3.4.1. | Stereomikroskop ile Değerlendirme | 50 |
| 3.4.2. | Taramalı Elektron Mikroskobu ile Değerlendirme | 50 |
| 3.5. | İstatistiksel Analiz..... | 51 |
| 4. | BULGULAR..... | 52 |
| 4.1. | Mikrogerilim Bağlanma Dayanımı Değerlendirilmesi | 52 |
| 4.2. | Kopma Tiplerinin Değerlendirilmesi | 73 |
| 4.3. | Sem İncelemesi | 77 |
| 5. | TARTIŞMA..... | 82 |
| 6. | SONUÇLAR..... | 104 |
| ÖZET | | 105 |
| ABSTRACT | | 106 |
| KAYNAKLAR..... | | 107 |
| ÖZGEÇMİŞ | | 125 |

Simgeler ve Kısaltmalar Dizini

μ GBD: Mikrogerilim bağlanma direnci

μ m: Mikrometre

Å: Angstrom

Al₂O₃: Alüminyumoksit

APF : Asitdilüe fosfat florid

ark: Arkadaşları

BIS-GMA: Bisfenol-A-Glisidil Dimetakrilat

CAD-CAM: (computer aided design-computer aided manufacturing)

cm: Santimetre

HF: Hidroflorik asit

Hz: Hertz

ISO: International Standarts Organisation (Uluslararası standartlar organizasyonu)

LED: Light emitting diode

Li₂O: Lityum

MDP: (10-Methacryloyloxydecyl dihydrogen phosphate)

mJ: Milijoule

mm: Milimetre

MPa: Megapaskal

mW: Miliwatt

N: Newton

p: Anlamlılık değeri

SEM : Scanning Electron Microscopy

SiO₂: Silika

Şekiller Dizini

- Şekil 1:** Lava Ultimate gruplarının mikrogerilim bağlanma dayanımı değerleri (μ GBD)
- Şekil 2:** IPS e.max CAD gruplarının mikrogerilim bağlanma dayanımı değerleri (μ GBD)
- Şekil 3:** Kullanılan materyallere göre elde edilen ortalama bağlanma dayanımı değerleri (μ GBD)
- Şekil 4:** Uygulanan yüzey işlemine göre bağlanma dayanımı değerlerinin tüm çalışmadaki ortalamaları (μ GBD)
- Şekil 5:** Silanlama prosedürlerine göre bağlanma dayanımı değerlerinin tüm çalışmadaki ortalamaları (μ GBD)
- Şekil 6:** Uygulanan yüzey işlemine göre bağlanma dayanımı değerlerinin Lava Ultimate gruplarındaki ortalamaları (μ GBD)
- Şekil 7:** Silanlama prosedürlerine göre bağlanma dayanımı değerlerinin Lava Ultimate gruplarındaki ortalamaları (μ GBD)
- Şekil 8:** Uygulanan yüzey işlemine göre bağlanma dayanımı değerlerinin IPS e.max CAD gruplarındaki ortalamaları (μ GBD)
- Şekil 9:** Silanlama prosedürlerine göre bağlanma dayanımı değerlerinin IPS e.max CAD gruplarındaki ortalamaları (μ GBD)
- Şekil 10:** Cojet yüzey işleminde, ortalama mikrogerilm bağlanma dayanımı değerlerinin (μ GBD) silanlama prosedürlerine ve materyallere göre karşılaştırılması
- Şekil 11:** Kumlama yüzey işleminde, ortalama mikrogerilm bağlanma dayanımı değerlerinin (μ GBD) silanlama prosedürlerine ve materyallere göre karşılaştırılması
- Şekil 12:** HF asit yüzey işleminde, ortalama mikrogerilm bağlanma dayanımı değerlerinin (μ GBD) silanlama prosedürlerine ve materyallere göre karşılaştırılması
- Şekil 13:** Er:YAG lazer yüzey işleminde, ortalama mikrogerilm bağlanma dayanımı değerlerinin (μ GBD) silanlama prosedürlerine ve materyallere göre karşılaştırılması
- Şekil 14:** Hiçbir yüzey işlemi yapılmadığında, ortalama mikrogerilm bağlanma dayanımı değerlerinin (μ GBD) silanlama prosedürlerine ve materyallere göre karşılaştırılması
- Şekil 15:** Materyale göre kopma tipleri

Şekil 16: Yüzey işlemine göre kopma tipleri

Şekil 17: Silanlama prosedürlerine göre kopma tipleri



Resimler Dizini

- Resim 1:** Lava Ultimate rezin nano-seramik CAD blok ve IPS IPS e.max CAD lityum disilikat seramik CAD blok
- Resim 2:** CAD-CAM blokların dilimlenmesi
- Resim 3:** Yarım blok parçalarının 14x6x5 mm yüzeylerine siman kalınlığı standardizasyonu için yapışkan bantların yapıştırılması
- Resim 4:** Cojet Sistem ve Uygulanması
- Resim 5:** Kuşlama Cihazı
- Resim 6:** Kuşlama yapılmış örnekler
- Resim 7:** Er:YAG lazer cihazı
- Resim 8:** Er:YAG Lazerin örneklere uygulanması
- Resim 9:** Hidroflorik asitin örneklere uygulanması
- Resim 10:** Ceramic Etching Gel
- Resim 11:** Monobond Plus silan
- Resim 12:** Scotchbond Universal
- Resim 13:** Adeziv Uygulanmış yüzeyler
- Resim 14:** LED ışık cihazı
- Resim 15:** RelyX Ultimate
- Resim 16:** Yük uygulaması
- Resim 17:** Yapıştırılmış örnek
- Resim 18:** Akrilik aparat
- Resim 19:** Pattex yapıştırıcı
- Resim 20:** Test çubukları
- Resim 21:** Dijital kumpas
- Resim 22:** Üniversal test cihazı
- Resim 23:** Çekme aparatı
- Resim 24:** Çubukların aparata yerleştirilmesi
- Resim 25:** Test çubuklarının koparılması
- Resim 26:** Seramik-rezin siman ara yüzeyinde adeziv kopma tipi
- Resim 27:** Rezinde koheziv kopma tipi
- Resim 28:** Seramikte koheziv kopma tipi

Resim 29: Karışık kopma tipi

Resim 30: Yüzey işlemlerinin materyallerin yüzeyinde meydana getirdiği değişiklikler (X5000)

Resim 31: Yüzey işlemi uygulanmayan materyallerin yüzey görüntüleri (X5000)

Resim 32: Silanlama prosedürlerinin materyallerin yüzeyinde meydana getirdiği değişiklikler (X5000)

Resim 33: Lava Ultimate +Yüzey işlemi olmayan grupta yüzey (X500)

Resim 34: Lava Ultimate +Cojet+Silan+Adeziv uygulanan grupta karışık tip kopma (X500)

Resim 35: Lava+Cojet Ultimate +Adeziv uygulanan grupta seramikte koheziv tip kopma (X500)

Resim 36: Lava Ultimate +50 μ kum uygulanan grupta yüzey (X500)

Resim 37: IPS e.max CAD+HF asit+adeziv uygulanan grupta yüzey (X2000)

Resim 38: IPS e.max CAD +Er:YAG lazer uygulanan grupta yüzey (X2000)

Tablolar Dizini

Tablo 1: RelyX Ultimate simanın fiziksel ve mekanik özellikleri

Tablo 2: Çalışmada kullanılan materyaller

Tablo 3: Test Grupları

Tablo 4: Lava Ultimate gruplarında yüzey işleme ve silanlama prosedürlerine göre ortalama mikrogerilim bağlanma değerleri (μ GBD) ve standart sapmaları

Tablo 5: IPS e.max CAD gruplarında yüzey işleme ve silanlama prosedürlerine göre ortalama mikrogerilim bağlanma değerleri (μ GBD) ve standart sapmaları

Tablo 6: Üç yönlü ANOVA analizi istatistik sonuçları

Tablo 7: Kullanılan materyallerin istatistiksel olarak karşılaştırılması

Tablo 8: Yüzey işlemlerinin tüm çalışma bazında istatistiksel olarak karşılaştırılması

Tablo 9: Silanlama prosedürlerinin tüm çalışma bazında istatistiksel olarak karşılaştırılması

Tablo 10: Lava Ultimate grupları için yapılan iki yönlü ANOVA analizi istatistik sonuçları

Tablo 11: Yüzey işlemlerinin Lava Ultimate grupları bazında istatistiksel olarak karşılaştırılması

Tablo 12: Silanlama prosedürlerinin Lava Ultimate grupları bazında istatistiksel olarak karşılaştırılması

Tablo 13: IPS e.max CAD grupları için yapılan iki yönlü ANOVA analizi istatistik sonuçları

Tablo 14: Yüzey işlemlerinin tüm IPS e.max CAD grupları bazında istatistiksel olarak karşılaştırılması

Tablo 15: Silanlama prosedürlerinin IPS e.max CAD grupları bazında istatistiksel olarak karşılaştırılması

Tablo 16: Materyale göre kopma tipleri

Tablo 17: Yüzey işlemine göre kopma tipleri

Tablo 18 Silanlama prosedürlerine göre kopma tipleri

1. GİRİŞ

Diş hekimliğinde, son yıllarda estetik beklentilerin artması ile birlikte uygulanan seramik restorasyonlarda önemli değişimler yaşanmış ve seramik restorasyonların diş dokusuna bağlanmasını sağlayan adeziv sistemlerde de gelişmeler meydana gelmiştir (1).

Bilgisayar destekli tasarım ve bilgisayar destekli üretim yani CAD-CAM (computer aided design-computer aided manufacturing) teknolojisi diş hekimliği alanında 1974'den beri kullanılmaktadır. Son yıllarda yapılan yazılımsal ve donanımsal gelişmelerle birlikte kullanımı iyice artan bu bilgisayar teknolojisi, özellikle hekime zaman kazandırması ve kolaylığı açısından estetik restorasyonlarda önemli bir yer edinmiştir (2).

CAD-CAM sistemleri sayesinde laboratuvar işlemlerinin bir kısmı elimine edilmiş ve aynı seansta ağızdan dijital ölçü alma işlemi ve bilgisayar destekli üretim sistemi ile restorasyonun hazır hale getirilmesi sağlanmıştır (2). Böylece laboratuvar işlemleri esnasında karşılaşılan hata ve başarısızlıklar ortadan kaldırılmıştır (3). Ayrıca; CAD-CAM teknolojisinin kullanılması, bilgisayar destekli tasarım ile materyalin özelliğine uygun optimal dizaynın tasarlanması ve kalite kontrolünün yapılmasını sağlamaktadır (4).

CAD-CAM restorasyonları diş dokusuna bağlamak için kullanılan yapıştırma simanlarından olan rezin simanlar, estetik olmaları, çözünürlüklerinin az olması ve diş dokusuna olan güçlü bağlantılarından dolayı günümüzde neredeyse tek alternatif olmuşlardır (5).

Diş, restorasyon ve aradaki rezin simanın, sağlam bir bağlantı gerçekleştirilmesiyle, üç elemanlı yapı kompleks bir bütün haline gelmekte, böylece restorasyonun kırılması veya kopması önlenmekte ve klinik ömrü artmaktadır. Bu nedenle; rezin simanların, dişe ve restorasyona olan bağlanma dayanımı, restorasyonun başarısı açısından kritik öneme sahiptir (6, 7). Yapılan restorasyonun başarısızlığı genellikle bu üçlü yapıdaki en zayıf noktadan olmaktadır. Restorasyonun total kaybıyla sonuçlanan klinik başarısızlık durumlarında bağlantı

probleminin genellikle diş dokusu, az oranda ise restorasyon kaynaklı olduğu göze çarpmaktadır. Simantasyon esnasındaki izolasyon problemleri, diş dokusunun homojen olmayan yapısı ve başarılı bir adezyon sağlansa bile mikrosızıntı veya matris metalloproteinaz aktivasyonu gibi sebeplerle bağlantının zamanla bozulması, diş dokusu kaynaklı başarısızlıkların temelini oluşturmaktadır (8, 9).

Dişteki dentin dokusunun aksine restorasyon ise homojen bir yapıya sahiptir ve simantasyona hazırlık işlemleri ağız dışı ortamda gerçekleşmektedir. Bu nedenle bağlanma daha sorunsuz bir şekilde gerçekleşmektedir. Ancak simantasyon öncesi mikromekanik bağlanma için yapılan farklı yüzey hazırlık işlemleri ve kimyasal bağlanma için yapılan silanlama prosedürleri restorasyona olan bağlanmayı önemli ölçüde etkilemektedir (10, 11).

Yapılan çalışmalarda piyasaya yeni sürülmüş CAD-CAM materyallerine simantasyon öncesi uygulanan tribokimyasal silika kaplama, kumlama, hidroflorik asit uygulama ve lazer ile pürüzlendirme gibi yüzey hazırlık işlemlerinin farklı bağlanma sonuçlarına neden oldukları rapor edilmektedir. Herbir restorasyon materyali için ideal yüzey hazırlık işlemi olmamakla birlikte bazı hazırlık işlemleri restorasyon bağlantısı için materyalde olumsuz özelliklerin oluşmasına neden olmaktadır (12-14).

Yüzey hazırlık işlemleri sonrası kimyasal bağlanma sağlamak için uygulanan silan uygulamasının bağlanmayı olumlu yönde etkilediği bilinmektedir (15). Son zamanlarda piyasaya sürülen silan içerikli çok yönlü adezivlerin uygulama aşamasını kısalttığı dikkati çekmektedir. Ancak hem yüzey hazırlık işlemlerinin hem de silanlama prosedürlerinin bağlanmaya ne şekilde katkı sağladığı hakkında daha çok sayıda çalışmaya ihtiyaç duyulmaktadır (11).

Bu çalışmanın amacı farklı yüzey işlemleri ve silanlama prosedürlerinin, farklı içeriğe sahip iki çeşit CAD-CAM restorasyon materyalinin yapıştırma simanına olan bağlanma dayanımına etkisini incelemektir.

2. GENEL BİLGİ

Diş hekimliğinde kaybedilen diş dokularının tamiri için çeşitli restoratif uygulamalar gerekmektedir. Bu uygulamalar ya direkt yöntemlerle ya da indirekt yöntemlerle çözümlenebilmektedir. Black'in öne sürdüğü extension for prevention (koruma için genişletme) ilkesi ve tanıttığı kavite açma kuralları uygulanarak yapılan amalgam restorasyonlar, diş hekimleri tarafından uzun yıllar sıklıkla kullanılmıştır (16). Ancak minimal invaziv dişhekimliği konseptinin benimsenmesi ve hastaların bu konudaki talepleri ve estetik beklentileri doğrultusunda diş dokularına bağlanan adeziv materyaller ve rezin kompozitler geliştirilmiş ve direkt restoratif uygulamalarda yeni bir çığır açılmıştır. Bu alandaki yenilikler ise her geçen gün artmaktadır (17).

Günümüzde direkt kompozitlerin doldurucu içeriklerinin ve polimerizasyon özelliklerinin geliştirilmesiyle yapıları güçlendirilmiştir. Mekanik ve optik özellikleri oldukça iyileştirilerek klinik dayanımları ve estetik özellikleri artırılmıştır. Ayrıca bulk-fill kompozitlerin geliştirilmesiyle tabakalama işlemi ortadan kaldırılarak daha kolay ve daha kısa sürede uygulama olanağı elde edilmiştir. Bununla birlikte direkt kompozit restorasyonların büyük posterior kavitelere polimerizasyon büzülmesi ve direnç eksikliği gibi dezavantajları bulunmaktadır. Buna ek olarak; gelişen mikrosızıntı da restorasyonların başarısızlığındaki en önemli etkenlerden birini oluşturmaktadır. Ayrıca estetik beklentinin çok yüksek olduğu anterior dişlerde de renk stabiliteleri ve optik özellikleri her zaman istenilen ölçüde sağlanamamaktadır (9, 18).

Posterior dişlerde, kenar uyumları daha iyi bir restorasyon oluşturmak, polimerizasyon büzülmesi ve mikrosızıntıyı elimine etmek için ağız dışında polimerize edilip indirekt olarak uygulanan kompozit inley ve onleyler geliştirilmiştir (9). Ayrıca estetik beklentilere daha iyi cevap veren, mekanik özellikleri kompozitlere göre çok daha iyi olan diş rengindeki seramik gibi materyaller de inley ve onley yapımında kullanılmaktadır. Böylece restorasyonların dayanıklılıkları artırılıp klinik ömürleri uzatılmaktadır (19, 20). Anterior dişlerde ise indirekt olarak

uygulanan seramik- kompozit laminate venerler veya seramik kronlar ile ideal estetik özellikler ve renk stabilitesi sağlanabilmektedir (21, 22).

2.1. İndirekt Restorasyonlar

Günümüzde, hastaların estetik beklentileri daha ön plana çıkmış ve tedavi yöntemleri açısından da daha doğal görünümü talep etmektedirler. Bu nedenle hekimler de daha estetik ve doğal sonuçlara ulaşmayı sağlayan indirekt restorasyon yöntemlerine yönelmişlerdir (23, 24).

İndirekt teknik, hastadan alınan ölçü ile elde edilen model üzerinde ağız dışında restorasyonun üretilmesidir. En az iki klinik çalışma seansı gerekmektedir. İndirekt yöntemde materyal ve yöntem çeşitliliği oldukça fazladır. Bu sayede aşınmaya karşı yüksek dirençli restorasyonlar üretmek, ideal kontak alanlarını ve konturları kolayca sağlamak mümkündür. Teknisyen tarafından laboratuvar ortamında hazırlandığından hekime zaman kazandırılır. Direkt kompozit uygulamalarında görülen polimerizasyon büzülmesi elimine edilebilmektedir. Biyouyumlulukları daha fazladır. Buna karşın; indirekt uygulamalar daha maliyetlidirler ve üretilmeleri daha fazla zaman alır. Üretim aşaması teknik hassasiyet gerektirir. Seramik restorasyonlarda karşıt dişte aşınma veya yeterli kalınlık sağlanamadığında kırılma problemi oluşabilir. Kompozit restorasyonlarda rezin simanla bağlantı problemleri meydana gelebilmektedir. Tamir edilmeleri direkt restorasyonlara göre daha zordur (25).

İndirekt restorasyonlar için metal, seramik veya kompozit rezin maddeleri kullanılabilir. Metal indirekt restorasyonlar model üzerinden elde edilen mum modelajın revetman içerisine alınarak döküm işlemiyle üretilirler. Metal indirekt restorasyonların rengi diş dokusuyla uyumlu olmadığından estetik değildir ve daha önceden ağız içinde var olan metal restorasyonlarla galvanik akım oluşturabilirler. Bu yüzden günümüzde kullanımları azalmıştır (16, 25). Diş rengindeki indirekt restorasyonlar, metallere göre daha estetik olup galvanik akım oluşturmazlar. Bu özelliklerinden dolayı günümüzde daha çok kompozit ve seramik indirekt restorasyonlar uygulanmaktadır. İndirekt olarak uygulanan seramik inleyler 19.

yüzyıldan beri kullanılmaktadır. Herbest 1882’de fırında pişirilen ilk seramik inleyi uygulamıştır. 1888’de Land, platin folyo üzerinde seramik inleylerin fırınlanarak hazırladığı yöntemi geliştirmiştir. Byram fırınlanmış porselen inleyleri 1908 yılında farklı diş preparasyonlarında indirekt olarak kullanmaya başlamıştır (25). Seramik restorasyonların üretilmesinde kayıp mum tekniği, döküm, enjeksiyon ve refraktör day tekniği gibi yöntemler kullanılmıştır (26). Kompozitler, 1940’larda akrilik rezinlerin dezavantajlarını minimuma indirmek için geliştirilmişlerdir. İndirekt kompozit restorasyonların yapımında kullanılan kompozit rezinler, direkt olarak ağızda uygulanan kompozit rezinlerle benzerlik gösterse de laboratuvar ortamında hazırlanmalarıyla daha üstün fiziksel özelliklere sahip olmaktadır. Bu restorasyonlar laboratuvarında üretilirken; basınç, vakum, asal gaz, ışık, ısı ya da bunların kombinasyonları kullanılmaktadır ve böylece polimerizasyonun tam olarak gerçekleşmesi sağlanmaktadır (4). Günümüze kadar bir çok indirekt kompozit rezin materyali geliştirilmiştir. İlk olarak 1981’de satışa sunulan Isosit-N (Ivoclar), % 30 doldurucu içeren mikrofil kompozit rezindir. 1980’li yılların sonu ve 1990’lı yılların başlarında Coltene Brilliant Dentin Sistemi (Coltene), Concept İnley/Onley Sistemi (Ivoclar Vivadent), Herculite XRV Lab Sistemi (Kerr) tanıtılmıştır. Ayrıca kullanımda olan, Artglass (Heraeus-Kulzer), Targis (Ivoclar, Vivadent) ve BelleGlass HP (Kerr), Sculpture (Pentron Laboratory Technologies), Gradia (GC America), Sinphony (3M ESPE), Cristobal (Dentsply), Solidex (Shofu), Estenia (Kuraray), True Vitality (Den-Mat) gibi indirekt kompozit sistemleri mevcuttur (27, 28).

Son yıllarda seramik ve kompozit indirekt restorasyonların yapımında, diş hekimliği alanında oldukça yaygınlaşan bilgisayar destekli sistemler (CAD-CAM) etkin bir şekilde kullanılmaya başlanmıştır (29).

2.2. CAD-CAM Sistemler

CAD-CAM Sistemlerinin Tarihçesi:

İlk olarak Fransa’dan Francois Duet, 1970’li yıllarda ağız içinden optik okuyucular ile ölçü alarak dişler için sayısal kontrollü frezleme makinesi yardımıyla

tek üyeli kronlar tasarlamış ve üretmiştir. Daha sonra sistemini geliştirerek Sopha adıyla piyasaya sunmuştur (30). İsviçre'den Werner Mörmann 1985 yılında ilk klinik olarak kullanılabilen CAD-CAM sistemini geliştirmiştir. Tarama, tasarlama ve frezleme özelliklerine sahip bu sistem ile seramik bloklardan inleyler üretilmiş ve sisteme CEREC (Chairside Economical Restoration of Esthetic Ceramics) adı verilmiştir (31). İsveç'ten Matts Andersson da 1983 yılında Procera adlı sistemi geliştirerek yüksek hassasiyete sahip kronlar üretmiştir. Ayrıca ilk defa CAD-CAM teknolojisini kompozit veneer restorasyonlar için kullanmıştır (32). 1984'den beri Cerec, Duret, Celay, Procera, Cercon, Cicero ve Lava sistemleri gibi birçok CAD-CAM sistemi geliştirilmiş ve dental CAD-CAM sistemlerin son 20 yılda kullanımları sürekli olarak artmıştır. Günümüzde CAD-CAM sistemleri, diş hekimliği alanında oldukça yaygınlaşarak inley, onley, veneer, kron, sabit protez ve implant üst yapılarının tasarlanıp üretilmesinde kullanılmaktadır (33, 34).

CAD-CAM Sistemlerinin Üretim Aşamaları:

Tüm CAD/CAM sistemleri temel olarak 3 yapı içerirler. Birincisi, preparasyonun ve mevcut dişin geometrisinin intraoral veya ekstraoral olarak taranarak (Computer surface digitization-CSD) verinin elde edilip kaydedilmesidir. İkinci yapı olan CAD (Computer aided design), restorasyonun bilgisayar ortamında üç boyutlu olarak planlanmasının ve tasarımının sağlanmasıdır. Üçüncü yapı olan CAM (Computer aided manufacturing) ise, sanal ortamda tasarlanan restorasyonun üretilme aşamasıdır (35). Bu sistemlerde restorasyonun üretilmesi dört farklı yöntemle gerçekleştirilebilir:

Hasta başında (Chairside) üretim: Bütün işlemlerin klinikte bitirildiği yöntemdir. Bu yöntemde hekim diş preparasyonunu tarayıcı cihazıyla ağız içinden tarayarak üç boyutlu model eder. Üretilen restorasyon sanal ortamda tasarlanarak, klinikteki kazıma cihazı ile restorasyon elde edilir. CEREC (Sirona), E4D Dentist (D4D Technologies), FastScan (IOS Tech), CS Solutions (Carestream Dental) ve PlanScan (Planmeca) sistemleri bu gruptadır.

Konvansiyonel ölçü gönderilerek laboratuvarda üretim: Hekim tarafından alınan ölçüden veya alçı modelden laboratuvar ortamında tarama yapılır. Bu

yöntemle çoğunlukla restorasyon için altyapı üretimi yapılarak, teknisyen restorasyonu karakterize edebilmek için porselen yüklemesi yapmaktadır. CEREC inLab (Sirona), DCS Preci-fit (Popp Dental), Cercon (Dentsplay), Everest (KaVo Dental) bu sisteme örnek verilebilir.

Verilerin belirli bir merkeze gönderilerek üretilmesi: Bu yöntemde, model laboratuvarında tarandıktan sonra veriler üretim merkezine gönderilir. Veriler üzerinden altyapı hazırlanarak üzerine porselen yüklemesi için tekrar laboratuvara gönderilir. Bütün altyapıların aynı merkezde üretimiyle kalite kontrolü sağlanmış olur. Procera (Nobel Biocare) ve Lava (3M Espe) sistemleri bu yöntemi kullanmaktadır (36).

Dijital veriler gönderilerek laboratuvarında üretim: Bu yöntemde ise klinikte intraoral tarayıcılarla alınan dijital ölçü verileri (STL dosyaları) laboratuvara gönderilir. CAD-CAM yazılımı ile tasarlanıp altyapı hazırlanır ve restorasyon üretilir. Buna ek olarak dijital verilere göre üç boyutlu bir model yazdırılıp konvansiyonel laboratuvar teknikleriyle de restorasyon üretilebilir. Trios (3Shape), 3M True Definition (3M Espe), ITero (Align Technologies) ve Apollo DI (Sirona) intraoral tarayıcılara örnektir.

Günümüzde CAD/CAM sistemlerin büyük çoğunluğunda restorasyonlar özel üretilmiş blokların aşındırılarak küçültülmesi yani eksiltme yöntemi kullanılarak üretilir. Ancak materyal ekleme yöntemini kullanan sistemler de bulunmaktadır. Medifactory (Bego Medical AG), Hint Els (Griesheim) ve WaxPro (Cynovad) bu sistemlere örnektir (37).

CAD-CAM Sistemlerinin Avantajları:

CAD-CAM sisteminin en önemli avantajı zamandır. Bu sistemle elde edilen dijital ölçü ile geleneksel ölçü alma işlemleri ortadan kalkmış, laboratuvar safhası ekarte edilerek bekleme süresini azaltılmıştır. Ayrıca çapraz kontaminasyonlardan korunma sağlanmıştır. Estetik ve dayanıklı restorasyonların tek seansta hazırlanabilmesi hastaların tedavi prosedürünü kabul etmelerini kolaylaştırmıştır. Üretim basamakları ve insan kaynaklı hatalarının azalmasıyla konvansiyonel üretilen

restorasyonlardan daha iyi kalitede restorasyonlar üretilmektedir. Üç boyutlu tasarım ile restorasyonların okluzal ve proksimal kontakları net olarak ayarlanabilmektedir. (33). Seramik restorasyonların üretimi aşamasında uygulanan kondensasyon, eritme ve kaynaştırma işlemleri büyük oranda azaltılmıştır. Geçici kron hazırlamaya gerek duyulmamaktadır. Restorasyonların laboratuvar ortamında CAD yazılımlarıyla tasarlanması teknisyenlere kolaylık sağlamaktadır (38).

CAD-CAM'in kullanılması, yeni materyallerin dental restorasyon yapımında kullanılmasına imkan sağlamıştır (20). Diş rengindeki materyallerin kullanılmasıyla üstün estetik özellikler elde edilmiştir (29). Ayrıca; CAD-CAM teknolojisinin kullanılması, CAD ile materyalin özelliğine uygun optimal dizaynın tasarlanması ve kalite kontrolün yapılmasını sağlamaktadır (33). Geleneksel porselen yükleme ve fırınlama aşamaları sırasında çoğu kez internal poröziteler oluşurken, bir prefabrike seramik bloğun kalite kontrolü üretici tarafından önceden yapılmıştır; bu yüzden de genellikle frezelenen üründe internal defektler bulunmamaktadır (39). Üretim aşamaları ve veriler daha sonrası için kaydedilip, arşivlenebilmektedir. Ayrıca polimerizasyon büzülmesinin elimine edilmesiyle mikrosızıntı oluşumu önlenmektedir (4).

CAD-CAM Sistemlerinin Dezavantajları:

CAD-CAM sistemlerin dezavantajlarının başında ekonomik olmamaları gelmektedir. Sistem için gerekli ekipmanlar ve yazılımların ilk maliyeti oldukça fazladır. Ayrıca sistemi etkin bir şekilde kullanmak zordur. Bu yüzden klinikte kullanmadan önce ciddi bir pratik eğitime ihtiyaç vardır. Ölçü alma işleminde kullanılan intraoral kameraların veya extraoral tarayıcıların çözünürlüğü sınırlıdır (4, 33). Özellikle anterior bölge restorasyonlarının üretilmesinde monokromatik blokların kullanılması estetik beklentileri her zaman karşılayamamaktadır. Ayrıca preperasyonların derin subgingival bölgelerinin taranıp dijital ortama aktarılması zor olabilmektedir. Bu yüzden çok iyi bir diş eti retraksiyonu yapmak gerekmektedir (40).

2.2.1. CAD-CAM Sistemlerinde Kullanılan Materyaller:

CAD-CAM sistem için kullanılan materyaller, kolayca frezelenabilir olmalı, frezeleme sonrasındaki hasarlanmaya karşı dayanıklı olmalı ve simantasyondan önceki polisaj işlemleri (cila, boyama, glazür) kolayca uygulanabilmelidir (41).

CAD-CAM sistemleri ile seramikler, metal alaşımları ve çeşitli kompozitler kullanılabilir. Son zamanlarda bunlara ilaveten kompozit ve seramik materyallerinin olumlu özelliklerini birleştirdiği iddia edilen hibrit materyaller de CAD-CAM sistemlerinde sıklıkla kullanılmaya başlanmıştır. Tek senasta üretilme işlemi için kompozit, seramik ve hibrit materyaller metal alaşımlarına göre daha uygundur. Bu yüzden metal alaşımlarının kullanımı diğerlerine nazaran daha azdır (33, 42). CAD-CAM materyalleri prefabrike bloklar halinde pazarlanmaktadır. Bu bloklar, frezeleme veya bilgisayarla çalışan cihazlar vasıtasıyla kesilmektedir. Presinterize seramiklerde bloklar poröz halde olup kolay ve hızlı frezeleme işlemi ile hazırlanabilirler fakat daha sonra poröz yapının ortadan kaldırılması için yeniden bir sinterleme işlemine ihtiyaç duyulmaktadır. Tam olarak sinterlenmiş seramikler ise non-poröz bloklar halinde bulunurlar. Bu yüzden frezeleme işlemi zordur, fakat tekrar sinterleme işlemi gerekmemektedir (41).

2.2.1.1. Dental Seramikler

Seramiğin yapısı temel olarak, camsı fazı sağlayan %70-80 oranında feldspar, doldurucu görevi yapan %10-30 oranında silika (SiO_2) yapısındaki kuartz ve porselen hamuruna elastikiyet veren %0-3 oranında kaolinden oluşmaktadır. Bunların yanı sıra şekillendirici maddeler ve renk sağlayan metal oksitler yapı içine katılmaktadır (43).

Feldspar; porselenin yapısında %70-90 oranında bulunur. Porselene translusentlik verir. Albit ($\text{Na}_2\text{O} \cdot \text{Al}_2\text{O}_3 \cdot 6\text{SiO}_2$) olarak bilinen sodyum alumino-silikat ve potasyum alumino-silikat ($\text{K}_2\text{O} \cdot \text{Al}_2\text{O}_3 \cdot 6\text{SiO}_2$)'ın karışımıdır. Yapısındaki potas (K_2O) ve soda (Na_2O) arasındaki oran feldsparın özelliğini belirlemektedir (41).

Soda; füzyon sıcaklığını düşürürken, potas; erimiş camın viskozitesini artırır. Feldspar porselen yapısında bağlayıcılık görevi üstlenir. Kuartz ile kaoline yapı olarak yardımcı olur. 1250-1500 °C civarında ergiyerek serbest kristalin fazında cama dönüşür (43).

Kuartz (Silika); porselenin yapısında %10-30 oranında bulunur. Yapı içinde doldurucu olarak bulunur. Fırınlama sonrası oluşabilecek büzölmeleri engeller, termal genişleme katsayısının kontrol edilmesinde yardımcı olur ve porselenin dayanıklılığının artmasını sağlar (43).

Kaolin; Porselen yapısında %1-10 arasında bulunur. Şekillendiricilik ve bağlayıcı özelliği vardır. Porselene modelaj kolaylığı sağlayan alumina silikat kilinin saf formudur. Çok ince yumuşak kils bir yapıya sahiptir ve çin kili olarak da bilinir. Quartz ve feldspar arasında bağlayıcı görevindedir (44).

Dental seramikler zamanla bozulma göstermeden mükemmel bir estetik görünüm sağlarlar. Kimyasal yapıları stabildir. Termal genişleme ve iletkenlik katsayıları diş dokuları ile benzer olup, bu özellik restorasyon ve diş arasındaki marjinal uyumun daha iyi olmasını sağlar. Dental seramiklerin baskı direnci yüksektir (350-550 MPa), çekme dirençleri ise düşüktür (20-60 MPa). Cam yapısında olan seramiğin çekme direnci düşük olduğundan kırılma direnci de oldukça azdır (45).

Seramik restorasyonların çekme geriliminin yüksek olduğu bölgelerindeki yüzey çatlakları porselen yapısını zayıflatır. Bu çatlakların oluşmasını engellemek, porselenin mekanik yapısını güçlendirmek için porselenin daha dayanıklı bir alt yapıyla desteklenmesi düşünülmüştür (46).

Porselenin Kristalin Yapılar ile Güçlendirilmesi:

Seramik materyalinin güçlendirilmesi için kullanılan kristalin katkıları; lösit, alumina, magnezyum oksit, magnezyum alüminyum oksit, lityum disilikat, zirkonyum oksit olarak sıralanabilir (41, 47).

Lösit: Feldsparın erimesiyle oluşan lösitin yapısı, potasyum ve alüminyum silikattan oluşur. Özellikle metal alaşımları ile birlikte kullanılan seramik materyalinde lösitin varlığı ve miktarı son derece önemlidir. Lösit kristalleri porselenin ısısal genişleme katsayısını artırarak metalinkine yaklaştırır. Böylece metal

ve porselen arası uyumu sağlar. Son zamanlarda ısı ile preslenen tam seramik sistemlerin yapısında kullanılmaktadırlar (47).

Alumina: Alüminyum oksit, seramik yapıda bulunan en sert ve en güçlü oksitlerden biridir. Mclean ve Hughes 1965 yılında, feldspatik yapıda alüminyum oksit içeriğini %50 oranında arttırarak feldspatik seramiğin yaklaşık olarak iki katı olan bir dayanıklılık elde etmişlerdir. Camdan çok daha kuvvetli olan alumina partikülleri, çatlak oluşumunu quartz'dan daha etkin önlemektedir. Alumina, geleneksel porselenlerde bulunmasının yanısıra, Hi-Ceram (Vita-Zahnfabrik, BadSackingen, Almanya) ve In-Ceram (Vita-Zahnfabrik, Bad Sackingen, Almanya) gibi kor yapılarda da güçlendirici olarak yer alır (48).

Magnezyum Oksit: Kor yapıyı kuvvetlendirir ve yüksek termal genişleme katsayısına sahiptir (49).

Magnezyum Alüminyum Oksit: Cerestore (Innotek Dental Corp., Lakewood, Colorado, ABD) ve In-ceram Spinell (Vita-Zahnfabrik, Bad Sackingen, Almanya) gibi sistemlerde kullanılır. In-Ceram Alumina (Vita-Zahnfabrik, Bad Sackingen, Almanya) ve In-Ceram Spinell (Vita-Zahnfabrik, Bad Sackingen, Almanya) genellikle tek kron restorasyonlar, inley/onley restorasyonlar ve anterior bölge restorasyonlarında kullanılırlar, fakat posterior bölge için tavsiye edilmezler. Posterior bölge restorasyonları için, yapıya %35 stabilize zirkonyum oksit ilavesiyle In-Ceram Alumina'nın modifiye hali olan In-Ceram Zirconia (Vita-Zahnfabrik, Bad Sackingen, Almanya) geliştirilmiştir (49).

Lityum Disilikat: Seramik restorasyonların yapıştırma simanlarıyla bir arada kullanımını yaygınlaştırmak ve tam seramik sistemleri köprü restorasyonlarında kullanabilmek amacıyla $\text{SiO}_2\text{-LiO}_2$ bileşimini temel alan bir yöntem geliştirilmiştir. Lityum disilikat, rastgele iç içe geçen tabakalar şeklindeki kristallerden oluşur. Seramik yapısındaki çatlak oluşumu, lityum disilikat kristalleri ile engellenerek seramiğin bükülme direnci artırılır. Lityum disilikat içeren cam seramiklerin mekanik özellikleri, lösit ile güçlendirilen seramiklerden daha fazladır ve estetik özellikleri oldukça iyidir (50).

Zirkonyum Oksit: Porselenin kırılmaya karşı dayanıklılığının artırılması için porselen yapısına katılan bir metal oksittir. Zirkonyum oksit, çok küçük çaplı taneciklerden oluşur. Mekanik özellikleri paslanmaz çeliklere benzemektedir ve

yüksek gerilme direncine sahip biyoyumlu bir maddedir. Zirkonyum içeren seramik sistemleri; yttrium tetragonal zirkonya polikristalleri (3Y-TZP), magnezyum kısmen stabilize zirkonya (Mg-PSZ) ve zirkonya ile sertleştirilmiş alumina (ZTA) olmak üzere üç tipten oluşur (51).

Bütün bu kristal yapılar; çatlakların ilerlemek için ihtiyaç duyduğu enerjiyi artırarak çatlak oluşumunu engellemekte veya azaltmaktadır. Küçük boyutlarda eklenerek seramiklerin yapısını güçlendirir ve restorasyonun direncini artırır. Mikroçatlak, kristalin merkezinden geçemez, ancak etrafından dolaşarak zayıf olan cam yapının içinde ilerleyebilir. Bu nedenle matris içerisindeki kristal miktarının artırılıp, zayıf olan cam yapı miktarının da en az seviyeye indirilmesiyle, mikroçatlakların ilerleyebilmesi için gereken enerji artırılmış olacaktır (52).

2.2.1.2. CAD-CAM İşleminde Kullanılan Seramik Bloklar

Feldspatik Seramik Bloklar:

CAD-CAM sistemi vasıtasıyla ilk restorasyon bir inley olarak 1985 yılında tamamen sinterlenmiş Vita Mark I (Vita Zahnfabrik, Bad Sackingen, Almanya) feldspatik blok kullanılarak üretilmiştir. Daha iyi mekanik özellikler sergileyen Vita Mark II (Vita Zahnfabrik, Bad Sackingen, Almanya) blokları ise 1991 yılında CEREC sistemi için geliştirilmiştir eğilme dayanıklılığı 100 MPa'dır, glazelendiğinde ise 160 MPa'ya kadar çıkmaktadır (41, 53, 54).

Vita Mark II bloklarının üretiminde preslenmiş ve plastik haline gelmiş seramik karışımı önce formunu verilerek kalıplanır. Daha sonra sinterize edilmeden önce birkaç gün bekletilmektedir (55).

Vita Mark II feldspatik bloklar monokromatik olmasına karşın farklı renk seçenekleri içermektedir. Estetik olmayan monokromatik yapıyı daha zenginleştirmek için son zamanlarda çoklu renk katmanları içeren ve değişen bir translusensi skalası sunan Vitablocks Triluxe, Triluxe Forte ve RealLife blokları (Vita Zahnfabrik, Bad Sackingen, Almanya) piyasaya sürülmüştür. Cerec Blokları ise (Sirona Dental Systems, Bensheim, Almanya) Vita Mark II blokları ile benzer yapıdadır fakat renk sistemleri farklıdır. Feldspatik seramik blokların monokromatik

yapısı eksiltme teknikleri ve porselen yüklemesi ile daha da estetik hale getirebilmektedir (41).

Feldspatik seramik bloklar iyi estetik özelliklere sahiptirler ve parlatılmaları kolaydır. Karşit dişlerdeki aşındırma etkileri azaltılmıştır. Veneerlerin, tek kronların, inley ve onleylerin yapımında kullanılabilirler. Posteriorde kullanılacak kadar güçlü olmasalar bile premolar bölgede kullanıldıklarında kırılma dirençlerinin doğal dişlere benzer olduğu görülmüştür (54, 56).

Mika bazlı seramikler bloklar:

Mika minarelleri, Si, K, Na, Ca, F, O, Fe ve Al maddelerinin komplike formülerini içeren silikat minarellerinin (fillosilikatlar) bir grubudur. Dicor (Dentsply, York, ABD) hem laboratuvarında yapılan geleneksel uygulamada hem de CAD-CAM ile işlenebilen mika bazlı bir seramiktir (57). İşlenebilen versiyon olan Dicor MGC blokları endüstriyel şartlarda üretilmiş olup, %70'e kadar kristalin faza sahiptir. Laboratuvarında kullanılan Dicor seramiği ise %45 kristalin içeriğe sahiptir, bu yüzden Dicor MGC blokları eğilme dayanımı olarak 229 MPa gibi yüksek bir değere sahiptir (58). Dicor ve Dicor MGC materyalleri Vita Mark II ile benzer klinik performansa sahip olmalarına rağmen artık pazarlanmamaktadır (41).

Lösit ile güçlendirilmiş seramik bloklar:

ProCAD (Ivoclar, Schaan, Lihtenştayn) 1998 yılında tanıtılmış, yapısı ısıyla preslenmiş seramik olan IPS Empress (Ivoclar) materyaline benzeyen lösit ile güçlendirilmiş bir cam seramiktir. IPS Empress CAD (Ivoclar) ise 2006 yılında ProCAD materyalinin ardılı olarak sunulmuştur. Bu materyal %45 oranında lösit ve 1-5 µm boyutunda daha ince partiküller içerdiğinden işlenme sırasındaki hasarlara daha dayanıklıdır (59). Chair-side tek üye restorasyon uygulamaları için üretilmiştir ve 160 MPa eğilme dayanıklılığına sahiptir. Yüksek translüsens (IPS Empress CAD HT), düşük translüsens (IPS Empress CAD LT) ve polikromatik (Empress CAD Multi) blok çeşitleri mevcuttur. Bu kategori için diğer bir örnek olarak Paradigm C (3M ESPE, Seefeld, Almanya) materyali verilebilir. İnley,onley, vener ve kron

yapımında kullanılabilir. Eksiltme teknikleri ile daha estetik sonuçlar elde etmek mümkündür. (41).

Lityum disilikat ile güçlendirilmiş cam seramik bloklar:

Lityum disilikat cam seramiklerin eğilme dayanımları 350 ile 450 MPa arasındadır ve bu değerler lösit ile güçlendirilmiş dental seramiklerden daha yüksektir. Bu bloklar kısmi kristalize haldedir ve bu fazda materyal, renklendiricilere bağlı olarak mavi renktedir. Kısmi kristalizasyonun amacı blokların kolay bir şekilde işlenebilmesini sağlamak, hem de bu işlem sırasında seramiğe yeterli dayanıklılığı kazandırarak çatlak oluşumunu engellemektir (60).

IPS e.max CAD (Ivoclar, Schaan, Lihtenştayn), CAD-CAM uygulamalarında kullanılmak üzere geliştirilmiş lityum disilikat cam bazlı bir seramiktir. İnce venerler, minimal invaziv inley/onleyler (1 mm) parsiyel kron ve kronlar anterior ve premolar bölgedeki köprüler, implant üst yapılarının yapımında kullanılabilir. Yüksek dayanıklılık (360 MPa) ve üstün estetik özellik gösterirler. Tüm kuvvetlere dayanıklı posterior köprüler için kısa bir sürede üretilebilmeleri avantajlarıdır (61).

Bloklar, transparan cam ingotlar halinde üretilir. Cam teknolojisine dayalı devamlı bir üretim işlemi (basınçlı döküm prosedürü) ile bloklar elde edilir. Bu yeni teknoloji, ingot kütlelerindeki poröz, pigment birikimi gibi defekt oluşumlarının (porlar, pigment birikimi vb.) önlenmesi için optimize edilmiş parametreleri kullanır. Parsiyel kristalizasyon, blokların kristalin fazında işlenebilmesini sağlar. Parsiyel kristalizasyon işlemi, materyalin iyi işlenebilme özelliğini, yüksek direnci ve iyi kenar bütünlüğünden sorumlu olan lityum metasilikat kristallerinin (Li_2SiO_3) oluşmasını sağlar (61).

'Milling' yani kazıma işleminden sonra, restorasyonlar sinterlenir ve böylelikle tam kristalin faza ulaşılır. Bu işlem sırasında istenilen dayanıklılıkta lityum disilikat kristalleri ($\text{Li}_2\text{Si}_2\text{O}_5$) oluşur. Parsiyel kristalize IPS e.max CAD'in mikro yapısı, %40 oranında cam matrikse gömülmüş lityum metasilikat kristallerden (Li_2SiO_3) oluşur. Tam kristalize seramik ise, yapı olarak cam matrikse gömülü % 70 oranında lityum disilikat kristallerinden oluşur. IPS e.max CAD bloklarının, üç farklı translusentlik ve iki farklı boyutu mevcuttur. Bireysel duruma göre uygun bloklar ve uygun işlem teknikleri (staining, cut-back, layering) seçilir (61).

Zirkonya ile güçlendirilmiş lityum disilikat cam seramik bloklar:

Ticari örnekleri Celtra Duo (Dentsply DeTrey, Konstanz, Almanya) ve Suprinity (Vita Zahnfabrik, Bad Säckingen, Almanya) olarak bilinen bu bloklar ağırlıkça %8-10 oranında zirkonyum oksit içerdiklerinden yüksek dayanıklılık gösterirler. 370 ila 470 MPa arasında değişen mekanik dayanıklılığa sahiptirler. Oluşan kristaller lityum disilikat kristallerine göre 4 ila 8 kat daha küçüktür, bu yüzden daha homojen bir yapıları vardır. Lityum disilikat seramiklere göre daha yüksek oranda cam matriks içermelerinden dolayı optik özelliklerinin daha iyi ve işlenebilirlikleri ve polisajlanmaları daha kolaydır. Mekanik özellikleri geleneksel lösit ile güçlendirilmiş cam seramiklere göre üç kat daha yüksektir. Posterior bölgedeki tüm seramik restorasyonlarda ve venter yapımında kullanılabilirler (62, 63).

Cam infiltre edilmiş alumina ve zirkonya seramik bloklar:

Vita InCeram Alumina, Spinell ve Zirkonya (Vita Zahnfabrik, Bad Säckingen, Almanya) malzemenin bütününde en az iki iç içe geçmiş faz bulunan materyallerdir. 1993'den beri CAD-CAM uygulamaları için üretilmektedirler. Blokların üretilmesi seramik tozunun bir kalıp içerisinde kuru olarak preslenmesi ve sıkıştırılmasıyla sağlanmaktadır. Poröz bir yapıdan oluşan bloklar, alt yapıların üretilmesi için kazanmakta ve sonra pöröz yapının giderilmesi için cam infiltrasyonu yapılmaktadır (64). Vita InCeram Alumina, Spinell ve Zirkonya materyallerinin eğilme dayanıklılıkları sırasıyla 450-500 MPa, 350 MPa ve 700 MPa'dır (54). Spinell en yüksek translüsense sahipken, Zirkonyanın translüsensisi en düşüktür. Ancak Zirkonya en yüksek dayanıklılığı göstermektedir. Spinell anterior kronlar, Alumina tek anterior ve posterior kronlar, Zirkonya ise posterior kron ve tek gövdeli köprülerin alt yapılarının üretilmesinde kullanılmaktadır (41, 65).

Alumina bazlı polikristalin seramik bloklar:

Aluminyum oksit kristalleri içeren yarı sinterlenmiş, yüksek dayanıklılığa sahip bloklardır. Freze edildikten sonra sonra fırınlanmaları gerekmektedir. Procera AllCeram (Nobel Biocare, Göteborg, İsveç) 1993 yılında üretilmiş olup, %99,9

oranında alumina içeriğe ve 600 MPa eğilme dayanıklılığına sahiptir. Translusensi değeri IPS Empress materyaline yakındır. İmplant üstü yapılarda, posterior restorasyonlarda ve anterior laminalarda kullanılabileceği bildirilmiştir (66, 67).

Aluminyum oksit kristalleri içeren Vita InCeram AL blokları (Vita Zahnfabrik, Bad Sackingen, Germany) ise 2005 yılında tanıtılmıştır. InCeram Classic Alumina materyalinden farkı cam içermeyen polikristalin yapısı ve farklı işlemler ile üretilmesidir. 488 MPa eğilme dayanıklılığına sahip olup, yüksek kristalin içeriği ve düşük porözitesi sayesinde mekanik özellikleri geliştirilmiştir. Anterior tek kronlarda, kısa köprülerde ve posterior tek kronlarda kullanılmaktadır (41, 68).

Zirkonya bazlı polikristalin seramik bloklar:

Bu grupta genellikle zirkonyanın tetragonal kristal formunun (TZP), itriyum (Y_2O_3) oksitleriyle stabilize edilmiş kristallerini içeren seramikler (3Y-TZP) bulunur. Bu materyaller yüksek mekanik direnci, kimyasal ve boyutsal stabilitesi ile özellikle alt yapıların üretilmesinde ön plana çıkmaktadır. Posterior kronların, implant abutmentlerinin, endodontik postların üretilmesinde de kullanılabilmektedirler. Eğilme dayanımları 900-1200 MPa arasında olup, alumina seramiklerinin yaklaşık iki katıdır (69, 70). Günümüzde, e.Max ZirCAD (Ivoclar, Schaan, Lihtenştayn), Procera Zirconia (Nobel Biocare, Zürih, İsviçre), Vita YZ blocks (Vita Zahnfabrik), DCS-President, DC Zirkon (Smartfit Austenal, Chicago, ABD) sistemlerinde kullanılan seramik bloklar bu gruba örnektir (41).

2.2.1.3. CAD-CAM Sisteminde Kullanılan Rezin İçerikli Bloklar

Son yıllarda CAD-CAM uygulamalarında kullanılan seramiklere alternatif olarak rezin içerikli kompozit ve hibrit bloklar geliştirilmiştir. Paradigm MZ100, (3M ESPE, St. Paul, MN, ABD), Lava Ultimate (3M ESPE, St. Paul, MN, ABD), Enamic (VITA Zahnfabrik, Bad Sackingen, Almanya), Cerasmart (GC Corp, Tokyo, Japonya) ve Shofu Block HC (SHOFU Dental, Tokyo, Japonya) bunların başlıcalarıdır (71-73). Seramik bloklarla karşılaştırıldığında daha uygun maliyetli, uygulama süreçleri ve tamirleri daha kolaydır. Şekillendirmeleri ve polisaj işlemleri

seramiklere göre daha kolaydır. Kolay cilalanabilirler ve daha stabil yüzey parlaklığına sahiptirler. Renklenmeye karşı dayanıklıdırlar. (73, 74). Ayrıca karşıt doğal dişlerde daha az aşınma oluştururlar (75, 76).

Kompozit blokların üretilmesinde uygulanan standart yüksek basınç ve sıcaklık altındaki endüstriyel polimerizasyon sayesinde polimerizasyon büzülmeleri direkt kompozitlere göre azaltılmıştır (7). Böylece mekanik ve fiziksel özellikleri geliştirilmiş, polimerizasyon dereceleri artırılmıştır. Doğala yakın mekanik özellikler gösterirler, yüksek dayanıklılığa ve aşınma direncine sahiptirler (77, 78).

İndirekt rezin içerikli bloklar ile büyük defektlerde daha az chipping ile kolay ve hızlı bir şekilde fonksiyonel ve anatomik şekilli restorasyonlar CAD-CAM kullanılarak hazırlanabilir. Simantasyon teknikleri daha basittir. Bu materyallerin klinik endikasyonları, kalan diş yapısının durumu, maliyet ve mevcut ağız içi şartlara göre belirlenir (78).

Polimerler:

Telio CAD

Telio CAD, (Ivoclar Vivadent, Schaan, Lihtenştayn) polimetil metakrilattan (PMMA) üretilen ve sadece geçici kron ve köprü restorasyonlarının yapımında kullanılan bir materyaldir. Restorasyonların hem laboratuvarında hem de klinikte hasta başında işlenebilmesine olanak tanımaktadır. Ek olarak glaze malzemeleri ve tintlerin uygulanmasıyla restorasyonun estetik görünüşünün iyileştirilmesine imkan verir ve uzun süreli geçici olarak kullanılabilir. Eğilme dayanımı 130 MPa civarındadır (79).

Kompozitler:

Paradigm MZ100

Paradigm MZ100, (3M ESPE, St. Paul, MN, ABD) Z100 Restorative (3M ESPE) direk kompozitinin optimum şartlarda fabrikasyonu ile yüksek derecede

polimerizasyonu sağlanarak üretilmektedir. Böylece mekanik özellikleri güçlendirilmiştir. Bu bloklar CEREC sistemi ile kullanılmak üzere üretilmişlerdir. Materyal opak bir görünüme sahiptir ve diş dokularına bağlanabilmesi adeziv rezin siman aracılığıyla gerçekleşmektedir. İnley, onley, veneer ve full kron yapımında kullanılabilirler. Yapısı ağırlıkça % 85 oranında polimerize rezinle desteklenmiş zirkonya-silika partiküllerinden oluşur. Zirkonya-silika doldurucu partiküllerinin sentezlenmesiyle amorf silikanın içine dağılmış nanokristalin zirkonya yapısı oluşturulur. Partiküller küresel şekilli ve ortalama 0,6 µm boyutundadırlar. Doldurucular materyale radyopaklık, aşınma direnci ve dayanıklılık kazandırmaktadır. Eğilme dayanımı 130 MPa'dır (80).

Brillant Crios

Brilliant Crios (Coltene, Altstätten, İsviçre), anterior ve posterior bölgedeki tek üye daimi restorasyonların yapılmasında kullanılan güçlendirilmiş kompozit bloklardır. İçeriğinde baryum cam, amorf silika, çapraz bağlı metakrilatlar ve inorganik pigmentler bulunur. Eğilme dayanıklılığı 200 ile 260 MPa arasındadır. Dentine yakın elastik modülü sayesinde şok absorbe edici etkisinin bulunduğu ve bu yüzden implant üstü restorasyonlar için çok uyumlu olduğu belirtilmiştir (81).

Hibrit Materyaller:

Vita Enamic

Vita Enamic (VITA Zahnfabrik, Bad Sackingen, Almanya), sinterlenmiş seramik matriks ağı içeren ve porları polimer materyali ile doldurulmuş, seramik ve kompozitlerin özelliklerini birleştiren hibrit bir seramiktir. Polimer infiltre edilmiş seramik ağı materyal olarak adlandırılmaktadır. İnorganik seramik bölümün oranı ağırlıkça % 86'dır ve porlu feldspatik yapıdadır. Feldspatik yapı kırılma eğilimi alüminyum oksit ile zenginleştirilmiştir. Bu gözenekli seramik yapının içine infiltre edilen monomer karışımının polimerizasyonu ile materyal elde edilir. Organik polimer yapının oranı ise ağırlıkça % 14'tür ve akrilat polimer ağı yapısındadır. Organik polimer yapı sayesinde materyalin kırılma eğilimi saf seramiklere göre azalmıştır ve materyal CAD-CAM işlemi için daha elverişli hale gelmiştir. CAD-

CAM tekniği ile uygulanan tüm tek diş restorasyonlarında kullanılabilir. Eğilme dayanımı 150-160 MPa arasındadır (82).

Vita Enamic, polimer infiltre edilmiş bir cam seramik olduğundan hem rezin hem de seramik özelliklerini taşması beklenir. Bu yüzden yüksek eğilme dayanımına sahip olmasının yanında elastik özellikleri de seramiklerden daha iyidir. Materyalin elastiklik modülü yaklaşık 30 GPa iken, CAD-CAM kompozitlerinin 10-15 GPa, cam seramiklerin ise 55 GPa'dır (83). Geleneksel CAD-CAM seramiklerine kıyasla kırılgnlık, ve sertlik azalırken, esneklik, kırılma tokluğu ve kolay şekillendirilebilme özelliklerinin arttığı belirtilmiştir (84). Mekanik zelliklerinin insan mine ve dentininkine yakın olduğu ifade edilmektedir (84, 85).

Lava Ultimate

Lava Ultimate (3M ESPE, St. Paul, MN, ABD), silika ve zirkonya doldurucuları ilave edilmiş resin matriksten oluşan bir resin nano-seramiktir (86). 20 nm çapında silika nanomerleri ve 4-11 nm çapında zirkonya nanomerleri içermektedir. Nanopartiküllere zel bir yöntemle silan bağlayıcı ajanlar uygulanmış ve bu sayede nanopartiküller resin matrikse kimyasal olarak bağlanmıştır. Ayrıca zirkonya-silika nanopartikülleri önceden bir araya getirilerek zirkonya-silika nanokmecikleri oluşturulmuş ve nanopartiküller ile birlikte resin matris içine ilave edilmiştir. Materyal, ağrılıka %80 nanomer ve nanokmecik dolduruculardan (nanoseramik), %20 oranında da resin matriksten oluşmaktadır (86).

Nanomer partiküllerin yanında nanokmeciklerin (0,6-10 μ m) de kullanılmasıyla ara boşluklar azaltılarak materyalin daha fazla doldurucu içermesi sağlanmıştır. retilme süreci saatlerce süren özel bir ısıl işlem prosedürü içermektedir. Böylece materyalin, kırılma, aşınma direnci ve sertliği güçlendirilmiş olup, polisaj işlemleri ve optik özellikleri de iyileşmektedir. İnley, onley, veneer, kron, implant üstü kron gibi tek diş restorasyonlarında kullanılabilir. Ancak tüketicici şikayetleri doğrultusunda kron endikasyonu firma tarafından kaldırılmıştır (86).

Cerasmart

Cerasmart (GC Corp. Tokyo, Japonya), esnek nano-seramik yapısının kullanıldığı bir materyaldir. Ağrılıka %71 silika ve baryum cam

nanopartiküllerinden ve %29 rezin matriksten oluşmaktadır. Yüksek dayanıklı seramiklerin ve kompozitlerin özellikleri birleştirilmiştir. Yüksek seviyedeki esnekliğine ilaveten dayanıklı ve enerji kırıcı özelliğiyle marjinal bütünlüğünü koruduğu ve yapıştırma sonrası yüksek dayanıklılık sağladığı iddia edilmektedir. Endikasyonları, hem anterior hem posterior inley, onley ve implant üstü restorasyonlardır. Ayrıca az miktarda diş dokusunun kaldırıldığı minimal invaziv restorasyonlarda da endikedir. İçeriğindeki esnek nanoseramik matriks sayesinde özellikle implant üstü kronlarda ideal dayanıklılığa ve kuvvet absorpsiyonuna sahip olduğu öne sürülmüştür (87).

SHOFU Block

SHOFU Block (SHOFU Dental, Tokyo, Japonya), ağırlıkça % 61 silika tozu, zirkonyum silikat ve mikrosilikalar ile kompozit rezinden oluşan hibrit bir seramiktir. Yüksek aşınma direnci ve bükülme dayanıklılığı sağladığı iddia edilmektedir. Dişe benzeyen doğal ışık geçirgenliğine ve floresansa sahip olduğu öne sürülmüştür. İnley/onleylerin, kozmetik veneerlerin, full anterior ve posterior kronların ve implant destekli restorasyonların yapımında kullanılabilir (88).

KZR-CAD HR2 Blok

KZR-CAD HR2 (Yamakin, Osaka, Japonya), CAD-CAM sistemiyle uygulanan inley ve kronların yapımında kullanılmak üzere geliştirilen hibrit rezin bir bloktur. İçeriğinde metakrilat monomeri, 1-20 µm boyutunda seramik doldurucu, 200 ila 600 nm boyutunda submikron doldurucular ($\text{SiO}_2\text{-Al}_2\text{O}_3\text{-ZrO}_2$), 20 nm boyutunda küresel nano doldurucu (SiO_2) ve 700 nm boyutunda sürekli flor salan doldurucular bulunmaktadır. Restorasyon yapıldıktan sonra flor salınımı güvenli bir şekilde devam ederken, dayanıklılığında aynı şekilde devam edeceği bildirilmiştir. Dental plağı oluşturan Streptococcus Mutans bakterisinin restorasyon yüzeyine daha az bağlandığı rapor edilmiştir. Karşit minede seramiklere göre daha az aşınma meydana getirdiği ifade edilmiştir. Renk stabilitesinin iyi derecede olduğu sıgır mine ve dentiniyle karşılaştırılarak gösterilmiştir. Eğilme dayanımı ise 250 MPa'nın üzerindedir (89).

2.3. Adezyon

Adezyon, latince 'adhaerere' kelimesinden türetilmiştir ve birbiri ile temasta olan materyallerin ara yüzey kuvvetleri tarafından bir arada tutularak bağlantının sağlanması olarak tanımlanır. İki materyal arasında çok sıkı bir temas oluşturulduğunda birinin molekülleri diğerine doğru çekilmekte ve bağlanmaktadır. Bu çekim kuvvetleri birbirinden farklı moleküller arasında olursa adezyon; benzer moleküller arasında olursa kohezyon olarak adlandırılmaktadır. Genelde likit olan ve adezyonu sağlayan materyale adeziv adı verilir. Adeziv uygulanarak bağlanılan yüzey ise adherent olarak tanımlanır. Adherent ve adezivin birleştiği yüzey ara yüzey olarak adlandırılır. Adezivin devamlı olduğu sürede ayırıcı kuvvetlere karşı direnç gösterme kapasitesinin ölçüsü veya oluşan bağlantının etkin olduğu süredeki dayanıklılığı, bağlanma dayanımı (bond strength) olarak adlandırılır (90, 91).

Adezyonun 4 farklı türü vardır (90):

1. Mekanik adezyon: Girintili çıkıntılı düzensiz yüzeyler arasında oluşan mikromekanik kilitlenmedir.
2. Adsorpsiyon adezyonu (Kimyasal adezyon): Adeziv ve adherent arasındaki kimyasal bağlanmadır. Adeziv ve adherent arasında oluşan primer bağlar (iyonik, kovalent, metalik bağlar) veya sekonder kimyasal bağların (hidrojen bağları, iki kutuplu etkileşim veya van der Waals bağları) tamamı bu türe girer.
3. Difüzyon adezyonu: İki polimerin polimer zincir uçlarının difüzyonu ile gerçekleşen, hareketli moleküller arasında oluşan bağlanma çeşididir.
4. Elektrostatik adezyon: Metal ve polimer arayüzündeki atomların arasında oluşan elektrostatik etkileşimler sonucu sağlanan adezyondur.

1955 yılında Buonocore asitlenmiş minedeki pürüzlü alanlara yayılan rezinin güçlü bir mikromekanik bağlanma oluşturduğunu göstererek adeziv restoratif dişhekimliğinde ilk adımı atmıştır. Asidin klinik olarak uygulanması ise 1962 yılında Bowen tarafından BIS-GMA yapısının bulunarak kompozit rezinlerin geliştirilmesinden sonra başlamıştır. Smith diş dokusuna ilk kimyasal adezyonu sağlamış ve çinkopolikarboksilat siman diş dokusuna kimyasal olarak bağlanan ilk materyal olarak 1960'ların sonlarında sunulmuştur. Ardından cam iyonomer simanlar

ve adeziv sistemler geliştirilmiştir. Nakabayashi ise çalışmalarıyla hidrofobik rezinin dentine bağlanmasını gerçekleştirmiştir (92).

Restorasyonların klinik başarısında en önemli aşamalardan birisi adezyondur. Restorasyonun retansiyonunu adeziv kuvvetler belirlemektedir (93). Ayrıca iyi bir adezyon, mikrosızıntıyı önlemek açısından gereklidir. İyi bir adezyon için adeziv ve adherent arasındaki mesafe olabildiğince az olmalıdır. Buna ilaveten, ıslanabilirlik, yüzey gerilimi ve değim açısı da adezyonu etkileyen diğer faktörlerdir. Güçlü bir adezyonun oluşması için adezivin mümkün olduğunca adherent yüzeyine iyi akması ve yüzeyi iyi ıslatması gerekmektedir. Islanabilirlik, değim açısı ile belirlenir (90). Değim açısı adherent madde yüzeyine damlatılan adeziv maddenin meydana getirdiği küre şekline her iki maddenin birleştiği yerden çizilen teğet ile adherent madde yüzeyi arasında oluşan açıdır. Bu açının sıfır veya sıfıra yakın olmasıyla ıslanabilirlik artmakta ve daha iyi bir adezyon oluşmaktadır (90).

Adeziv maddenin yüzey gerilimi adherent maddenin yüzey gerilimine eşit veya daha düşük olmalıdır. Adeziv maddenin yüzey geriliminin düşmesiyle değim açısı da o kadar azalacak ve daha sağlam bir adezyon elde edilecektir. Adeziv maddenin yüzey gerilim değeri de yaklaşık 20-30 dyne/cm arasında olmalıdır (90).

Güçlü bir adezyon sağlanması için tüm adezyon türlerinde olması gereken şartlardan biri de bağlanacak yüzeylerin temiz ve kuru olmasıdır. Adezivin uygulanacağı yüzey havadaki nem ve toz gibi birikintiler ile kolayca kirleneceğinden bu temizliği korumak zordur. Yüzeydeki bu birikintiler asit veya çözücü kullanılarak kaldırılabilir (90).

Dişhekimliğinde diş dokusu ve restorasyon iki farklı yapıdaki adherent olurken adeziv madde görevini yapıştırma simanları sağlamaktadır.

2.4. Yapıştırma Simanları

Simantasyon indirekt restorasyonların klinik başarısında en önemli aşamalardan birisini oluşturmaktadır. Dental simanlar restorasyon ile diş dokusu arasındaki yüzey bağlantısını sağlayıp bir arada kalmalarını sağlarlar. Ayrıca

mikrobiyal sızıntıya karşı bariyer görevi görürler (94). Oluşturdukları bağlantı mekanik, kimyasal ya da bu ikisinin kombinasyonu halinde olabilir. Günümüzde daimi simantasyon için altı çeşit siman kullanılmaktadır. Bunlar; çinkofosfat simanlar, polikarboksilat simanlar, cam iyonomer simanlar, rezin modifiye cam iyonomer simanlar, poliasit modifiye rezin simanlar, rezin simanlardır (94).

İdeal bir yapıştırma simanı aşağıdaki özelliklere sahip olmalıdır:

1. Diş dokusu ve restorasyon arasında dayanıklı ve sürekli bir bağlantı sağlamalı
2. Uygun basma ve gerilme dayanımına sahip olmalı
3. Adeziv veya koheziv başarısızlıklarda yerinden çıkmayı engelleyen yeterli kırılma dayanıklılığına sahip olmalı
4. Mekanik kuvvetlere karşı dayanıklı olmalı
5. Diş ve restorasyon yüzeyini iyi ıslatabilmeli
6. Film kalınlığı ve yoğunluğu yeterli olmalı
7. Mine ve dentine güçlü bir adezyon sağlamalı
8. Ağız sıvılarındaki çözünürlüğü düşük olmalı
9. Biyouyumlu olmalı ve pulpayı korumalı
10. Dental plak birikimini inhibe etmeli
11. Antibakteriyal etkiye sahip olmalı
12. Radyopak olmalı
13. Rengi stabilitesi iyi olmalı
14. Çalışma ve sertleşme zamanı yeterli olmalıdır (95).

2.4.1. Rezin Simanlar

Rezin simanlar; CAD-CAM seramik veya kompozit restorasyonların yapıştırılmasında kullanılması gereken alternatifsiz bir materyaldir (96, 97). Rezin simanların diğer yapıştırma simanlarına kıyasla, seramik, metal, kompozit ve diş dokusu gibi farklı yüzeylere yapışabilme, yüksek basma dayanıklılığına sahip olma ve retansiyonu arttırma, farklı renk seçeneklerine sahip olma, ağız ortamında düşük çözünürlük gösterme ve adeziv özelliklerinin diş preparasyonlarını modifiye

edilebilme gibi avantajları mevcuttur (93). İndirekt restorasyonların klinik başarısı simanların bağlanma gücü ve yüzey hazırlık işlemleri gibi çeşitli faktörlere bağlıdır. İndirekt restorasyonlar simante edildiğinde, ağız ortamında maruz kaldığı çevresel faktörlerden dolayı rezin simanların fiziksel ve kimsayal özelliklerinde yorgunluk veya zayıflamalar oluşabilmektedir (98).

Rezin simanlar, yapı ve özellikleri itibariyle kompozit rezinlere benzemektedir. Organik bir matriks içine inorganik doldurucuların eklenmesiyle üretilirler. Ancak azaltılmış doldurucu partikül miktarı ile kompozit rezinlerden farklılık gösterirler. İnorganik doldurucu miktarı rezin simanın viskozitesini etkiler ve doldurucu miktarındaki azalma simanın akışkanlığını artırır. Böylece, restorasyonun uygun pozisyonda yerleştirilmesi sağlanır. Doldurucu oranındaki artış ile; polimerizasyon büzülmesi azalır, artık simanın uzaklaştırılması kolaylaşır (99).

Rezin simanlar, sertleşme mekanizmasına göre; kimyasal sertleşen (chemical-cured) rezin simanlar, ışıkla sertleşen (light-cured) rezin simanlar, hem kimyasal hem ışıkla sertleşen (dual-cured) rezin simanlar olmak üzere 3 gruba ayrılır.

Kimyasal sertleşen rezin simanlarda, baz ve katalizörden oluşan iki farklı patın karıştırılmasıyla kimyasal yolla polimerizasyon başlar. Patların birinde polimerizasyonu başlatıcı olan benzoil peroksit, diğerinde ise polimerizasyonun hızlanmasını sağlayan tersiyer amin mevcuttur. Kimyasal olarak polimerize olan rezin simanların zaman içinde renklemelerinin nedeni içeriklerindeki aminlerin ağız ortamında değişikliğe uğramasından kaynaklanmaktadır. Bu simanlar, ışık geçirmeyen yüksek dayanıklılığa sahip restorasyonlar, metal restorasyonlar, maryland köprüler ve kök içi postlar için kullanılır. Bu tip rezin simanların çalışma sürelerinin kısa olması başka bir dezavantajlarıdır (100).

Işıkla sertleşen rezin simanlar, içerisinde ışığı emen kamforokinon ve polimerizasyonu hızlandıran alifatik amin içeren tek pat şeklinde bulunurlar. Tüp içinde beraber bulunmalarına rağmen ancak ışık uygulamasıyla reaksiyona girerler. Bu simanlar, ışık penetrasyonuna izin veren, 1,5-2 mm'den daha düşük kalınlıktaki translusent yapıda seramik veya kompozit venterlerin simantasyonunda kullanılırlar. Bu simanların çalışma ve yerleştirme zamanının uzun olması, renk stabilizasyonu sağlaması en önemli avantajlarıdır (100, 101).

Hem kimyasal hem de ışıkla sertleşen rezin simanlar, ışık penetrasyonuna izin veren translusentlikte ancak ışık ile polimerizasyonun tam olarak sağlanamadığı kalınlıkta olan restorasyonlarda kullanılmaktadır. Bu simanların baz kısmında kamforokinon gibi ışığa duyarlı polimerizasyon başlatıcıları, katalizör kısmında ise kimyasal polimerizasyon sistemleri bulunmaktadır. Dual-cure rezin simanlar karıştırıldıktan sonra ışıkla aktive edilmedikleri zaman kimyasal sertleşen rezin siman gibi işlev görürler. Ancak dual-cure rezin simanın self-cure modundaki polimerizasyonu ve ışıkla polimerizasyonu kıyaslandığında, ışıkla polimerize olan dual-cure rezinsimanın mekanik özellikleri belirgin oranda üstündür (100, 101).

İlk olarak 2002 yılında piyasaya sürülen self-adeziv rezin simanlar ise geleneksel yapıştırma simanlarının uygulama kolaylığı ile rezin simanların üstün mekanik özellikleri, adezyon ve estetik kalitelerini birleştirmeyi amaçlamıştır (102).

Self-adeziv rezin simanlar zirkonyum destekli seramik kronların, metal destekli kron ve köprülerin, metal ve fiber postların simantasyonunda kullanılırlar (103).

Yeni geliştirilen self-adeziv rezin simanlar diğer rezin simanların aksine uygulama öncesi diş yüzeyinde bir hazırlık gerektirmezler, asit ve primer ayrılmamıştır. Daha az teknik hassasiyet gerektirdiğinden, uygulanması ve hazırlanması daha kolaydır (104, 105). Self-adeziv rezin simanlar smear tabakasını uzaklaştırmazlar, korurlar veya değiştirirler, dolayısıyla postoperatif hassasiyete oluşturmazlar. Aynı zamanda uygulama basamaklarının azalması hastanın koltukta kalacağı süreyi azalttığı gibi adeziv prosedürün uygulanması sırasında oluşabilecek teknik hataları da minimuma indirmektedir (102, 106).

Self-adezivlerin sahip olduğu multifonksiyonel monomerler, self-etch adeziv monomer içerdiği için düşük pH'a sahiptirler. Diş yüzeyindeki suyla temas eden siman, diş yüzeyini demineralize ederken eş zamanlı olarak da diş dokularına penetre olur. Simanın tam polimerizasyonu ile mine ve dentinde mikromekanik bir bağlanma sağlanmaktadır (102).

RelyX Ultimate (3M ESPE, St. Paul, MN, ABD), cam seramik, kompozit ve metal restorasyonların yapıştırılmasında kullanılan dual-cure bir adeziv rezin simandır. Yapısı dimetakrilatların ve çeşitli komponentlerin karışımından meydana gelmektedir. RelyX Ultimate, adeziv rezin siman olarak tanımlanmasına rağmen adeziv bir sistemle birlikte kombine olarak kullanılması önerilmektedir. İnorganik

doldurucuların hacimce oranı %43'dür. Doldurucuların ortalama partikül büyüklüğü yaklaşık 13 μm 'dir. Fiziksel ve mekanik özellikleri Tablo 1'de gösterilmiştir. Karışım oranı, pasta ve katalizör 1:1'dir. Çalışma süresi karıştırdıktan sonra 2,5 dakika, sertleşme süresi ise karıştırdıktan sonra 6 dakikadır (107).

Tablo 1: RelyX Ultimate simanın fiziksel ve mekanik özellikleri (107)

| Özellikler | RelyX Ultimate Adeziv Rezin Siman |
|--|-----------------------------------|
| Bükülme dayanımı [MPa] | 98 |
| Basma dayanımı [MPa] | 262 |
| Elastisite modülü [GPa] | 7,7 |
| Yüzey sertliği [HV 0.2] | 40 |
| Film kalınlığı [μm] | 12 |
| Su emilimi [$\mu\text{g}/\text{mm}^3$] | 21 |
| Çözünürlük [$\mu\text{g}/\text{mm}^3$] | 0 |
| 1 ay sonrası genleşme [%] | 0,5 |

2.5. Yüzey İşlemleri

İndirekt restorasyonların klinik başarılarının uzun olması için, kullanılan rezin simanların hem diş dokusuna hem de restorasyon yüzeyine iyi bir şekilde adezyonu gerekmektedir (108). Rezin simanların diş dokusuna bağlantısını arttırmak için dentin bonding sistemleri geliştirilmiştir (109, 110).

Güçlü bir restorasyon-rezin siman bağlantısı için ise iki yapı arasında mikromekanik yüzey kilitlemesi ve kimyasal bağlantı için seramik yüzeylerin aktivasyonu gerekir. Bu amaçla seramik veya kompozit kron, lamina venter, inley ve onley gibi tek üye restorasyonlarda, tam seramik köprülerin yapıştırılmasında ve bunların tamirinde için bazı yüzey işlemleri uygulanmaktadır (111, 112). Seramik materyallere olan bağlantıyı artırmak için kullanılan yüzey işlemleri, restorasyonun retansiyonu açısından büyük önem arzettiğinden, sürekli geliştirilmekte ve daha etkili bir yöntem elde etmek için çalışmalar yapılmaktadır (111, 113, 114). Ancak tek

başına yüzey işlemleri uygulamaları başarılı bir bağlantı için yeterli değildir (115). Mikromekanik retansiyon ile birlikte simanın restorasyon yüzeyini yeteri kadar ıslatabilmesi ve kimyasal bağlanma oluşturabilmesi gerekmektedir. Bu nedenle simantasyon öncesi restorasyon yüzeyine silan uygulanması hem ıslanabilirlik hem de kimyasal bağlanma için önemli bir işlemdir (109).

2.5.1. Mekanik Yüzey İşlemleri

2.5.1.1. Asit ile Pürüzlendirme

Bu yöntem için genellikle hidroflorik asit kullanılmaktadır (116), ardından bağlantıyı artırmak için yüzeye silan uygulanmaktadır (117). Hidroflorik asit, cam bazlı seramiklere uygulandığında seramik matriksten cam faz çözünmekte ve akışkanlığı yüksek olan rezin siman bu boşlukları doldurarak mikromekanik bağlantı elde edilmektedir. Hidroflorik asitin genellikle %2,5-10 aralığındaki konsantrasyonlarda, 1-3 dakika süreyle uygulanmasının adeziv retansiyon için başarılı sonuçlar sağladığı belirtilmektedir. HF asit kullanımının avantajlarına karşın sağlığa ve seramik dayanıklılığına olan zararlı etkileri konusunda çekinceler mevcuttur. Bu yüzden kullanılan asidin çeşidi ve konsantrasyonunun yanı sıra uygulama zamanı da iyi bir bağlantı oluşumunda kritik önem taşımaktadır (118).

Bazı araştırmacılar HF kullanımına alternatif olarak daha zayıf asit olan %1,23 asidule fosfat florid (APF) jelini önermişlerdir. HF asit oldukça kostik etkili ve yumuşak dokulara zararlı olduğu için hızlı buharlaşıp solunmasıyla klinikte tehlikeli olabilmektedir. Daha güvenli fakat zayıf asit olan %1,23 APF jeli HF aside nazaran daha uzun süreyle (2-5dk) uygulanabilir. Ancak APF jelinin yeterli bağlanma dayanımını sağlayabildiği tartışmalıdır (119). Lityum disilikat seramiğe iki farklı asidin uygulanmasıyla yapılan çalışmada HF asit uygulamasıyla rezin simanın seramiğe daha iyi bağlandığı sonucu elde edilmiştir (120).

2.5.1.2. Kumlama

Kumlama materyallerin yüzeylerinin temizlenmesi, mikroretantif alanların oluşturulması ve yüzey alanlarının artırılmasını sağlayan mekanik bir işlemdir. Bu işlem için genellikle 50 µm veya 110 µm boyutundaki alüminyum oksit partikülleri 2,5 veya 2,8 bar basınç altında 10 mm mesafeden materyal yüzeyine uygulanır. Materyal yüzeyinde kaba ve düzensiz bir yüzey oluşturularak mikromekanik bağlantının artırılması sağlanır, böylece materyal yüzeyi ile rezin siman arasındaki adezyon artırılmış olmaktadır (121, 122).

Alüminyum oksit içeren taneciklerin yüzeye hızla çarpması sonucunda, zayıf fazın yüzeyden uzaklaştırılması ile düzensiz pürüzlü bir yüzey oluşturulur ve bağlanma için yüzey alanı artırılmış olur (123). Restorasyon yüzeyi ile rezin arasında adeziv bağlantı oluşturulmasını amaçlayan tekniklerin çoğunda bağlanma dayanımını artırmak için kimyasal bağlantı ajanı yüzeye uygulanmadan önce yüzeyin kumlanması gerektiği belirtilmektedir (124). Hidroflorik asit ile kıyaslandığında alüminyum oksit partiküllerinin yüksek alümina içerikli seramiklerde mikromekanik tutuculuk oluşturmak için gerekli olduğu belirtilmiştir (125).

Asitleme ve kumlama işlemlerinin kombine olarak uygulanmasının rezin-seramik bağlantısı için daha iyi bir yüzey sağladığı belirtilmiştir. Uzun klinik ömür için ne asitlemenin ne de kumlamanın tek başına yeterli mekanik tutuculuğu sağlamadığı bildirilmiştir (123).

Kumlama işleminin oluşturduğu etkide sadece kumun partikül boyutu değil, basınç, kumlama yoğunluğu ve süresi gibi kumlama cihazına ilişkin faktörler de rol oynamaktadır (122).

2.5.1.3. Tribokimyasal Silika Kaplama

Silika kaplı alümina partiküllerinin, püskürtme basıncı ile seramik yüzeyine gömülmesi sağlanır. Silika ile modifiye edilmiş yüzey, kimyasal olarak silan bağlayıcı ajan boyunca rezine daha reaktif hale gelir. Silan molekülleri su ile reaksiyona girerek, üç silanol grubu meydana getirir. Silanol grupları, silika

yüzeyinde bir siloksan ağı oluşturur ve silan moleküllerinin monomerik ucu adeziv rezinlerin metakrilat grupları ile reaksiyona girer (125).

Bugün en yaygın olarak kullanılan tribokimyasal sistem Cojet (3M ESPE, St. Paul, MN, ABD) sistemidir. Bu sistemde, yaklaşık 30-37 µm'lik silanize edilmiş alüminyum oksit partikülleri air abrazyon cihazıyla bağlanma yüzeyine uygulanır. Böylelikle yüzeye tribokimyasal kaplama uygulanmış olur. Silika kaplama seramik yüzeyini pürüzlendirerek bağlantı yüzeyinin ıslanabilirliğini artırır ve mekanik retansiyon sağlar. Cojet (3M ESPE, St. Paul, MN, ABD) sisteminin endikasyonları; kompozit yapıştırıcı siman ile adeziv simantasyon öncesinde metal restorasyonların ön hazırlığı, adeziv simantasyon öncesi seramik veya kompozit restorasyonların ön hazırlığı ve defektli metal, seramik ve kompozit restorasyonların tamiri şeklinde sıralanabilir (126).

2.5.1.4. Er:YAG Lazer ile Pürüzlendirme

Lazer ışınlarının etkisi, lazer ışınının dalga boyu, birim alana düşen güç yoğunluğu, madde yüzeyine aktarılan toplam enerji faktörlerine bağlıdır. Lazer dalga boyu, hedef alınan malzemenin lazer ışınını ne oranda geri yansıtacağını, ne oranda içine etki edeceğini ve etki kalınlığını belirler. Birim alana düşen güç yoğunluğu malzemeye molekül düzeyinde etki ederek molekül bağlarının geçici ya da kalıcı olarak bozulmasına, bu etkiye bağlı olarak malzemede parçalanmaya ve mikrokırıklar oluşmasına neden olur. Madde yüzeyine aktarılan toplam enerji, malzeme üzerinde erime ve buharlaşma etkileri oluşturur (127).

Mikromekanik kilitlenmeyi arttırmak amacıyla seramik iç yüzeyin lazer ile pürüzlendirilmesi oldukça yeni bir uygulamadır (108, 128). Dişhekimliğinde lazerin en iyi bilinen etkisi, absorbe edilen lazer ışığının substratta meydana getirdiği termal buharlaşmadır (129). Pürüzlendirme işlemlerinde Excimer, CO₂, Nd:YAG, Er, Cr:YSGG, Er:YAG gibi lazerlerin kullanıldığı çok sayıda çalışma bulunmaktadır (13, 130, 131).

Günümüzde dental araştırmalarda kullanılan ondan fazla lazer tipinin dental dokulara ve dental materyallere olan etkisi araştırılmaktadır. CO₂ lazerin emisyon

dalga boyunun neredeyse tamamı seramik tarafından absorbe edildiği için, bu lazer tipi seramik materyalinin pürüzlendirilmesi için çok uygundur. CO₂ lazere maruz kalan seramik yüzeyindeki ısı indüksiyonu esnasında, ısınmanın tipik etkisi olan konkoidal yırtıklar meydana gelir ve böylece pürüzlü bir yapı elde edilmektedir (132).

Er:YAG lazer, termomekanik ablasyon ile dental substrat üzerinde etkin rol oynamaktadır (133). Dental dokulardaki su ekspansiyona neden olarak buharlaşır ve bu mikropatlamlar oluşturur. Mikropatlamlar hem organik hem de inorganik doku partiküllerini fırlatır ve dentinal tübüllerde açılma sağlayarak smear tabakasının oluşmadığı bir yüzey meydana getirmektedir (134). Seramik yüzeyin de cam fazı ortadan kaldırarak girintili çıkıntılı sığ bir düzensiz alan oluştururlar. Seramik yüzeyindeki yüzeysel değişikliklerin miktarı, seramik tipine olduğu kadar uygulanan lazerin enerji yoğunluğuna göre de değişir (121, 127).

2.5.2. Kimyasal Yüzey İşlemleri

2.5.2.1. Silanlama

Silanlar, Si (silisyum) atom veya atomları içeren bifonksiyonel organik bileşiklerdir. Silanların yapısında bulunan inorganik gruplar (metoksi-O-CH₃) seramik yüzeyinde bulunan silika yapısıyla tepkimeye girerek siloksan ağını (Si-O-Si) meydana getirirler. Ayrıca fonksiyonel grupları da (metakrilat grubu) rezin organik matriksi ile tepkimeye girip güçlü bir seramik-rezin bağlantısı oluştururlar. Silan bağlayıcı ajanlar uygulandıkları materyalin yüzey gerilimini azaltıp, ıslanabilirliğini ve yüzey enerjisini artırarak kuvvetli bir bağlanmanın oluşmasını sağlarlar (135).

Diş hekimliğinde kullanılan silanlar genel olarak monofonksiyonel γ -metakriloksipropil trimetoksisilan (3-MPS) yapısındadır. MPS kimyasal ve fiziksel birleştirici özellikleriyle metal-kompozit, seramik-kompozit ve kompozit-kompozit arasındaki bağlanmayı güçlendirmek için kullanılmaktadır. Silanlar, ortamda bulunan nemle birlikte hidrolize (aktive) olurlar. Su ve silanın alkil grupları tepkimeye

girerek asidik silanol gruplarını (Si-OH) ve seramik yüzeyindeki silika yapısıyla da etkileşerek siloksan tabakasını oluştururlar (135).

Seramik iç yüzeyinin hidroflorik asit ile pürüzlendirilmesinin ardından silan bağlayıcı ajanın uygulanması, bağlantı kuvvetinin artırılması için iyi bilinen ve tavsiye edilen bir yöntemdir. Bazı araştırmacılar kuvvetli bir bağlanma için yüzeyin air abrazyon ve/veya asit ile pürüzlendirilmesi ve silanizasyon işlemini önerirken, bazıları da tek başına silan uygulamasının yeterli olacağını belirtmektedirler (136).

Silanlar, tek komponentli veya iki komponentli solüsyon sistemleri olarak ikiye ayrılmaktadır (137). Tek komponentli sistemler alkol ya da aseton içindeki silandan meydana gelirler ve kimyasal reaksiyonu aktive etmek için ön işlem olarak seramik yüzeyine hidroflorik asidin uygulanması gerekmektedir (138). Silanların alkol ya da aseton gibi yüksek oranda çözücü içermelerinin sebebi, bu ürünlerin yarılanma ömürlerini sınırlamalarıdır. İki komponentli silan solüsyonlarında ise, silan sulandırılmış asit solüsyonu ile karışım halindedir. Bu solüsyonlarda silan direk olarak seramik yüzeyi ile reaksiyona girebilmektedir (136).

2.5.3. Rezin Simanların Seramik Yüzeyine Bağlanması

Rezin simanların seramik yüzeylerine bağlanması ancak mikromekanik ve kimyasal bağlanma mekanizmaları ile gerçekleşebilir. Mekanik bağlanma seramik yüzeyinin pürüzlendirilmesini esas alır. Bu işlem elmas frezlerle seramik yüzeyinin aşındırılmasıyla, alüminyum oksit partikülleriyle yüzeyin kumlanmasıyla veya farklı tipteki asitlerin kullanılarak seramik yüzeyinin pürüzlendirilmesiyle gerçekleşebilir (139).

Elmas frezler seramikleri aşındırırken parçalayabilir ve mikroçatlaklar oluşabilir (140). Bunun bağlanmayı olumsuz yönde etkileyeceği belirtilmektedir. Kumlamayla ise sadece kaba yüzeyler elde edilir, ayrıca restorasyon marjlerinin önemli derecede zarar görme riski vardır (141).

Asit uygulanması, mikroretantif kanallarda seramikteki cam matris ve kristalleri çözerek düzensiz bir yüzey oluşturur. Hidroflorik asit indirekt porselen restorasyonların yüzeyini asitlemek için kullanılan asitler arasında en sık

kullanılındır. Hidroflorik asidin alternatifi olarak fosfat florit ve fosforik asit de bazen kullanılabilir (99).

Seramik ile rezinin bağlanmasının dayanıklı olması için mekanik bağlanmanın yanı sıra ek bir kimyasal bağlanmaya ihtiyaç duyulmaktadır (142). Bunun için kullanılan en sık ve etkin yöntem silan bağlayıcı ajanların uygulanmasıdır (143).

2.5.4. Rezin Simanların Kompozit Yüzeyine Bağlanması

İndirekt kompozit restorasyonun bağlanma yüzeyine, rezin simanla bağlanmasını artırmak için mekanik ve kimyasal işlemler uygulanmalıdır. Hidroflorik asit kompozit yüzeylerinde özellikle silika cam doldurucularla reaksiyona girerek pürüzlendirme etkisi gösterir ve bağlanma dayanımını artırır. Ayrıca kompozitin yüzey enerjisi artırılmış olur. Agresif şekilde bir asitleme kompozit rezinde bulunan cam doldurucuların yüzeyden tamamen ayrılmasına neden olabilir. Bu olay bağlanmayı olumsuz yönde etkileyebilmektedir (144).

Kompozit yüzeylerinde yüzeyin pürüzlendirilmesinde kullanılan metotlardan diğerleri elmas frezler ve kumlama ile yüzeyin pürüzlendirilmesi işlemidir (145). Kompozit yüzeylerindeki kumlama 50 µm ve altındaki boyutlarda alüminyum oksit partiküllerle yapılmaktadır. Elmas frez ve kumlama ile yapılan pürüzlendirme sonrası boşluklarda biriken partiküllerin ultrasonik bir temizleme cihazı ile temizlenmesi tavsiye edilir. Kompozit yüzeylerde bağlanma dayanımını artırmanın en iyi yolunun yüzey pürüzlendirme ve ultrasonik temizleme işleminin ardından yüzeye bir adeziv solüsyon uygulanmasının olduğu belirtilmektedir (144).

İndirekt kompozit restorasyonlarda tam polimerizasyon gerçekleşmiş olduğundan kompozit yüzeyleri rezin simanla bağlanma için gerekli olan çift karbon bağına sahip değildir. Bu nedenle bağlanma yüzeylerine ek bir silan uygulamasının bağlanma dayanımını artıracığı belirtilmektedir (143).

2.6. Bağlanma Dayanımı Test Yöntemleri

Klinik alışmalar restorasyonların test edilmesi açısından çok önemlidir, ancak ağız ortamında restorasyonlara devamlı olarak gelen streslere bağlı olarak başarısızlığın gerçek nedenini belirlenememektedir. Deneysel laboratuvar testler ile tek bir değişkenin etkisi diğer değişkenler sabitlenerek değerlendirilmektedir. Bu testlerin sonucunda materyallerin uygun olarak kullanılması ve seçimi ile ilgili hekimlere net tavsiyeler verilebilir (146). Genellikle, yeni materyallerin veya tekniklerin araştırılmasında in vitro testler kolay, hızlı ve ucuz yöntemlerdir (147). Klinik koşulların tamamen aynı şekilde taklit edilmesi çok zor olmasına rağmen restorasyonların uzun dönemde klinik koşullardaki davranışlarının tahmin edilmesi hedeflenmelidir (148).

Adezyon alanındaki gelişmelerin hızı nedeniyle eski materyaller sratlı bir şekilde yerini yenilere bırakmakta ve bu durum maliyeti çok etkilemektedir (149). Buna rağmen adezivlerin klinik davranışlarını belirleyebilmek için in vitro testlerin kullanımını şüpheye sokan bazı hususlar vardır. Ancak bunlar daha çok adeziv sistemin diş dokusuna bağlanmasını test eden çalışmalarda ortaya çıkmaktadır ve diş kaynaklı problemlerdir. Yaş, kullanılan dişin saklanma koşulları, dentin derinliği, dentinin skleroz derecesi, bağlanmanın sağlanacağı diş yüzeyi, dentin pürüzlülüğü ve kullanılan test tipi sıklıkla kontrol edilemeyen faktörlerdir. Bazı araştırmacılar, in vitro bağlanma dayanımı testlerinin en önemli eksikliklerinden bir tanesinin, in vivo ortamdaki pulpal basıncın taklit edilememesi olduğunu ifade etmişlerdir. Adeziv sistemin restorasyona bağlanmasını test eden çalışmalarda bu gibi problemlere materyalin homojen yapısı nedeniyle rastlanılmamaktadır (149).

Dental materyallerin ve bağlayıcı ajanların bağlanma dayanıklılıklarını belirlemede kullanılan test yöntemleri şunlardır (150):

1. Makaslama (shear)
2. Gerilme/ ekme (tensile)
3. Tek düzlem makaslama (single plane shear)
4. Mikro makaslama (micro-shear)
5. Makaslama delme (shear punch)
6. Mikro makaslama delme (micro shear punch)

7. Makro gerilme (macro-tensile)

8. Mikro gerilme (micro-tensile)

Bağlanma dayanımı testlerinin en çok kullanılanları makaslama ve gerilme (çekme) adezyon testleridir (151).

Makaslama testi, diş ile restoratif materyalin bağlantı ara yüzeyine paralel yönde ve sabit artışla kuvvet uygulanması temeline dayanan bağlanma dayanımı test yöntemlerinden biridir. Makaslama testleri ağız ortamının karışık karakterdeki kuvvetlerini çok iyi taklit edebilmektedir (152). Makaslama testlerinin dezavantajı ise arayüze uygulanan kuvvetlerin homojen dağılmamasıdır. Ancak ağız içinde oluşan çiğneme kuvvetlerinin makaslama kuvvetleri niteliğinde olduğu bilindiğinden, kliniğe benzerliği açısından sıklıkla tercih edilmektedir (129).

Gerilme bağlanma dayanımı testi ise makrogerilme ve mikrogerilme bağlanma dayanımı testi olarak ikiye ayrılmaktadır (153). Makrogerilme bağlanma dayanımı testinde büyük kütleler halindeki restorasyon materyallerini, birbirine veya diş yapılarına bağlayan adezivler teste tabi tutulurken, mikrogerilme bağlanma dayanım testinde küçük boyutlardaki örneklerin bağlanması değerlendirilir (154). Mikrogerilme bağlanma dayanımı testinde 1 mm² büyüklüğünde bağlanma alanı olan örneklerin kullanılması önerilmiştir. Mikrogerilme bağlanma dayanımının bağlanan yüzey alanı ile ters orantılı olduğu ve yüksek bağlanma dayanımı değerleri ölçülmesine rağmen, birçok kopmanın diş ve adeziv arasındaki ara yüzeyde meydana geldiği gösterilmiştir. Mikrogerilme bağlanma dayanımı testinin adeziv rezin ve örnek arasındaki bağlanma dayanımını ölçebilen güvenilir bir test tekniği olduğu belirtilmektedir (19).

Mikrogerilme bağlanma dayanımı test metodunun birçok avantajı vardır (155). Test edilecek materyalden birçok örnek elde edilebilmektedir. Özellikle diş dokularında örnek hazırlama sırasında örneğin hazırlanacağı bölge (sklerotik, orta üçlü dentin derinliği gibi) belirlenerek bölgesel bağlanma dayanımı değerlendirilebilir. Buna ek olarak kullanılan dişler arasındaki ve aynı diştten elde edilen numuneler arasındaki farklılıklar değerlendirilebilir. Aynı örnek üzerinde bir araştırmada kullanılacak mekanik, morfolojik ve kimyasal çalışmalar gibi tüm işlemleri yapabileme imkanı tanır (156). Mikrogerilme bağlanma dayanımı testinde daha çok adeziv başarısızlık olmakla beraber, koheziv başarısızlık daha azdır ve daha

yüksek arayüz bağlanma dayanımı değerlerine ulaşılır. Mikrogerilme bağlanma testinde çok küçük örneklerin test edilmesi ve arayüz alanı yaklaşık olarak 1 mm² olduğundan başarısızlıklar taramalı elektron mikroskobu ile incelenebilir (155).

Dezavantajları için ise yoğun çalışma ve teknik donanım gerektiren hassas bir örnek hazırlama tekniği olması, 5 MPa'ın altındaki ölçümleri gerçekleştirememesi, örneklerin çabuk dehidrate olması ve kırılma sonrası örnekleri test cihazından çıkarırken bağlanma yüzeylerinin hasar görebilmesi gibi problemler sıralanabilir (155).

2.7. SEM Analizi

Taramalı elektron mikroskobu (Scanning Electron Microscopy, SEM) dış dokuları veya restoratif materyaller arasındaki dinamik ve kimyasal etkileşimi değerlendirmede kullanılan bir yüzey analizi yöntemidir. SEM çalışmalarında inceleme yapılmadan önce örnekler ince bir metal ile kaplanarak dar ve gittikçe artan elektron demetleri gönderilmek suretiyle taranır. Elektronlar belli bir bölgeye çarptığı zaman yüzey atomları sekonder elektronlar olarak isimlendirilen elektronlar yayar ve bunlar dedektörler ile yakalanıp görüntü olarak bilgisayarda kayıt altına alınır (157). SEM teknikleri sayesinde yüzey görüntülerinde yüksek bir alan derinliği sağlanır ve morfoloji kolayca tanımlanabilir (158).

Bu çalışmada; farklı içeriğe sahip CAD-CAM restorasyon materyallerine uygulanan farklı yüzey hazırlama ve silanlama prosedürlerinin, sadece kullanılan materyal üzerindeki bağlanma dayanımı etkisi hedeflenmektedir. Buna göre; çalışmada test edilen sıfır hipotezler aşağıdaki gibi oluşturulmuştur:

Hipotez A: Kullanılan CAD-CAM restorasyon materyalinin yapıştırma simanına olan bağlanma dayanımına etkisi yoktur.

Hipotez B: Uygulanan yüzey işleminin, CAD-CAM restorasyon materyallerinin yapıştırma simanına olan bağlanma dayanımına etkisi yoktur.

Hipotez C: Uygulanan silanlama prosedürünün, CAD-CAM restorasyon materyallerinin yapıştırma simanına olan bağlanma dayanımına etkisi yoktur.

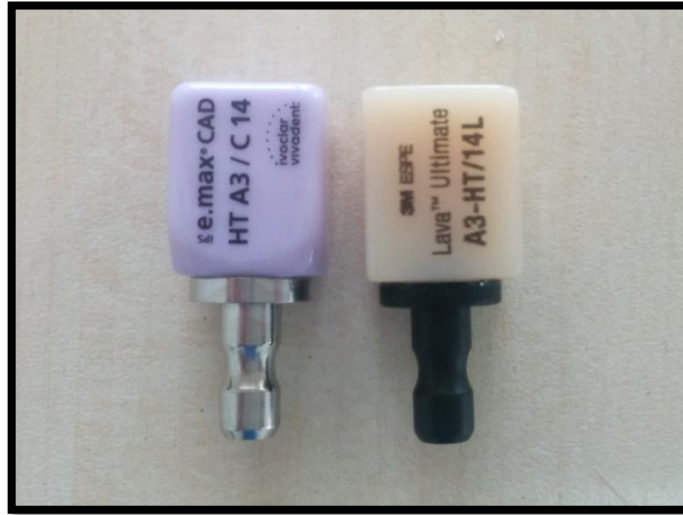


3. GEREÇ VE YÖNTEM

Bu çalışmada; iki farklı içeriğe sahip CAD-CAM restorasyon materyaline uygulanan farklı yüzey hazırlama ve silanlama prosedürlerinin, bağlanma dayanımı üzerindeki etkisi incelenmiştir.

3.1. Test Gruplarının Oluşturulması

Çalışmamızda rezin nano-seramik ve lityum disilikat seramik olmak üzere iki farklı CAD-CAM restorasyon materyali (Resim 1) üzerine dört farklı yüzey işlemi sonrası iki adet adezyonu artırıcı materyal uygulandı. Örneklerin simantasyonunda ise dual-cure rezin yapıştırma simanı kullanıldı. Çalışmamızda standart bir yöntem uygulanması için tüm işlemler bir operatör tarafından gerçekleştirildi. Çalışmamızda kullanılan tüm materyaller Tablo 2’de gösterilmektedir.



Resim 1: Lava Ultimate rezin nano-seramik CAD blok ve IPS e.max CAD lityum disilikat seramik CAD blok

Tablo 2: Çalışmada kullanılan materyaller

| Materyal | Tipi | İçeriği | Üretici | LOT# |
|------------------------------------|------------------------------------|--|---|----------------|
| Rely X Ultimate | Dual-cure adeziv rezin siman | Silanize edilmiş cam tozu, 2-propenoik asit, 2-metil-, 1,1'-[1-(hidroksimetil)-1,2-ethanedil] ester, 2-hidroksi-1,3- propanedil dimetakrilat ve fosfor oksit trietilen glikol diimetakrilat (TEGDMA), silanize edilmiş silika, oksit cam maddeleri, sodyum persülfat, tert-bütül peroksi-3,5,5-trimetilheksonat, bakır (II) asetat | 3M ESPE, St. Paul, MN, ABD | 554304 |
| Lava Ultimate | rezin nanoseramik | Ağırlıkça %80 silika nanomer (20nm) ve zirkonya nanomer (4-11 nm), 0,6-10 µm boyutunda nanoklastır doldurucu, %20 rezin matris | 3M ESPE, St. Paul, MN, ABD | N584032 |
| IPS e.max CAD | Lityum disilikat cam seramik | Kristalize edildiğinde %70 oranında cam faza gömülmüş lityum disilikat kristalleri, eser miktarlarda K ₂ O, P ₂ O ₅ , ZrO ₂ , ZnO, Al ₂ O ₃ , MgO ve renklendirici oksitler | Ivoclar, Liechtenstein | T25517 |
| Cojet | Tribokimyasal silika kaplama | 30 µm boyutunda silanize edilmiş alüminyum oksit partikülleri | 3M ESPE, St. Paul, MN, ABD | 564879 |
| Alüminyum oksit | Kumlama | 50 µm boyutunda silanize edilmiş alüminyum oksit partikülleri | Pluradent, Offenbach, Almanya | NA |
| Er:YAG lazer | Lazer | 2940 nm dalga boyu, 10 Hz pulsasyon sıklığı , 300 mj pulsasyon enerjisi | Fotona Fidelis Plus 3, Ljubljana, Slovenya | NA |
| IPS Ceramic Etching Gel | Hidroflorik asit | %5'lik hidroflorik asit | Ivoclar, Liechtenstein | T44469 |
| Scotchbond Universal | Adeziv materyal | MDP fosfat monomer, dimetakrilat rezin, HEMA, Vitrebond kopolimer, doldurucular, ethanol, su, başlatıcılar, silan | 3M ESPE, St. Paul, MN, ABD | 599113 |
| Monobond Plus | Silan | Ethanol, silan metakrilat, fosforik asit metakrilat, sülfat metakrilat | Ivoclar, Liechtenstein | S12588 |

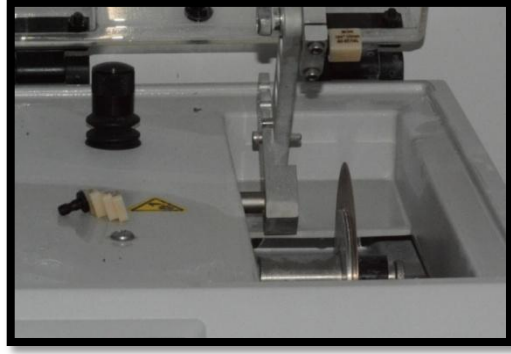
Çalışmada kullanılan CAD-CAM restorasyon materyallerinden elde edilen örnekler önce 4 farklı yüzey işlemi grubu ve hiçbir işlem uygulanmayan kontrol grubu olmak üzere 5 gruba ayrıldı. Ardından bu gruplar kendi içinde 3 farklı silanlama prosedürüne göre 3 alt gruba ayrıldı. Böylece toplamda 30 test grubu oluşturuldu (n=8/grup) (Tablo 3).

Tablo 3: Test Grupları

| CAD-CAM Materyali | Yüzey İşlemi | Silanlama Prosedürü | Örnek Sayısı (n) |
|----------------------------------|---------------|---------------------|------------------|
| Lava Ultimate veya IPS e.max CAD | Cojet | Silan+ Adeziv | 8 |
| | | Adeziv | 8 |
| | | Silan | 8 |
| | Kumlama | Silan+ Adeziv | 8 |
| | | Adeziv | 8 |
| | | Silan | 8 |
| | HFasit | Silan+ Adeziv | 8 |
| | | Adeziv | 8 |
| | | Silan | 8 |
| | Lazer | Silan+ Adeziv | 8 |
| | | Adeziv | 8 |
| | | Silan | 8 |
| Kontrol | Silan+ Adeziv | 8 | |
| | Adeziv | 8 | |
| | Silan | 8 | |

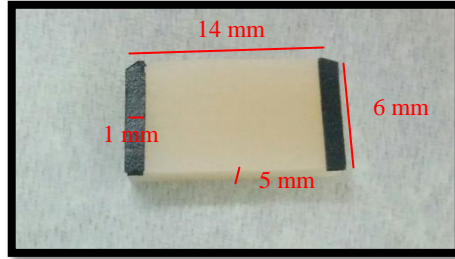
3.2. Örneklerin elde edilmesi

40 adet Lava Ultimate CAD blok (14x14,5x17 mm) ve 40 adet IPS e.max CAD blok (14x12x17,5 mm) hassas kesme cihazı (Isomet 1000, Buehler, IL, ABD) ile önce ortalarından dikey, ardından 5 mm aralıklarla yatay eksenlerinde dilimlenerek, 14x6x5 mm ebadında 240'ar adet yarım blok parçası elde edildi (Resim 2). IPS e.max CAD bloklarından elde edilen dilimler, faz dönüşümü için Programat 500 (Ivoclar, Schaan, Lihtenştayn) sinterleme fırınında 90 dakika süreyle üretici firmanın talimatları doğrultusunda sinterlendi.



Resim 2: CAD-CAM blokların dilimlenmesi

Yarım blok parçaları, birbirlerine yapıştırılmak üzere her grupta 16 parça olacak şekilde, yüzey işlemleri ve silanlama prosedürlerine göre belirlenmiş 30 gruba eşit olarak dağıtıldı. Yüzey standardizasyonu için parçaların 14x6 mm'lik yüzeyleri polisaj cihazında (Mecatech 234, Presi, İtalya) 600 grenli zımpara ile düzenlendi. Her gruptaki 16 parçanın 8'inin kenar kısımlarına siman kalınlığını standardize etmek için 0,2 mm kalınlığında ve 1 mm eninde yapışkan bantlar yapıştırıldı (Resim 3). Böylece diğer parçayla yapıştırıldığında 0,2 mm'lik bir siman kalınlığının elde edilmesi amaçlandı.



Resim 3: Yarım blok parçalarının 14x6x5 mm yüzeylerine siman kalınlığı standardizasyonu için yapışkan bantların yapıştırılması

3.2.1. Yüzey İşlemleri

3.2.1.1. Tribokimyasal Silika Kaplama

Gruptaki örnekler hava ile kurutulduktan sonra birbirine yapıştırılacak yüzeylere Cojet tozu (3M ESPE, St. Paul, MN, ABD), üretici firma direktifleri doğrultusunda 30 psi'de, 10 mm uzaklıktan, 90° açıyla, 15 sn boyunca yüzeyler matlaşana kadar uygulandı (Resim 4). Cojet işlemi ardından örneklerdeki toz artıklarının temizlenmesi için alkol içinde 2 dk bekletildi. Daha sonra örnekler 5 dk kurumaya bırakıldı.



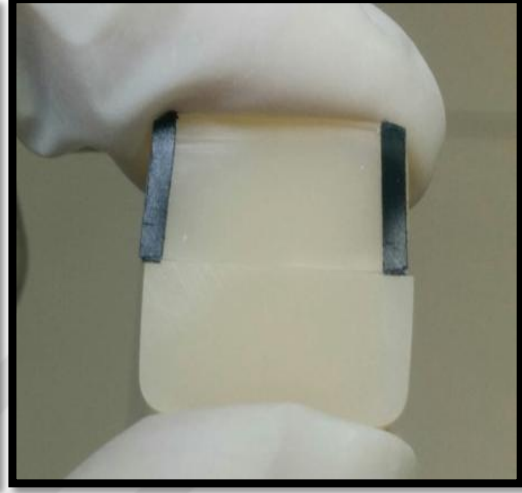
Resim 4: Cojet Sistem ve Uygulanması

3.2.1.2. Kumlama

50µ boyutunda alüminyum oksit partiküllerinden oluşan aşındırma kumu (Pluradent, Offenbach, Almanya), kumlama cihazıyla (Oxyker Duet, Manfredi, Torino, İtalya) (Resim 5). Üretici firma direktifleri doğrultusunda 40 psi'de 10 mm uzaklıktan 15 sn süreyle parçaların yapışma yüzeylerine uygulandı. Yüzeyler 3 dk distile suda bekletilerek temizlendi ve yağ içermeyen hava ile kurutuldu (Resim 6).



Resim 5: Kumlama Cihazı



Resim 6: Kumlama yapılmış örnekler

3.2.1.3. Lazer Uygulama

Er:YAG lazer (2940 nm Er:YAG Fotona Fidelis Plus 3, Ljubljana, Slovenya), üretici firmanın talimatları doğrultusunda pulsasyon sıklığı 10 Hz, pulsasyon enerjisi 300 mJ olacak şekilde, su spreyi altında 10 sn boyunca, 1000 μm çaplı uç ile uygulandı (Resim 7 ve 8). Pürüzlendirme işlemi uç ile yüzey arasında 2 mm mesafeden tüm yüzeyin 10 sn boyunca taranmasıyla gerçekleştirildi.



Resim 7: Er:YAG lazer cihazı



Resim 8: Er:YAG Lazerin örneklere uygulanması

3.2.1.4. Hidroflorik Asit Uygulama

IPS Ceramic Etching Gel (Ivoclar, Schaan, Liechtenstein), üretici firma direktifleri doğrultusunda yapışma yüzeylerine aplikatör yardımıyla 20 sn uygulandı (Resim 9 ve 10). Daha sonra yüzeyler 15 sn basınçlı su ile yıkandı ve 15 sn hava



spreyi ile kurutuldu.

Resim 9: Hidroflorik asitin örneklere uygulanması



Resim 10: Ceramic Etching Gel

3.2.1.5. Kontrol

Bu grupta yer alan örneklere hiçbir yüzey hazırlama işlemi uygulanmadı.

3.2.2. Silanlama prosedürleri

3.2.2.1. Silanlama

Monobond Plus silan (Ivoclar, Liechtenstein) (Resim 11), aplikatör yardımıyla üretici firma direktifleri doğrultusunda yüzeylere 60 sn uygulandı ve 15 sn hava ile kurutuldu.



Resim 11: Monobond Plus silan

3.2.2.2. Silan İçerikli Adeziv Materyal Uygulama

Scotchbond Universal (3M ESPE, St. Paul, MN, ABD) (Resim 12), yapışma yüzeylerine aplikatör vasıtasıyla 20 sn boyunca ovalanarak uygulandı. Hava spreyi ile çözücü kaybolana kadar inceltildi (Resim 13).

1000 mW/ cm² yoğunluğunda LED polimerizasyon cihazı (Valo Cordless, Ultradent, South Jordan, ABD) ile, 20 sn ışık uygulandı.



Resim 12: Scotchbond Universal



Resim 13: Adeziv Uygulanmış
Yüzeyler

3.2.2.3. Silan ve Adeziv Materyal Uygulama

Monobond Plus silan (Ivoclar, Liechtenstein), üretici firma direktifleri doğrultusunda aplikatör yardımıyla yüzeylere 60 sn uygulandı ve 15 sn hava ile kurutuldu. Ardından Scotchbond Universal (3M ESPE, St. Paul, MN, ABD), üretici firma direktifleri doğrultusunda yapışma yüzeylerine aplikatör vasıtasıyla 20 sn boyunca ovalanarak uygulandı. Hava spreyi ile çözücü kaybolana kadar inceltildi. 1000 mW/ cm² yoğunluğunda LED polimerizasyon cihazı (Resim 14) ile, 20 sn ışık uygulandı.

3.2.3. CAD-CAM Blok Parçalarının Yapıştırılması

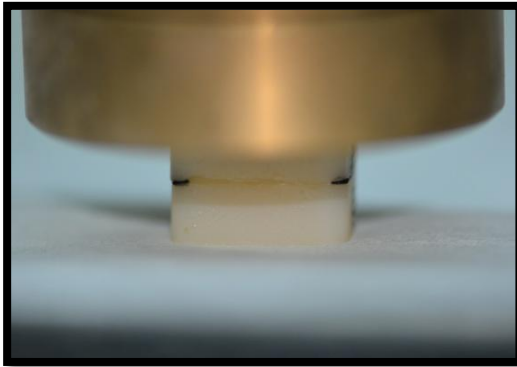
Yüzey işlemleri tamamlanmış her gruptaki 8 parça diğer 8 parça ile RelyX Ultimate dual-cure yapıştırma simanı (3M ESPE, St. Paul, MN, ABD) (Resim 15) ile yapıştırıldı. Yapıştırma simanı hazırlanırken 20 sn siman spatülü ile homojen olacak şekilde karıştırıldı ve seramik parçalarının yapışma yüzeylerine yerleştirildi. Yapıştırılan parçaların üzerine 750 gr'lık bir yük 1 dk boyunca uygulandı (Resim 16 ve 17). Taşan simanlar fırça aplikatör ile temizlendi. Tüm yüzeylere 40 sn boyunca 1000 mW/cm² yoğunluğunda (Valo Cordless, Ultradent, South Jordan, ABD) ışık uygulanarak polimerizasyon gerçekleştirildi. Böylece her grupta 14x6x10 ebadında 8'er adet örnek elde edilmiş oldu (Resim 17). Yapıştırılan örnekler mikrogerilim bağlanma dayanımından önce, 24 saat süreyle 37 °C'deki distile suda 1 gün bekletildi.



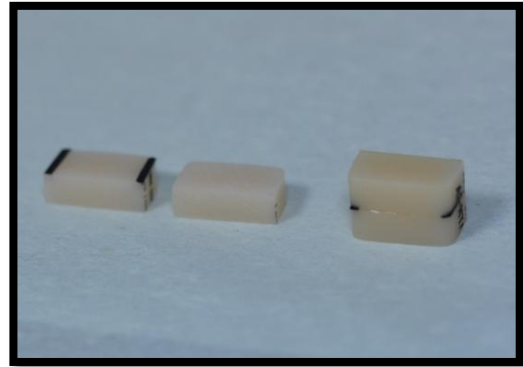
Resim 14: LED ışık cihazı



Resim 15: RelyX Ultimate



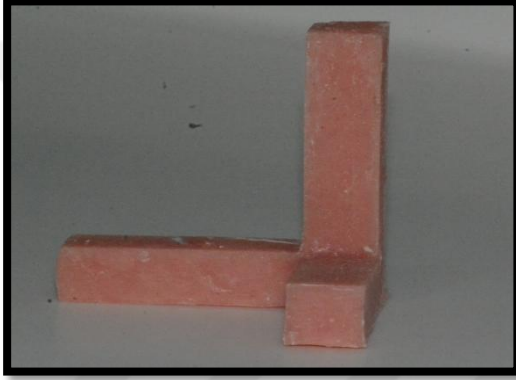
Resim 16: Yük uygulaması



Resim 17: Yapıştırılmış örnek

3.2.4. Test çubukların Elde Edilmesi

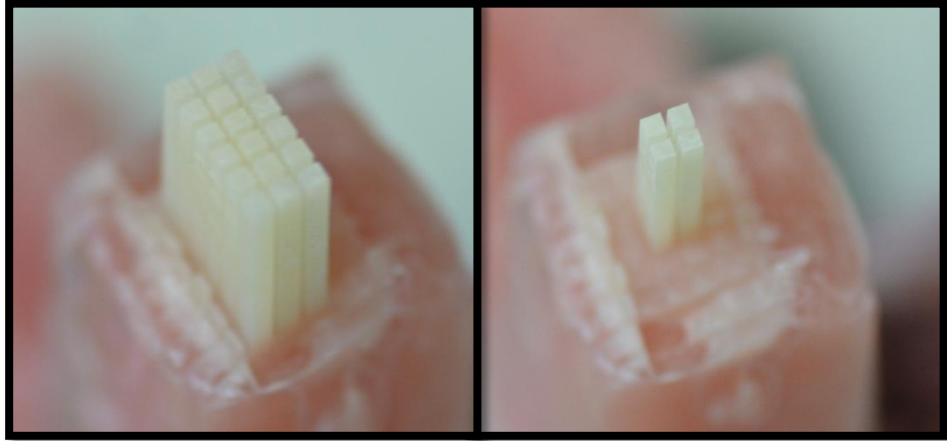
Örnekler, akrilden hazırlanmış aparatlara (Resim 18) siyanoakrilat yapıştırıcı (Pattex, Henkel, Almanya) (Resim 19) ile yapıştırılarak hassas kesme cihazının (Isomet 1000, Buehler, IL, ABD) koluna yerleştirildi. Kalınlığı 0,3 mm olan elmas kesme diski (Buehler, IL, ABD) ile parçalar iki eksende de dilimlenerek 1 mm² kesit alanı ve 10 mm uzunluğa sahip çubuklar elde edildi. Test için örneklerin orta bölgesindeki 4 çubuk seçilerek her grup için 32 adet çubuk mikrogerilim testine tabi tutuldu (Resim 20).



Resim 18: Akrilik aparat



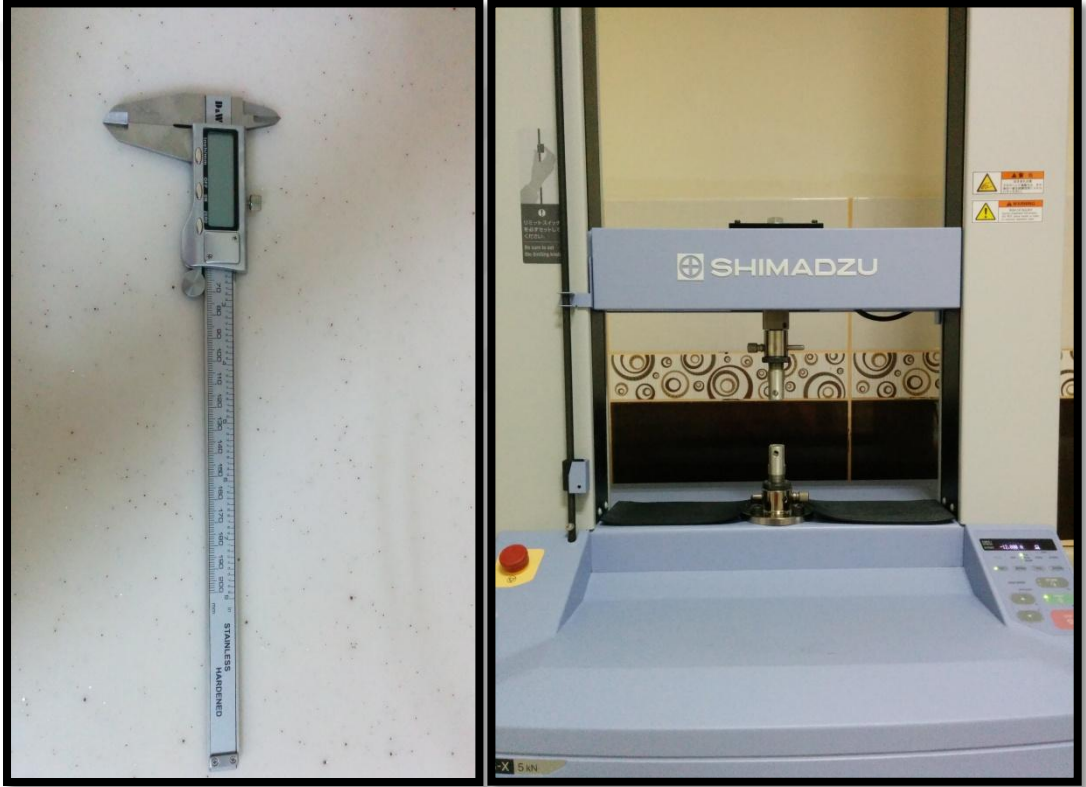
Resim 19: Pattex yapıştırıcı



Resim 20: Test çubukları

3.3. Mikrogerilim Bağlanma Dayanımı Testi

Bağlanma yüzey alanının doğru bir şekilde belirlenebilmesi için çubukların kesit alanları dijital bir kumpas (Dura Wheel Digital Caliper, U.S.Tape, Pennsburg, ABD) (Resim 21) ile bağlanma yüzeyine en yakın bölgesinden ölçüldü ve bağlanma yüzey alanı saptandı. Kopma esnasında kaydedilen kuvvetin (N) bağlanma yüzey alanına (mm^2) bölünmesiyle elde edilen mikrogerilim bağlanma dayanımı değeri megapaskal (MPa, N/mm^2) cinsinden ifade edildi



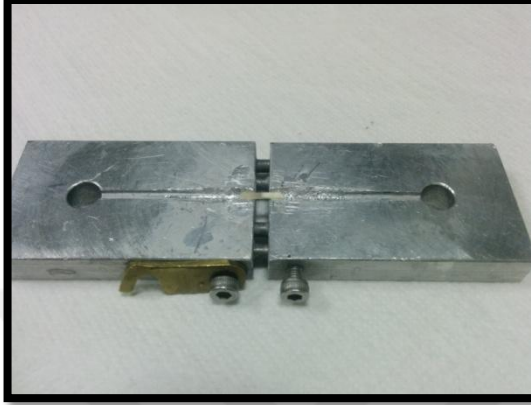
Resim 21: Dijital kumpas

Resim 22: Üniversal test cihazı

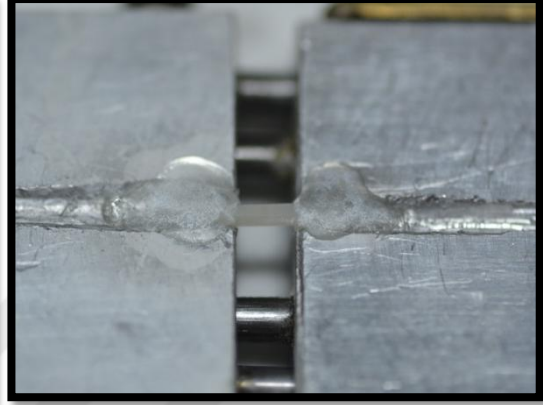
Çubuklar, test aracının (Resim 22) aparatlarında bulunan oluklara, uç bölgelerinden siyanoakrilat yapıştırıcı (Pattex, Henkel, Almanya) ile sabitlendi (Resim 23 ve 24). Yapıştırıcının, çubukların bağlanma bölgesine bulaşmamasına özen gösterildi. Çubuklara 1mm/dk'lık hızla kopma elde edilinceye kadar universal test cihazında (Autograph AGS-X ,Shimadzu Japonya) kuvvet uygulandı (Resim 25)

ve kopma esnasındaki kuvvet kaydedildi. Teste tabi tutulmadan önce kopan örneklerin değerleri 0 MPa olarak kaydedildi.

Her örneğin kopma değeri ve kesit alanı, birbiriyle ilişkili olarak kaydedildi. Kopan örnek parçaları da başarısızlık tiplerinin analizi için saklandı.



Resim 23: Çekme aparatı



Resim 24: Çubukların aparata yerleştirilmesi



Resim 25: Test çubuklarının koparılması

3.4. Başarısızlık Tiplerinin Analizi

3.4.1. Stereomikroskop ile Değerlendirme

Örneklerin kopma yüzeyleri, stereomikroskop (Stemi 1000, Zeiss, Almanya) ile X40 büyütme altında incelendi. Başarısızlık tipleri, adeziv (bağlantı bölgesinde), koheziv (seramik parçalarının veya rezin siman kendi içinde) ve karışık olarak sınıflandırıldı (159, 160).

Başarısızlık tipleri aşağıdaki kriterlere göre belirlendi:

Materyalde koheziv tip başarısızlık: %75 veya daha fazla materyal yüzeyinin kendi içinde kopması

Rezin simanda koheziv tip başarısızlık: %75 veya daha fazla rezin siman yüzeyinin kendi içinde kopması

Materyal-rezin siman ara yüzeyinde adeziv tip başarısızlık: Örneğin materyal-rezin siman ara yüzeyinden kopmasıdır. %75 veya daha fazla bir alanda materyal yüzeyinin görülmesidir.

Karışık tip başarısızlık: Tanımlanan başarısızlık tiplerinden en az ikisinin, her biri %75'den az olmak üzere ara yüzeyde görülmesidir.

3.4.2. Taramalı Elektron Mikroskobu ile Değerlendirme

Her gruptaki örneklerden ikişer adet belirlenerek toplamda 60 örnek inceleme için seçildi. Seçilen örnekler, o grubun en çok görülen başarısızlık tipine ve ortalama kopma değerine en yakın değere sahip olanlardan seçildi. Ayrıca yüzey işlemlerinin ve silanlama prosedürlerinin materyal yüzeyindeki oluşturdukları değişiklikleri daha iyi gözlemlemek amacıyla yüzey işlemleri ve silanlama prosedürlerinin ayrı ayrı tek başına uygulandığı yapıştırma işlemi yapılmayan örnekler hazırlanarak incelendi.

SEM incelemesi, İzmir Yüksek Teknoloji Enstitüsü Malzeme Araştırma Merkezi ve Aksaray Üniversitesi Bilimsel ve Teknolojik Uygulama ve Araştırma Merkezi'nde taramalı elektron mikroskobu (SEM LS-10, Zeiss, Almanya) ile gerçekleştirildi.

SEM analizi öncesinde incelenecek numuneler alüminyum blok üzerine yapıştırıcı bir bant yardımıyla sabitlendikten sonra, numune yüzeyleri 200 Å kalınlığında altın ile kaplanıp farklı büyütme oranlarında (X500-5000) yüzey görüntüleri alındı. Kopma yüzeyleri ile farklı yüzey işlemlerinin materyal yüzeyindeki etkileri incelendi.

3.5. İstatistiksel Analiz

İstatistiksel analiz için SPSS (IBM SPSS Statistics 22.0, IBM, ABD) yazılımı kullanıldı. Materyal, yüzey hazırlama ve silan faktörlerinin ve etkileşimlerinin tüm çalışma bazında değerlendirilmesi için üç yönlü ANOVA analizi, her iki materyal içerisindeki yüzey hazırlama ve silan faktörlerinin ve etkileşimlerinin değerlendirilmesi için iki yönlü ANOVA analizi, grupların bire bir karşılaştırılmaları için ise tek yönlü ANOVA analizi kullanıldı. Farklılıklara neden olan grupların belirlenmesi için Tukey HSD testi kullanıldı. Kırık tipi analizi ise χ^2 testi ile yapıldı. Sonuçlar, $p < 0.05$ anlamlılık düzeyinde değerlendirilerek yorumlandı.

4. BULGULAR

4.1. Mikrogerilim Bağlanma Dayanımı Değerlendirilmesi

Oluşturulan test gruplarının bağlanma dayanımı testi sonuçlarının ortalamaları (μ GBD) ve standart sapmaları Tablo 4, Tablo 5, Şekil 1 ve Şekil 2’de gösterilmiştir.

Tablo 4: Lava Ultimate gruplarında yüzey işleme ve silanlama prosedürüne göre ortalama mikrogerilim bağlanma değerleri (μ GBD) ve standart sapmaları

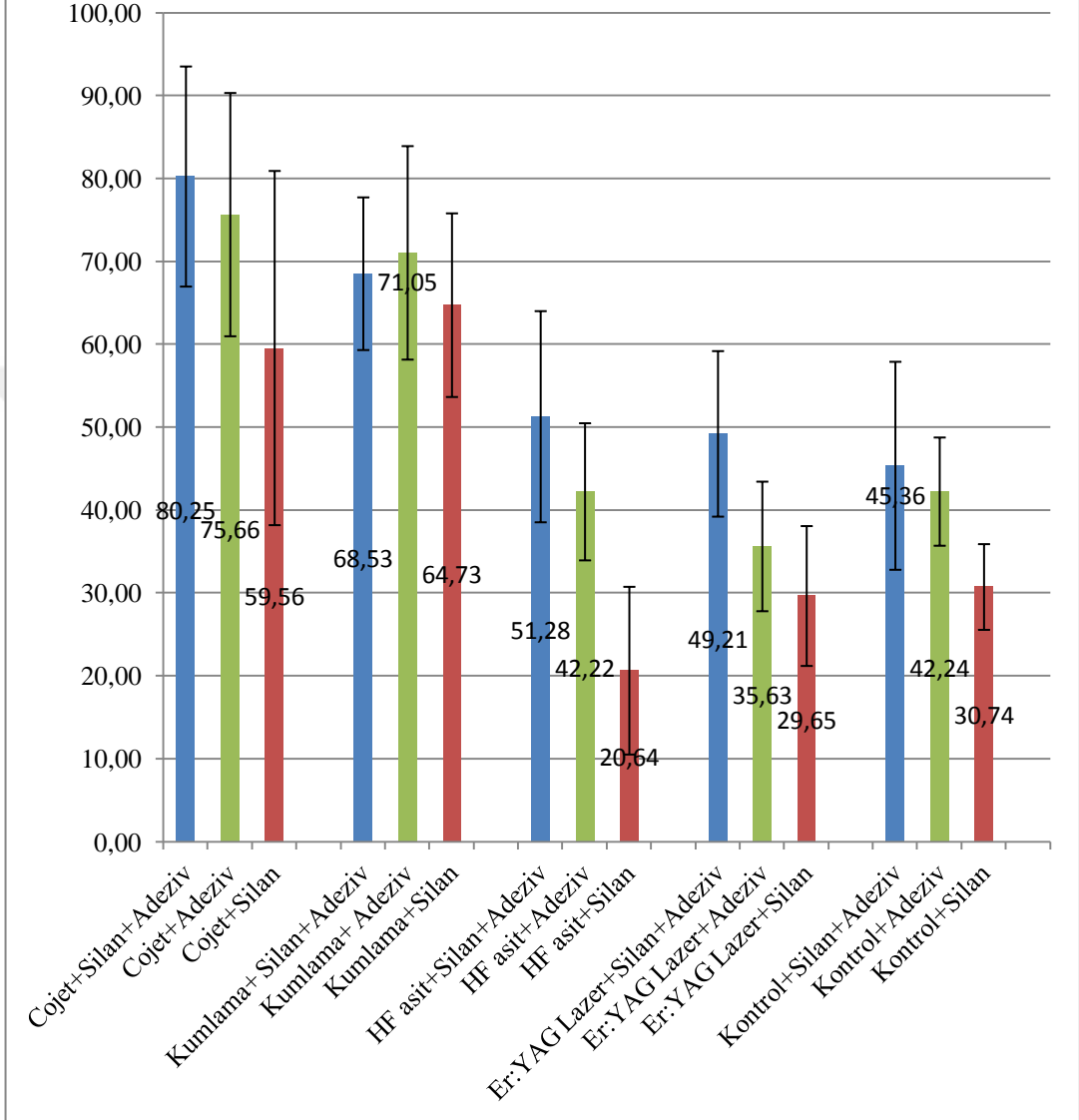
| Materyal | Yüzey İşlemi | Silanlama Prosedürü | Ortalama | Std. Sapma | N |
|---------------|-------------------|---------------------|----------|------------|-----|
| Lava Ultimate | Cojet | Silan+ Adeziv | 80,25412 | 13,27538 | 32 |
| | | Adeziv | 75,65776 | 14,67711 | 32 |
| | | Silan | 59,56306 | 21,36512 | 32 |
| | | Ortalama | 71,82498 | 18,87544 | 96 |
| | Kumlama | Silan+ Adeziv | 68,52889 | 9,209117 | 32 |
| | | Adeziv | 71,04633 | 12,87761 | 32 |
| | | Silan | 64,73462 | 11,07741 | 32 |
| | | Ortalama | 68,10328 | 11,34156 | 96 |
| | HF asit | Silan+ Adeziv | 51,27789 | 12,73818 | 32 |
| | | Adeziv | 42,22074 | 8,27308 | 32 |
| | | Silan | 20,64101 | 10,11642 | 32 |
| | | Ortalama | 38,04655 | 16,60016 | 96 |
| | Er:YAG Lazer | Silan+ Adeziv | 49,20838 | 9,985308 | 32 |
| | | Adeziv | 35,62937 | 7,813824 | 32 |
| | | Silan | 29,64891 | 8,435899 | 32 |
| | | Ortalama | 38,16222 | 11,97314 | 96 |
| | Kontrol | Silan+ Adeziv | 45,35852 | 12,54623 | 32 |
| | | Adeziv | 42,24168 | 6,528762 | 32 |
| | | Silan | 30,73726 | 5,170705 | 32 |
| | | Ortalama | 39,44582 | 10,67488 | 96 |
| | Ortalama Değerler | Silan+ Adeziv | 58,91821 | 17,62366 | 160 |
| | | Adeziv | 53,35917 | 19,59670 | 160 |
| | | Silan | 41,06497 | 21,56923 | 160 |
| | | Ortalama | 51,11657 | 20,99529 | 480 |

Tablo 5: IPS e.max CAD gruplarında yüzey işleme ve silanlama prosedürüne göre ortalama mikrogerilim bağlanma değerleri (μ GBD) ve standart sapmaları

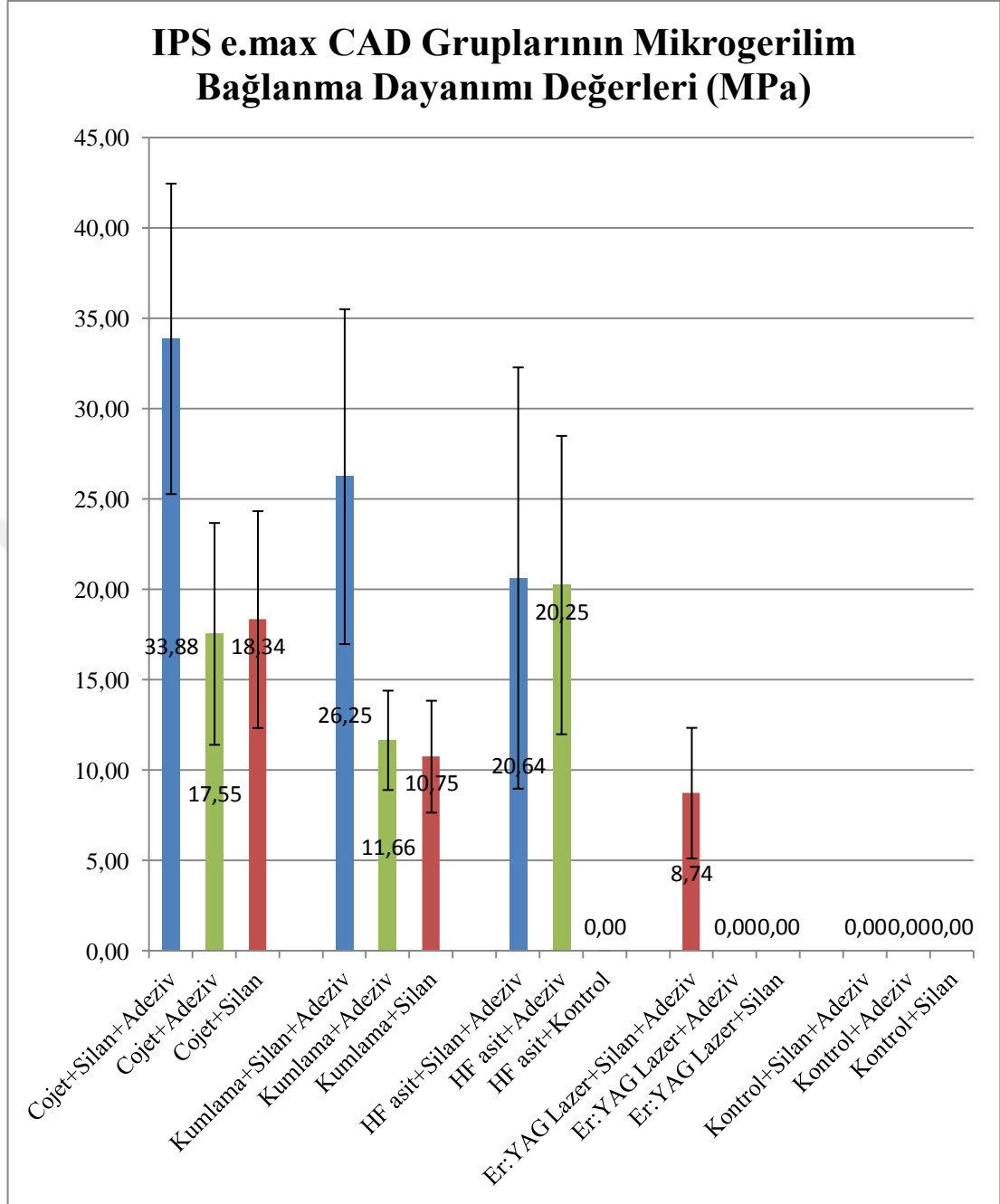
| Materyal | Yüzey İşlemi | Silanlama prosedürü | Ortalama | Std. Sapma | N |
|---------------|-------------------|---------------------|----------|------------|-----|
| IPS e.max CAD | Cojet | Silan+ Adeziv | 33,87521 | 8,590344 | 32 |
| | | Adeziv | 17,54929 | 6,137623 | 32 |
| | | Silan | 18,33954 | 6,000425 | 32 |
| | | Ortalama | 23,25468 | 10,2576 | 96 |
| | Kumlama | Silan+ Adeziv | 26,25061 | 9,268984 | 32 |
| | | Adeziv | 11,65972 | 2,748808 | 32 |
| | | Silan | 10,75444 | 3,097918 | 32 |
| | | Ortalama | 16,22159 | 9,197305 | 96 |
| | HFasit | Silan+ Adeziv | 20,64072 | 11,65462 | 32 |
| | | Adeziv | 20,25043 | 8,2574 | 32 |
| | | Silan | 0,000 | 0,000 | 32 |
| | | Ortalama | 13,63038 | 12,66769 | 96 |
| | Er:YAG Lazer | Silan+ Adeziv | 8,735635 | 3,61444 | 32 |
| | | Adeziv | 0,000 | 0,000 | 32 |
| | | Silan | 0,000 | 0,000 | 32 |
| | | Ortalama | 2,91187 | 4,62597 | 96 |
| | Kontrol | Silan+ Adeziv | 0,000 | 0,000 | 32 |
| | | Adeziv | 0,000 | 0,000 | 32 |
| | | Silan | 0,000 | 0,000 | 32 |
| | | Ortalama | 0,000 | 0,000 | 96 |
| | Ortalama Değerler | Silan+ Adeziv | 17,90043 | 14,43828 | 160 |
| | | Adeziv | 9,89188 | 9,77354 | 160 |
| | | Silan | 5,81879 | 8,11095 | 160 |
| | | Ortalama | 11,20370 | 12,16486 | 480 |

Tabloda da görüldüğü gibi, IPS e.max CAD seramik materyalinin kullanıldığı bazı gruplarda örneklerin tamamında mikrogerilim testine tabi tutulmadan önce başarısızlık gözlemlendi. Bu nedenle değerleri önceki çalışmalarda olduğu gibi "0" MPa alınarak istatistiksel analize katıldı (161-163).

Lava Ultimate Gruplarının Mikrogerilim Bağlanma Dayanımı Değerleri (MPa)



Şekil 1: Lava Ultimate gruplarının mikrogerilim bağlanma dayanımı değerleri (µGBD)



Şekil 2: IPS e.max CAD gruplarının mikrogerilim bağlanma dayanımı değerleri (µGBD)

Mikrogerilim sonuçları incelendiğinde; gruplar arasında en yüksek bağlanma dayanımı değerleri Lava Ultimate hibrit materyaline Cojet uygulamasını takiben silan+adeziv uygulanmasıyla ($80,25 \pm 13,27$ MPa) elde edildi. En düşük bağlanma

dayanımı değerleri ise IPS e.max CAD materyal gruplarında total başarısızlık veren gruplardan sonra Er:YAG Lazer uygulamasını takiben silan+adeziv uygulanmasıyla ($8.73 \pm 3,61$ MPa) elde edildi (Tablo 4 ve 5, Şekil 1 ve 2).

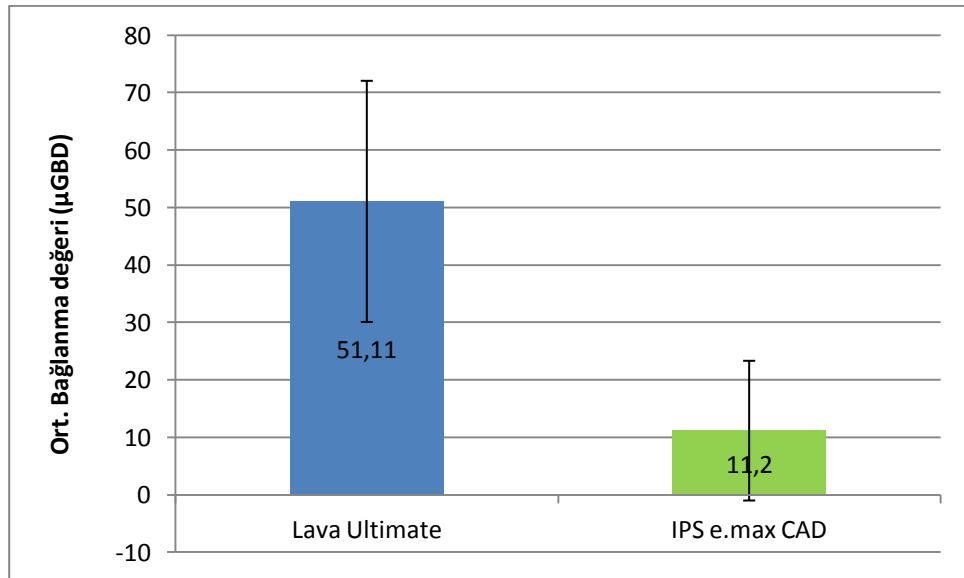
Tablo 6: Üç yönlü ANOVA analizi istatistik sonuçları

| Dependent Variable: kopma | | | | | | |
|---------------------------|-------------------------|-----|-------------|-----------|------|---------------------|
| Source | Type III Sum of Squares | df | Mean Square | F | Sig. | Partial Eta Squared |
| Corrected Model | 587451,644 ^a | 29 | 20256,953 | 244,962 | ,000 | ,884 |
| Intercept | 932116,005 | 1 | 932116,005 | 11271,826 | ,000 | ,924 |
| Materyal | 382328,773 | 1 | 382328,773 | 4623,398 | ,000 | ,833 |
| yüzey | 126974,449 | 4 | 31743,612 | 383,867 | ,000 | ,623 |
| silan | 35965,441 | 2 | 17982,721 | 217,460 | ,000 | ,319 |
| Materyal * yüzey | 23054,828 | 4 | 5763,707 | 69,699 | ,000 | ,231 |
| Materyal * silan | 2851,922 | 2 | 1425,961 | 17,244 | ,000 | ,036 |
| yüzey * silan | 10503,340 | 8 | 1312,917 | 15,877 | ,000 | ,120 |
| Materyal * yüzey * silan | 5772,892 | 8 | 721,611 | 8,726 | ,000 | ,070 |
| Error | 76905,718 | 930 | 82,694 | | | |
| Total | 1596473,368 | 960 | | | | |
| Corrected Total | 664357,363 | 959 | | | | |

Üç yönlü ANOVA analizi sonuçlarına göre mikrogerilim bağlanma dayanımına;

- Kullanılan materyalin anlamlı bir etkisi vardır ($p<0.05$).
- Uygulanan yüzey işleminin anlamlı bir etkisi vardır ($p<0.05$).
- Uygulanan silan prosedürünün anlamlı bir etkisi vardır ($p<0.05$).
- Kullanılan materyal ve uygulanan yüzey işleminin etkileşim etkisi anlamlıdır ($p<0.05$).
- Kullanılan materyal ve uygulanan silan prosedürünün etkileşim etkisi anlamlıdır ($p<0.05$).
- Uygulanan yüzey işleminin ve silan prosedürünün etkileşim etkisi anlamlıdır ($p<0.05$).
- Kullanılan materyal, uygulanan yüzey işleminin ve silan prosedürünün etkileşim etkisi anlamlıdır ($p<0.05$) (Tablo 6).

Çalışmada Tukey's HSD post hoc çoklu karşılaştırmalı test ile farklılığa neden olan gruplar belirlenerek, daha ileri analizler iki yönlü ve tek tek yönlü ANOVA testi ile karşılaştırılarak yapıldı.

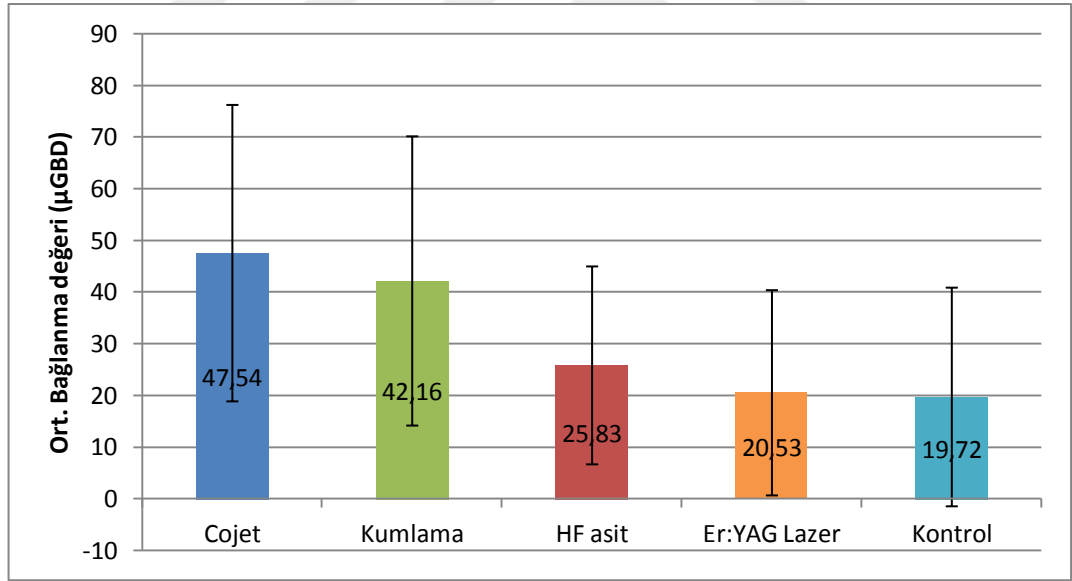


Şekil 3: Kullanılan materyallere göre elde edilen ortalama bağlanma dayanımı değerleri (µGBD)

Tablo 7: Kullanılan materyallerin istatistiksel olarak karşılaştırılması

| Materyal | N | Ort. Bağlanma değeri (μ GBD) | Std.sapma | Min. | Maks. | Önem ($p<0,05$) |
|---------------|-----|-----------------------------------|-----------|------|--------|-------------------|
| Lava Ultimate | 480 | 51,11 | 20,99 | 4,92 | 104,37 | a |
| IPS e.max CAD | 480 | 11,20 | 12,16 | 0,00 | 51,82 | b |

Lava Ultimate materyalinin kullanıldığı gruplardan elde edilen ortalama bağlanma dayanımı değeri IPS e.max CAD materyaline göre istatistiksel olarak anlamlı derecede yüksek bulundu.(Tablo 7 ve Şekil 3).

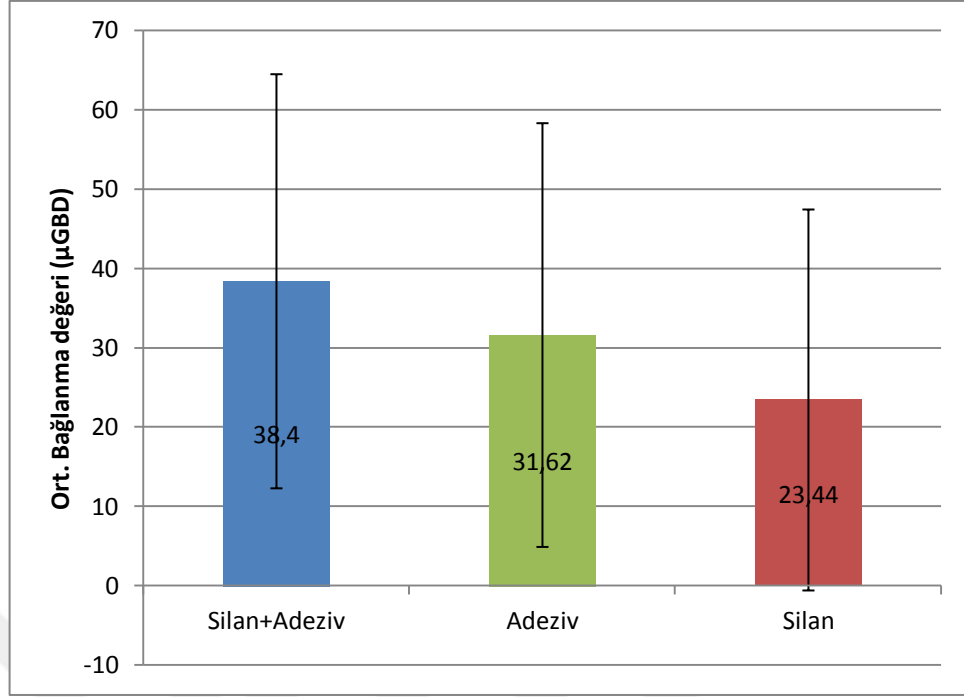


Şekil 4: Uygulanan yüzey işleme göre bağlanma dayanımı değerlerinin tüm çalışmadaki ortalamaları (μ GBD)

Tablo 8: Yüzey işlemlerinin tüm çalışma bazında istatistiksel olarak karşılaştırılması

| Yüzey İşlemi | N | Ort. Bağlanma değeri (μ GBD) | Std.sapma | Min. | Maks. | önem ($p<0,05$) |
|--------------|-----|-----------------------------------|-----------|-------|--------|-------------------|
| Cojet | 192 | 47,54 | 28,67 | 8,23 | 104,37 | a |
| Kumlama | 192 | 42,16 | 27,97 | 17,54 | 98,09 | b |
| HF asit | 192 | 25,83 | 19,14 | 0,00 | 84,29 | c |
| Er:YAG Lazer | 192 | 20,53 | 19,85 | 0,00 | 71,40 | d |
| Kontrol | 192 | 19,72 | 21,15 | 0,00 | 74,99 | d |

Uygulanan yüzey işlemleri ile elde edilen μ GBD değerlerinin tüm çalışmadaki ortalamaları karşılaştırıldığında; en yüksek bağlanma dayanımı değerleri Cojet uygulanması ($47,54\pm 28,67$ MPa), en düşük değerler ise yüzey işlemi yapılmayan kontrol grubunda ($19,72\pm 21,15$ MPa) gözlemlendi. Cojet uygulamasını sırasıyla kumlama ($42,16\pm 27,97$ MPa), HF asit ($25,83\pm 19,14$ MPa) ve Er:YAG Lazer ($20,53\pm 19,85$ MPa) izledi (Şekil 4). Sadece Er:YAG Lazer uygulaması ile kontrol grubunun ortalama μ GBD değerleri arasındaki fark istatistiksel olarak anlamlı bulunmazken ($p>0,05$), diğer gruplar arasında yapılan bütün karşılaştırmalar istatistiksel olarak anlamlı bulundu ($p<0,05$)(Tablo 8).



Şekil 5: Silanlama prosedürlerine göre bağlanma dayanımı değerlerinin tüm çalışmadaki ortalamaları (µGBD)

Tablo 9: Silanlama prosedürlerinin tüm çalışma bazında istatistiksel olarak karşılaştırılması

| Silanlama Prosedürü | N | Ort. µGBD | Std. Sapma | Min. | Maks. | önem(p<0,05) |
|---------------------|-----|-----------|------------|------|--------|--------------|
| Silan+Adeziv | 320 | 38,40 | 20,77 | 0,00 | 104,37 | a |
| Adeziv | 320 | 31,62 | 22,27 | 0,00 | 98,09 | b |
| Silan | 320 | 23,44 | 24,00 | 0,00 | 103,50 | c |

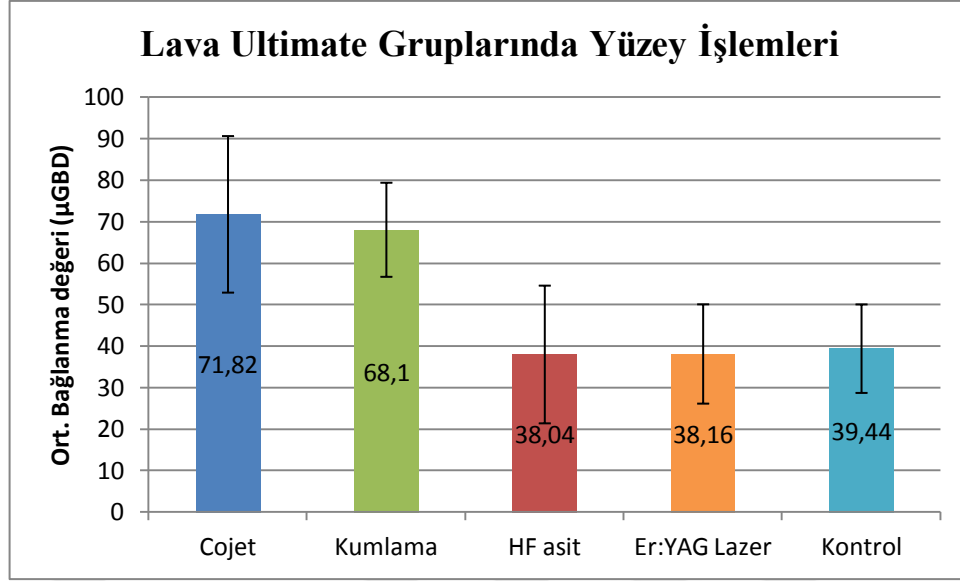
Silanlama prosedürleri ile elde edilen µGBD değerlerinin tüm çalışmadaki ortalamaları karşılaştırıldığında; en yüksek bağlanma silan+adeziv (38,4±20,77 MPa) uygulanması ile gözlenirken, en düşük bağlanma sadece silan uygulamasında (23,44±24 MPa) gözlemlendi (Şekil 5). Her üç uygulama yöntemi arasındaki farklar ise istatistiksel olarak anlamlı bulundu ($p<0,05$)(Tablo 9).

Tablo 10: Lava Ultimate grupları için yapılan iki yönlü ANOVA analizi istatistik sonuçları

| Dependent Variable: kopma | | | | | | | | |
|---------------------------|-------------------------|-----|-------------|----------|-------|---------------------|-------------------|-----------------------------|
| Source | Type III Sum of Squares | df | Mean Square | F | Sig. | Partial Eta Squared | Noncent Parameter | Observed Power ^b |
| Corrected Model | 148734,620 ^a | 14 | 10623,901 | 79,156 | ,000 | ,704 | 1108,188 | 1,000 |
| Intercept | 1254193,719 | 1 | 1254193,719 | 9344,713 | 0,000 | ,953 | 9344,713 | 1,000 |
| yüzey | 114454,424 | 4 | 28613,606 | 213,193 | ,000 | ,647 | 852,774 | 1,000 |
| silan | 26727,076 | 2 | 13363,538 | 99,569 | ,000 | ,300 | 199,137 | 1,000 |
| yüzey * silan | 7553,120 | 8 | 944,140 | 7,035 | ,000 | ,108 | 56,277 | 1,000 |
| Error | 62409,632 | 465 | 134,214 | | | | | |
| Total | 1465337,971 | 480 | | | | | | |
| Corrected Total | 211144,251 | 479 | | | | | | |

Yüzey işlemleri ve silanlama prosedürlerinin Lava Ultimate grupları içindeki etkileşimini incelemek için yapılan iki yönlü ANOVA analizi sonuçlarına göre (Tablo 10) mikrogerilim bağlanma dayanımına;

- Uygulanan yüzey işleminin anlamlı bir etkisi vardır ($p < 0.05$).
- Uygulanan silan prosedürünün anlamlı bir etkisi vardır ($p < 0.05$).
- Uygulanan yüzey işleminin ve silan prosedürünün etkileşim etkisi anlamlıdır ($p < 0.05$).

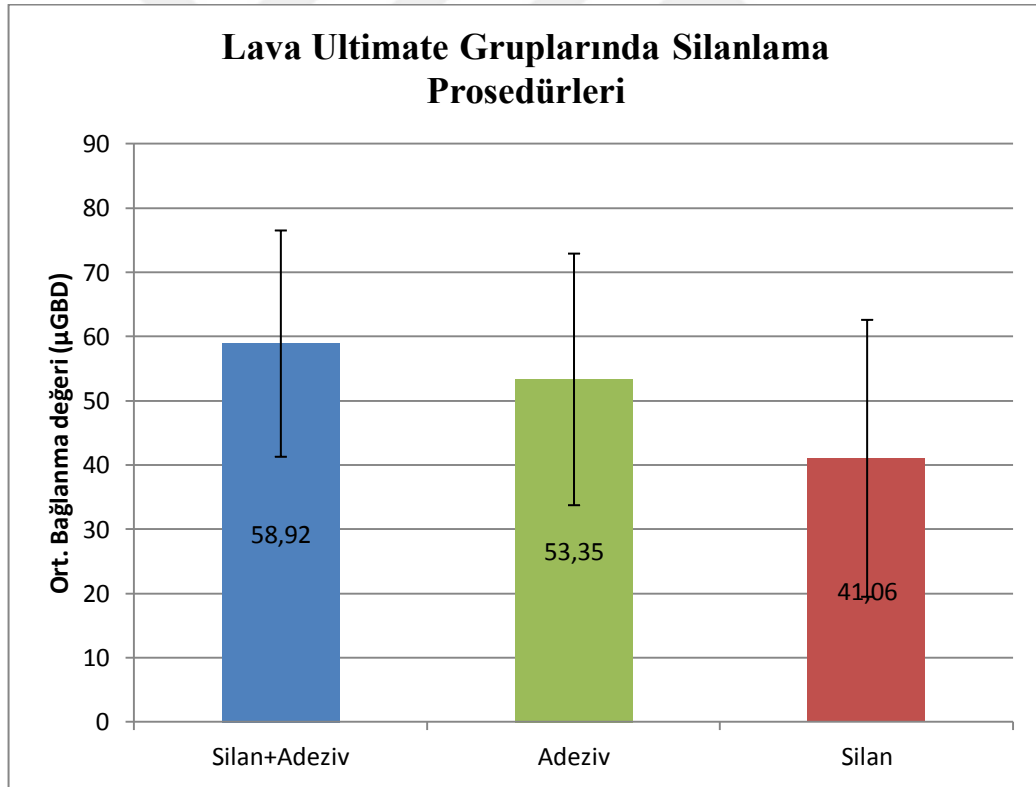


Şekil 6: Uygulanan yüzey işleme göre bağlanma dayanımı değerlerinin Lava Ultimate gruplarındaki ortalamaları (µGBD)

Tablo 11: Yüzey işlemlerinin Lava Ultimate grupları bazında istatistiksel olarak karşılaştırılması

| Yüzey İşlemi | N | Ort. Bağlanma değeri (µGBD) | Std.sapma | Min. | Maks. | önem (p<0,05) |
|--------------|----|-----------------------------|-----------|-------|--------|---------------|
| Cojet | 96 | 71,82 | 18,87 | 26,23 | 104,37 | a |
| Kumlama | 96 | 68,10 | 11,34 | 34,74 | 98,09 | a |
| HF asit | 96 | 38,04 | 16,60 | 4,92 | 84,29 | b |
| Er:YAG Lazer | 96 | 38,16 | 11,97 | 11,47 | 71,40 | b |
| Kontrol | 96 | 39,44 | 10,67 | 8,62 | 74,99 | b |

Uygulanan yüzey işlemleri ile elde edilen μ GBD değerlerinin Lava Ultimate gruplarındaki ortalamaları karşılaştırıldığında; en yüksek bağlanma dayanımı değerleri Cojet uygulanması ($71,82 \pm 18,87$ MPa), en düşük ise HF asit uygulanmasıyla ($38,04 \pm 16,60$ MPa) elde edildi. Cojet uygulamasını sırasıyla kumlama ($68,10 \pm 11,34$ MPa), kontrol ($39,44 \pm 10,67$ MPa) ve Er:YAG Lazer ($38,16 \pm 11,97$ MPa) izledi (Şekil 6). Cojet uygulaması ile kumlama arasında istatistiksel olarak anlamlı fark bulunmazken ($p > 0,05$), bu iki grubun diğer gruplara göre istatistiksel olarak anlamlı farka sahip olduğu gözlemlendi ($p < 0,05$). HF asit, Er:YAG Lazer ve kontrol grupları arasında ise istatistiksel olarak anlamlı bir fark bulunmadı ($p > 0,05$)(Tablo 11).



Şekil 7: Silanlama prosedürlerine göre bağlanma dayanımı değerlerinin Lava Ultimate gruplarındaki ortalamaları (μ GBD)

Tablo 12: Silanlama prosedürlerinin Lava Ultimate grupları bazında istatistiksel olarak karşılaştırılması

| Silanlama Prosedürü | N | Ort. μ GBD | Std. Sapma | Min. | Maks. | önem(p<0,05) |
|---------------------|-----|----------------|------------|-------|--------|--------------|
| Silan+Adeziv | 160 | 58,92 | 17,62 | 8,62 | 104,37 | a |
| Adeziv | 160 | 53,35 | 19,59 | 13,89 | 98,09 | b |
| Silan | 160 | 41,06 | 21,56 | 4,92 | 103,50 | c |

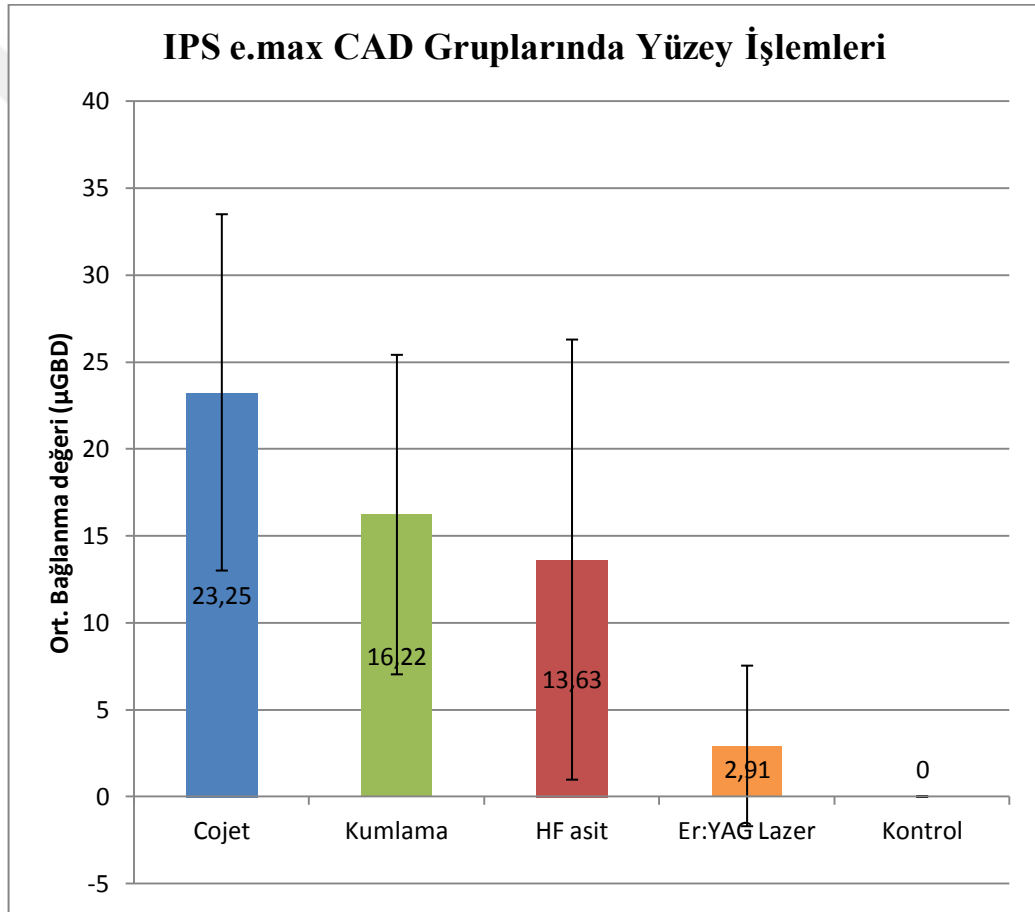
Silanlama prosedürleri ile elde edilen μ GBD değerlerinin Lava Ultimate grupları içerisindeki ortalamaları karşılaştırıldığında; en yüksek bağlanma silan+adeziv ($58,92 \pm 17,62$ MPa) uygulanması ile gözlenirken, en düşük bağlanma sadece silan uygulamasında ($41,06 \pm 21,56$ MPa) gözlemlendi (Şekil 7). Her üç uygulama yöntemi arasındaki farklar ise istatistiksel olarak anlamlı bulundu ($p < 0,05$) (Tablo 12).

Tablo 13: IPS e.max CAD grupları için yapılan iki yönlü ANOVA analizi istatistik sonuçları

| Dependent Variable: kopma | | | | | | | | |
|---------------------------|-------------------------|-----|-------------|----------|------|---------------------|-------------------|-----------------------------|
| Source | Type III Sum of Squares | df | Mean Square | F | Sig. | Partial Eta Squared | Noncent Parameter | Observed Power ^b |
| Corrected Model | 56388,252 ^a | 14 | 4027,732 | 129,200 | ,000 | ,795 | 1808,801 | 1,000 |
| Intercept | 60251,059 | 1 | 60251,059 | 1932,711 | ,000 | ,806 | 1932,711 | 1,000 |
| yüzey | 35574,853 | 4 | 8893,713 | 285,289 | ,000 | ,710 | 1141,157 | 1,000 |
| silan | 12090,287 | 2 | 6045,144 | 193,914 | ,000 | ,455 | 387,828 | 1,000 |
| yüzey * silan | 8723,112 | 8 | 1090,389 | 34,977 | ,000 | ,376 | 279,817 | 1,000 |
| Error | 14496,086 | 465 | 31,174 | | | | | |
| Total | 131135,397 | 480 | | | | | | |
| Corrected Total | 70884,338 | 479 | | | | | | |

Yüzey işlemleri ve silanlama prosedürlerinin IPS e.max CAD grupları içindeki etkileşimini incelemek için yapılan iki yönlü ANOVA analizi sonuçlarına göre (Tablo 13) mikrogerilim bağlanma dayanımına;

- Uygulanan yüzey işleminin anlamlı bir etkisi vardır ($p < 0.05$).
- Uygulanan silan prosedürünün anlamlı bir etkisi vardır ($p < 0.05$).
- Uygulanan yüzey işleminin ve silan prosedürünün etkileşim etkisi anlamlıdır ($p < 0.05$).

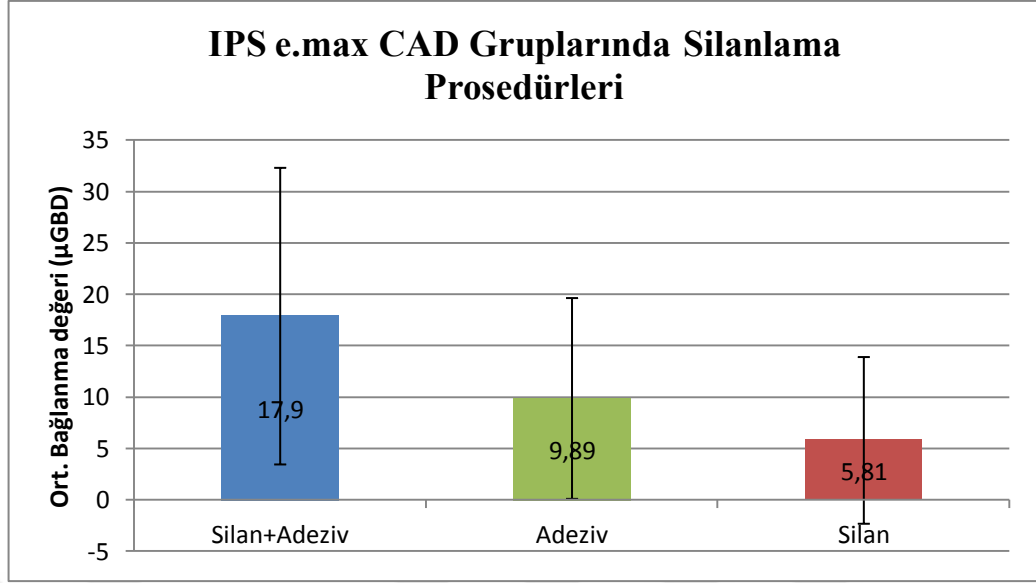


Şekil 8: Uygulanan yüzey işleme göre bağlanma dayanımı değerlerinin IPS e.max CAD gruplarındaki ortalamaları (µGBD)

Tablo 14: Yüzey işlemlerinin tüm IPS e.max CAD grupları bazında istatistiksel olarak karşılaştırılması

| Yüzey İşlemi | N | Ort. Bağlanma değeri (μ GBD) | Std.sapma | Min. | Maks. | önem ($p<0,05$) |
|--------------|----|-----------------------------------|-----------|------|-------|-------------------|
| Cojet | 96 | 23,25 | 10,25 | 8,23 | 48,42 | a |
| Kumlama | 96 | 16,22 | 9,19 | 4,75 | 51,82 | b |
| HF asit | 96 | 13,63 | 12,66 | 0,00 | 46,54 | b |
| Er:YAG Lazer | 96 | 2,91 | 4,62 | 0,00 | 16,58 | c |
| Kontrol | 96 | 0,00 | 0,00 | 0,00 | 0,00 | d |

Uygulanan yüzey işlemleri ile elde edilen μ GBD değerlerinin IPS e.max CAD gruplarındaki ortalamaları karşılaştırıldığında; en yüksek bağlanma dayanımı değerleri Cojet uygulanması ($23,25\pm 10,25$ MPa), en düşük ise Er:YAG Lazer uygulanması ile ($2,91\pm 4,62$ MPa) elde edildi. Cojet uygulamasını sırasıyla kumlama ($16,22\pm 9,19$ MPa) ve HF asit ($13,63\pm 12,66$ MPa) izledi. Hiçbir yüzey işlemi uygulanmayan gruplardaki tüm örnekler mikroyerilim testine tabi tutulmadan önce başarısızlığa uğradılar (Şekil 8). Sadece kumlama ile HF asit uygulanan grupların ortalama μ GBD değerleri arasındaki fark istatistiksel olarak anlamlı bulunmazken ($p>0,05$), diğer gruplar arasında yapılan bütün karşılaştırmalar istatistiksel olarak anlamlı bulundu ($p<0,05$)(Tablo 14).

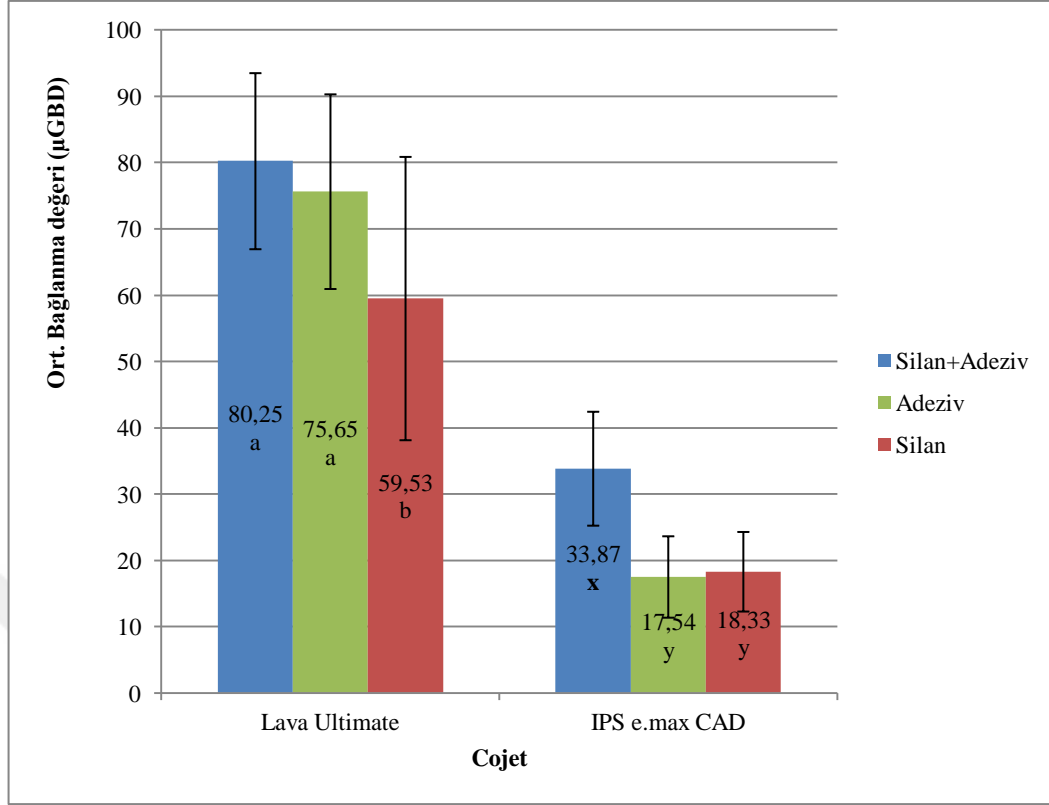


Şekil 9: Silanlama prosedürlerine göre bağlanma dayanımı değerlerinin IPS e.max CAD gruplarındaki ortalamaları (μGBD)

Tablo 15: Silanlama prosedürlerinin IPS e.max CAD grupları bazında istatistiksel olarak karşılaştırılması

| Silanlama Prosedürü | N | Ort. μGBD | Std. Sapma | Min. | Maks. | önem(p<0,05) |
|---------------------|-----|-----------|------------|------|-------|--------------|
| Silan+Adeziv | 160 | 17,90 | 14,43 | 0,00 | 51,82 | a |
| Adeziv | 160 | 9,89 | 9,77 | 0,00 | 37,97 | b |
| Silan | 160 | 5,81 | 8,11 | 0,00 | 40,49 | c |

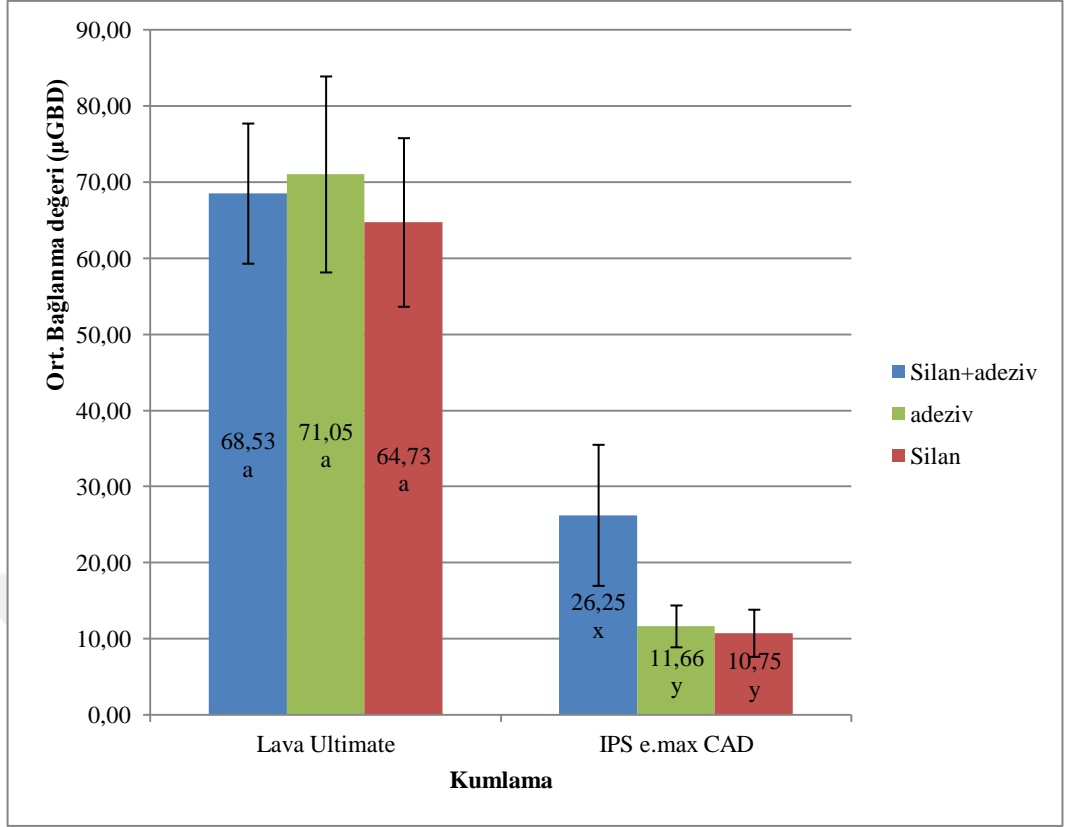
Silanlama prosedürleri ile elde edilen μGBD değerlerinin IPS e.max CAD gruplarındaki ortalamaları karşılaştırıldığında; en yüksek bağlanma silan+adeziv (17,90±14,43 MPa) uygulanması ile gözlenirken, en düşük bağlanma yalnızca silan uygulamasında (5,81±8,11 MPa) gözlemlendi (Şekil 9). Her üç uygulama yöntemi arasındaki farklar ise istatistiksel olarak anlamlı bulundu (p<0,05)(Tablo 15).



Şekil 10: Cojet yüzey işleminde, ortalama mikrogerilm bağlanma dayanımı değerlerinin (μGBD) silanlama prosedürlerine ve materyallere göre karşılaştırılması

Lava Ultimate materyaline yüzey işlemi olarak Cojet uygulandığında; silan+adeziv uygulanması sadece adeziv kullanımına göre yüksek olmasına rağmen aralarındaki fark istatistiksel olarak anlamlı değildi ($p=0,975$). Silan+adeziv ve sadece adeziv kullanımı ise sadece silan kullanımına göre anlamlı derecede yüksek bulundu ($p<0,05$)(Şekil 10).

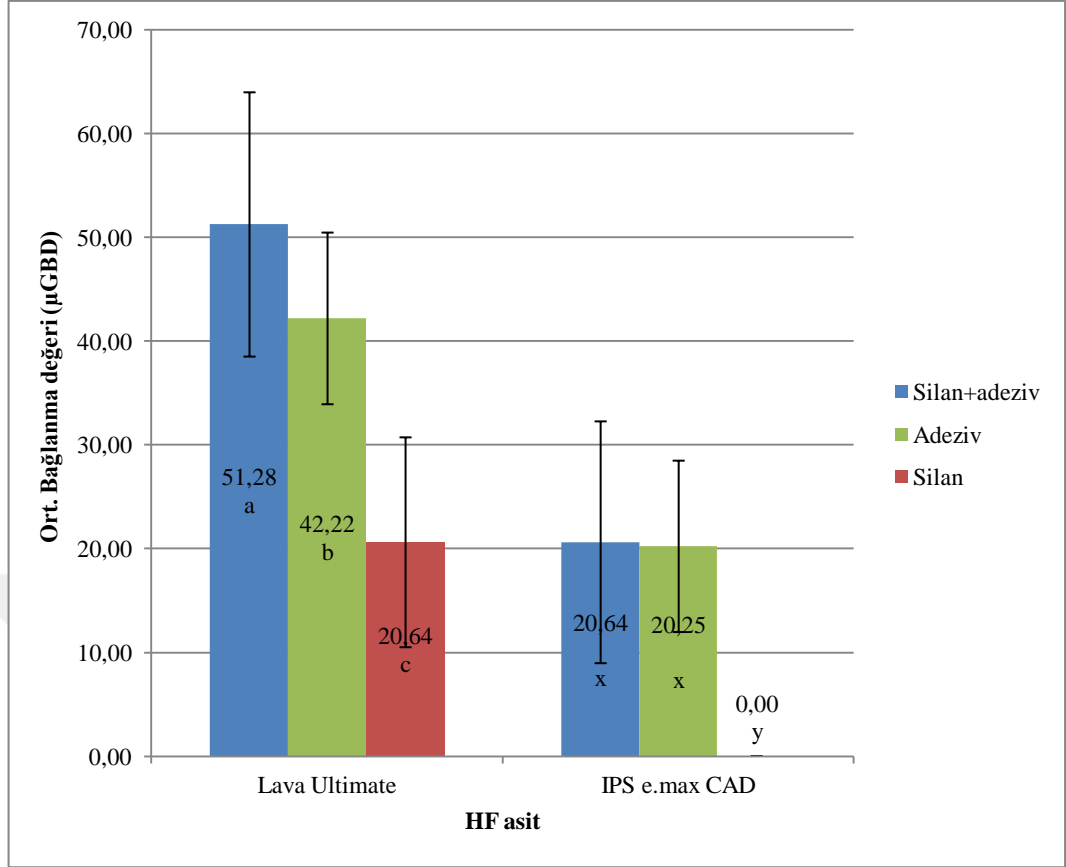
IPS e.max CAD materyalinde yüzey işlemi olarak Cojet uygulandığında; sadece adeziv kullanımı ve sadece silan kullanımı anlamlı bir fark oluşturmazken ($p=1$), silan+adeziv uygulanması sadece adeziv kullanımına ve sadece silan kullanımına göre anlamlı derecede yüksek bulundu ($p<0,05$)(Şekil 10).



Œekil 11: Kuylama yzey iŒleminde, ortalama mikrogerilm bağlanma dayanımı değerlerinin (μ GBD) silanlama prosedürlerine ve materyallere göre karŒılaŒtırılması

Lava Ultimate materyalinde yzey iŒlemi olarak kuylama uygulandığında; silan+adeziv uygulanması, sadece adeziv kullanımı, ve sadece silan kullanımı arasında anlamlı bir fark gözlenmedi ($p>0,05$)(Œekil 11).

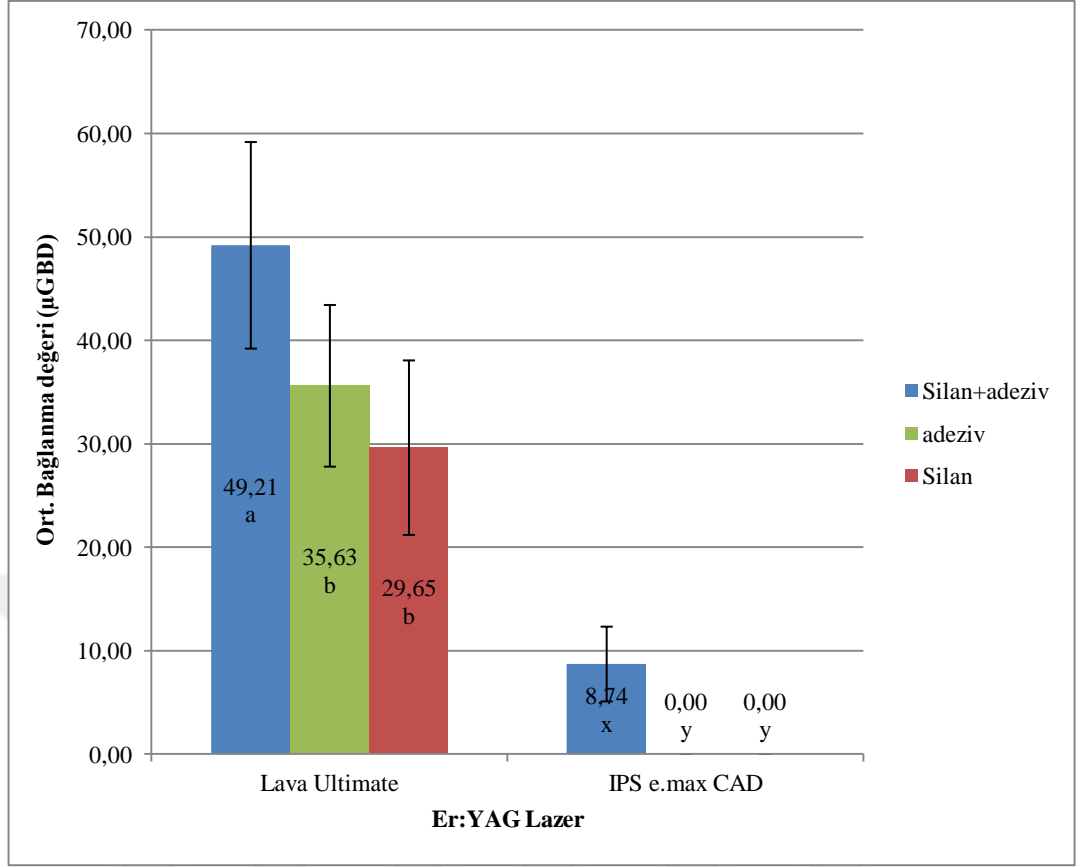
IPS e.max CAD materyalinde yzey iŒlemi olarak kuylama uygulandığında ise silan+adeziv uygulanması, sadece adeziv ve sadece silan kullanımına göre anlamlı derecede yüksek bulundu ($p<0,05$). Ancak sadece adeziv kullanımı ile sadece silan kullanımı arasında anlamlı bir fark gözlenmedi ($p=1$)(Œekil 11).



Şekil 12: HF asit yüzey işleminde, ortalama mikrogerilm bağlanma dayanımı değerlerinin (μGBD) silanlama prosedürlerine ve materyallere göre karşılaştırılması

Lava Ultimate materyalinde yüzey işlemi olarak HF asit uygulandığında; silan+adeziv uygulanması sadece adeziv ve sadece silan kullanımına göre anlamlı derecede yüksek bulundu ($p < 0,05$). Ayrıca sadece adeziv kullanımının da sadece silan kullanımına göre anlamlı derecede yüksek olduğu gözlemlendi ($p < 0,05$) (Şekil 12).

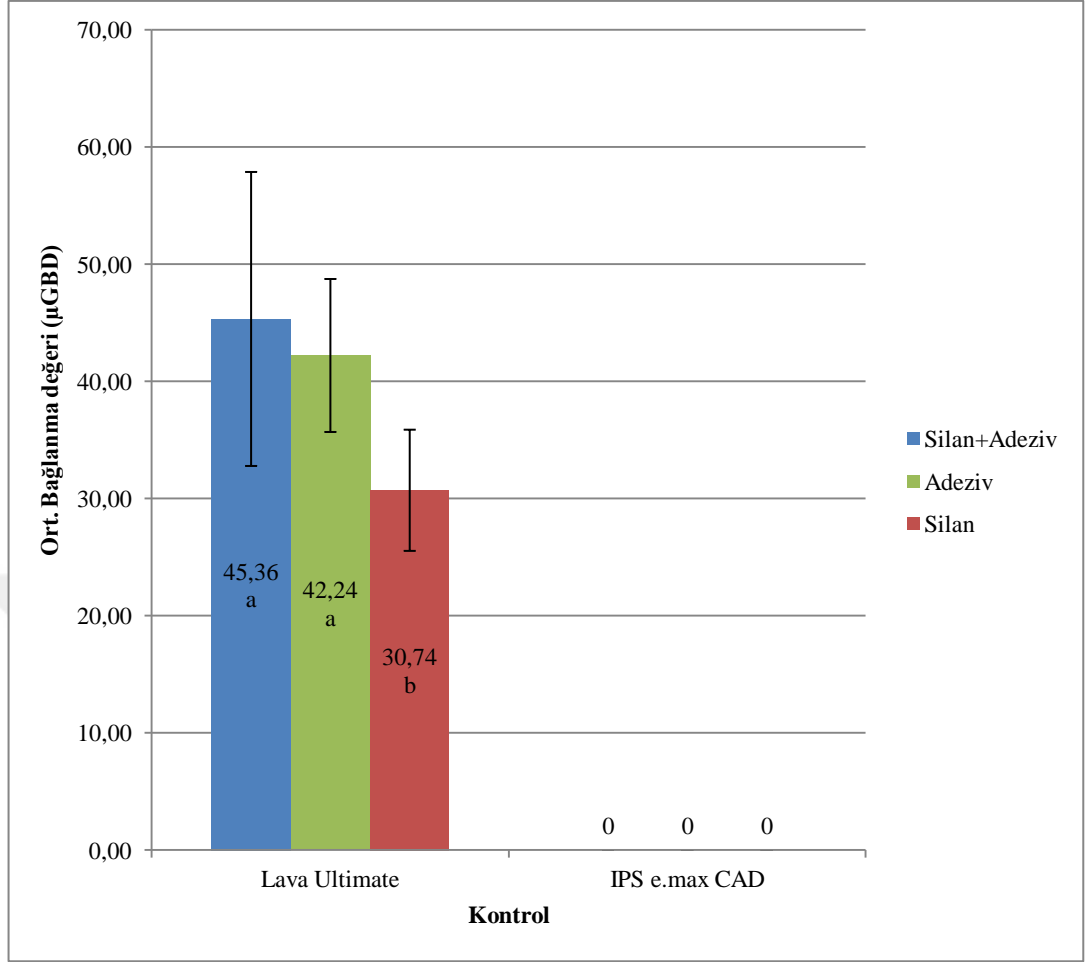
IPS e.max CAD materyalinde yüzey işlemi olarak HF asit uygulandığında; silan+adeziv uygulanması ile sadece adeziv kullanımı arasında anlamlı bir fark gözlemlenmedi ($p = 1$). Sadece silan kullanımı sonucunda ise örneklerin tamamında başarısızlık gözlemlendi ($p < 0,05$) (Şekil 12).



Şekil 13: Er:YAG lazer yüzey işleminde, ortalama mikrogerilm bağlanma dayanımı değerlerinin (μ GBD) silanlama prosedürlerine ve materyallere göre karşılaştırılması

Lava Ultimate materyalinde yüzey işleminde Er:YAG Lazer uygulandığında; silan+adeziv uygulanması sadece adeziv ve sadece silan kullanımına göre anlamlı derecede yüksek bulundu ($p < 0,05$). Sadece adeziv kullanımı ile sadece silan kullanımı arasında anlamlı bir fark gözlenmedi ($p = 0,684$) (Şekil 13).

IPS e.max CAD materyalinde yüzey işleminde Er:YAG Lazer uygulandığında; silan+adeziv uygulanması, diğer gruplardaki örneklerin tamamının başarısızlık vermesinden dolayı sadece adeziv ve sadece silan kullanımına göre anlamlı derecede yüksek bulundu ($p < 0,05$) (Şekil 13).



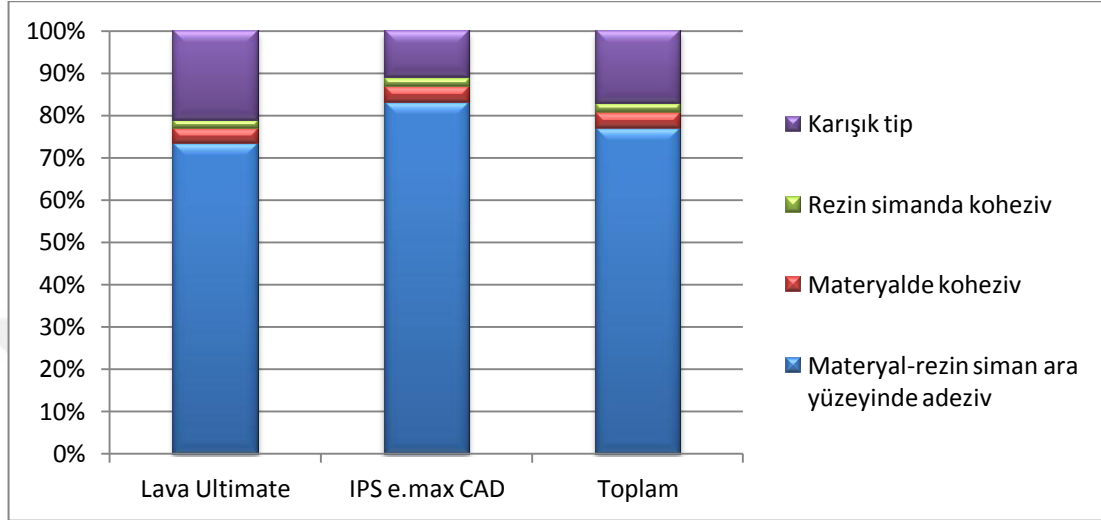
Şekil 14: Hiçbir yüzey işlemi yapılmadığında, ortalama mikroyerilm bağlanma dayanımı değerlerinin (µGBD) silanlama prosedürlerine ve materyallere göre karşılaştırılması

Lava Ultimate materyalinde herhangi bir yüzey işlemi uygulanmadığında; silan+adeziv uygulanması ile sadece adeziv kullanımı arasında anlamlı bir fark gözlenmezken ($p=1$), sadece silan kullanımı anlamlı derecede düşük bulundu ($p<0,05$) (Şekil 14).

IPS e.max CAD materyalinin kullanıldığı kontrol gruplarındaki tüm örneklerde ise teste tabi tutulmadan önce başarısızlık gözlemlendi. (Şekil 14).

4.2. Kopma Tiplerinin Değerlendirilmesi

Kopma tipleri tüm varyanslar göz önüne alınarak Ki-kare testi kullanılarak karşılaştırılmışlardır.



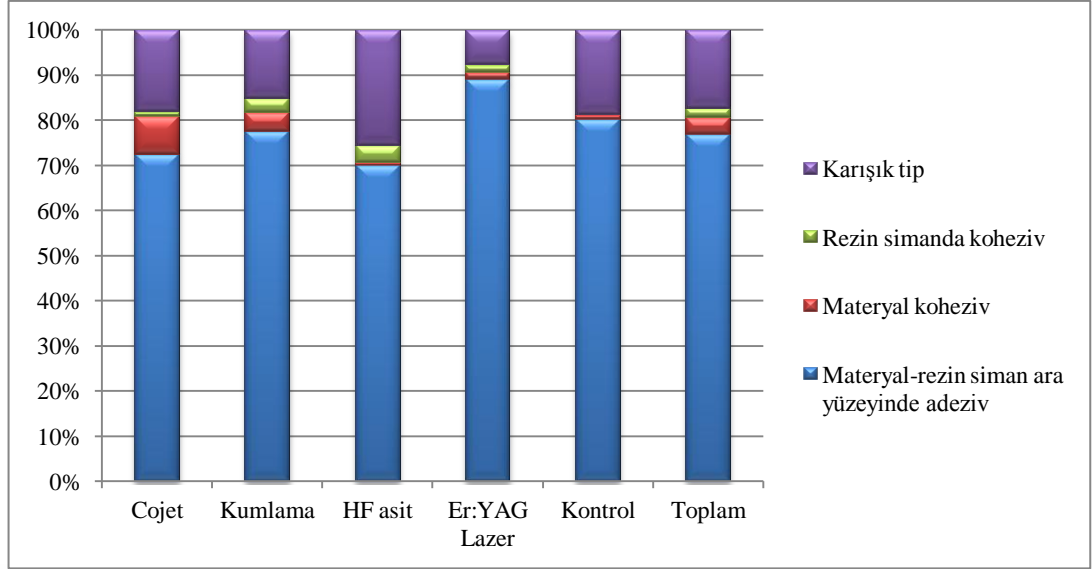
Şekil 15: Materyale göre kopma tipleri

Tablo 16: Materyale göre kopma tipleri

| Kopma tipi | Lava | IPS e.max CAD | Toplam |
|--|--------|---------------|--------|
| Materyal-rezin siman ara yüzeyinde adeziv | %73,3a | %83,0b | %77,0 |
| Materyalde koheziv | %3,5a | %3,8a | %3,6 |
| Rezin simanda koheziv | %2,1a | %2,1a | %2,1 |
| Karışık tip | %21,0a | %11,1b | %17,3 |

*Alt simge harfleri aynı satırdaki sütun oranlarının farklarını belirtir. Aynı harfler arasındaki fark istatistiksel olarak önemsizdir.

Her iki CAD-CAM materyalinde de en çok materyal-rezin siman ara yüzeyinde adeziv ve ardından karışık kopma tipi gözlenmiştir. Materyal-rezin siman ara yüzeyinde adeziv kopma tipi IPS e.max CAD gruplarında, karışık kopma tipi ise Lava Ultimate gruplarında istatistiksel olarak anlamlı derecede daha fazla gözlenmiştir. ($p < 0,05$)(Şekil 15) (Tablo 16).



Şekil 16: Yüzey işleme göre kopma tipleri

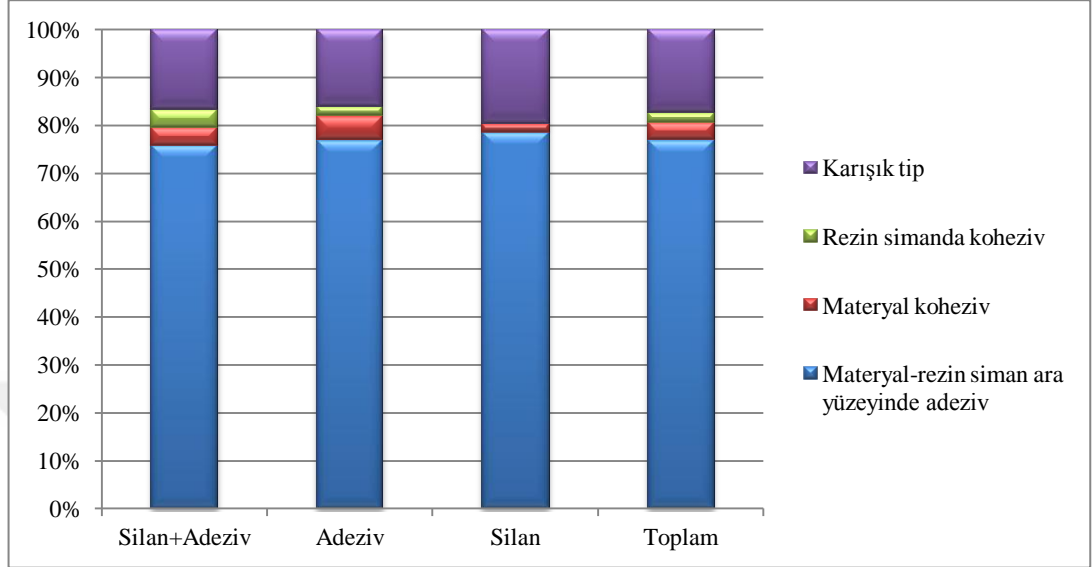
Tablo 17: Yüzey işleme göre kopma tipleri

| Kopma Tipi | Cojet | Kumlama | HF asit | Lazer | Kontrol | Toplam |
|---|------------|------------|----------|-----------|------------|---------|
| Materyal-rezin siman ara yüzeyinde adeziv | % 72,40a | % 77,60a,b | % 70,00a | % 89,10b | % 80,20a,b | % 77,00 |
| Materyalde koheziv | % 8,30a | % 4,20a,b | % 0,60b | % 1,60a,b | % 1,00a,b | % 3,60 |
| Rezin simanda koheziv | % 1,00a | % 3,10a | % 3,80a | % 1,60a | % 0,00a | % 2,10 |
| Karışık tip | % 18,20a,b | % 15,10a,b | % 25,60b | % 7,80a | % 18,80a,b | % 17,30 |

*Alt simge harfleri aynı satırdaki sütun oranlarının farklarını belirtir. Aynı harfler arasındaki fark istatistiksel olarak önemsizdir.

Tüm yüzey işlemlerinde en çok materyal-rezin siman ara yüzeyinde adeziv ve ardından karışık tip kopma tipi gözlenmiştir. Materyal-rezin siman ara yüzeyinde adeziv kopma tipi Lazer yüzey işleminde HF asit ve Cojet işleme göre istatistiksel olarak anlamlı derecede daha fazla gözlenmiştir ($p < 0,05$). Materyalde koheziv kopma tipi Cojet işleminde HF asite göre, karışık kopma tipi ise HF asit işleminde

Er:YAG lazer işlemine göre istatistiksel olarak anlamlı derecede daha fazla gözlenmiştir ($p < 0,05$). Diğer ilişkiler bakımından anlamlı bir fark bulunamamıştır ($p > 0,05$)(Şekil 16)(Tablo 17).



Şekil 17: Silanlama prosedürlerine göre kopma tipleri

Tablo 18: Silanlama prosedürlerine göre kopma tipleri

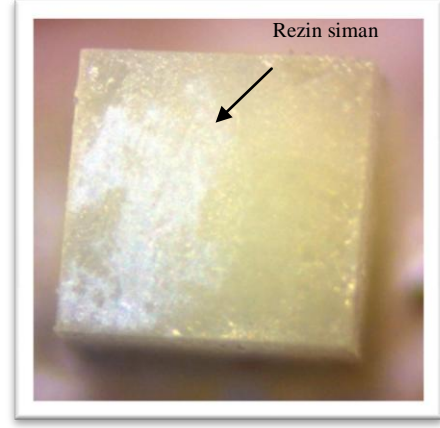
| Kopma Tipi | Silan+Adeziv | Adeziv | Silan | Toplam |
|---|--------------|---------|--------|--------|
| Materyal-rezin siman ara yüzeyinde adeziv | %75,7a | %77,0a | %78,6a | %77,0 |
| Materyalde koheziv | %3,8a | %5,1a | %1,8a | %3,6 |
| Rezin simanda koheziv | %3,8a | %2,0a,b | %0,0b | %2,1 |
| Karışık tip | %16,7a | %16,0a | %19,6a | %17,3 |

*Alt simge harfleri aynı satırdaki sütun oranlarının farklarını belirtir. Aynı harfler arasındaki fark istatistiksel olarak önemsizdir.

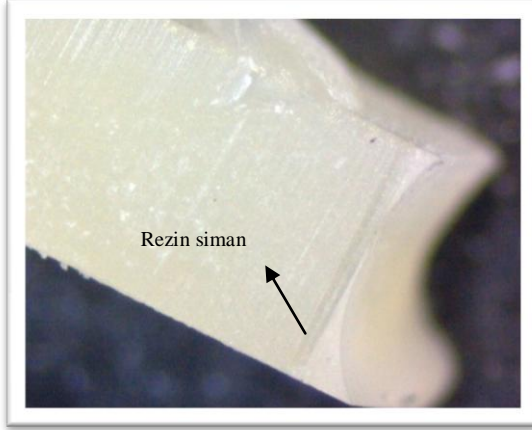
Silan+adeziv uygulanan gruplarda rezin simanda koheziv kopma tipi sadece silan uygulanan gruplara göre anlamlı derecede yüksektir ($p < 0,05$). Diğer ilişkiler açısından anlamlı bir ilişki bulunamamıştır ($p > 0,05$)(Şekil 17)(Tablo 18).



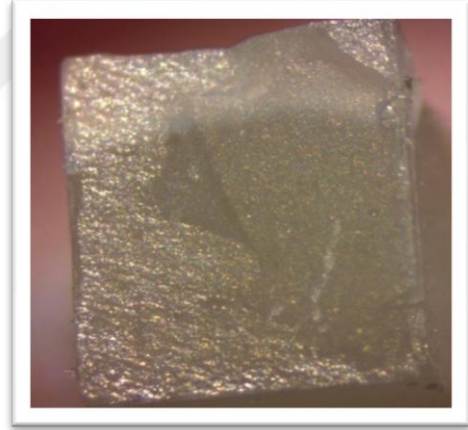
Resim 26: Materyal-rezin siman ara yüzeyinde adeziv kopma tipi



Resim 27: Rezinde koheziv kopma tipi



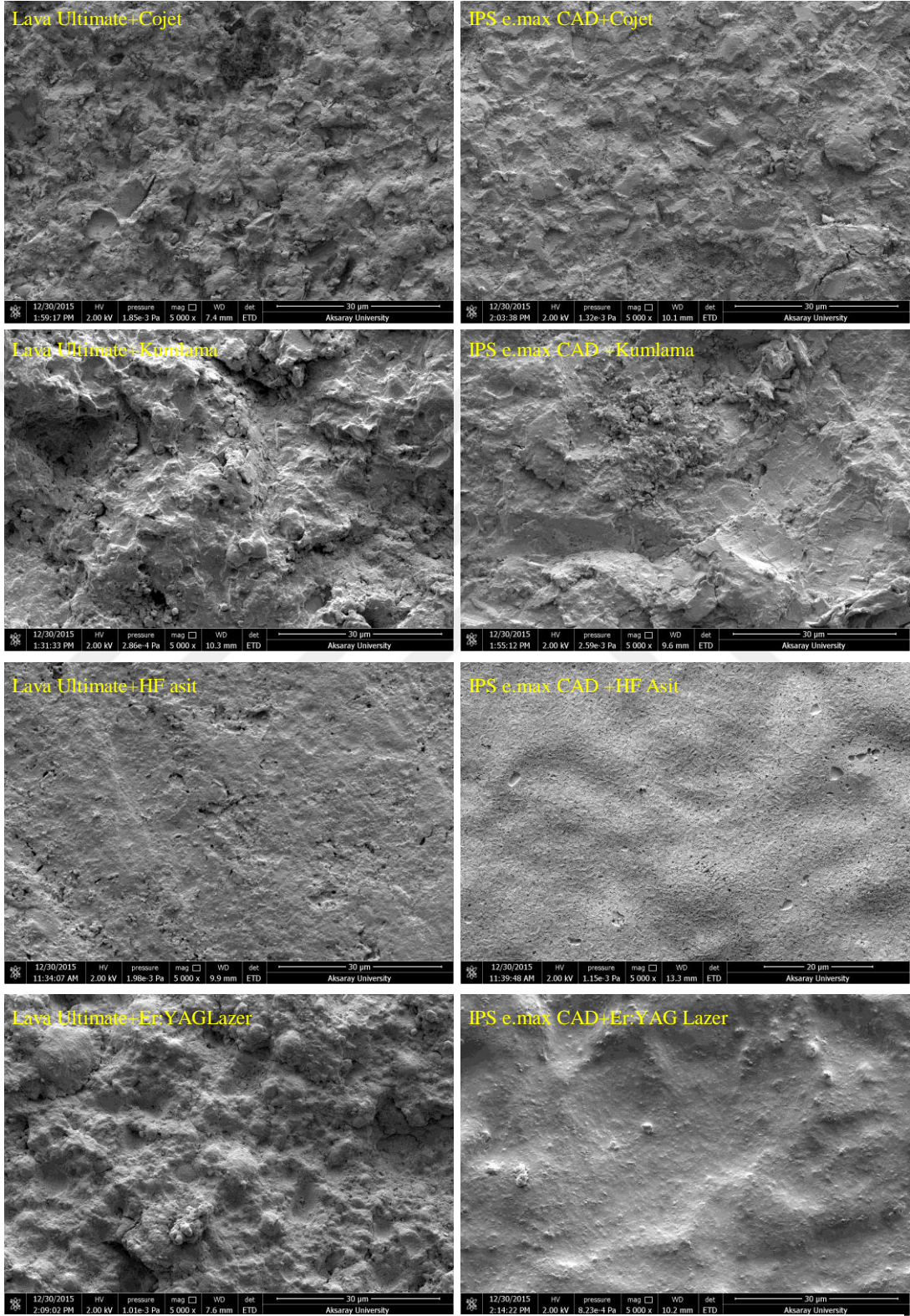
Resim 28: Materyalde koheziv kopma tipi



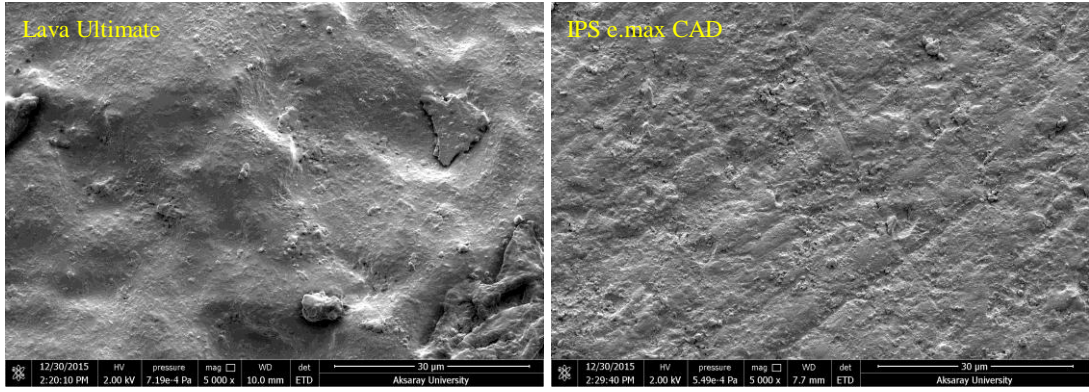
Resim 29: Karışık kopma tipi

Yukarıdaki resimlerde kopma tiplerinin stereomikroskop (X40 büyütme) görüntüleri gösterilmiştir (Resim 26-29).

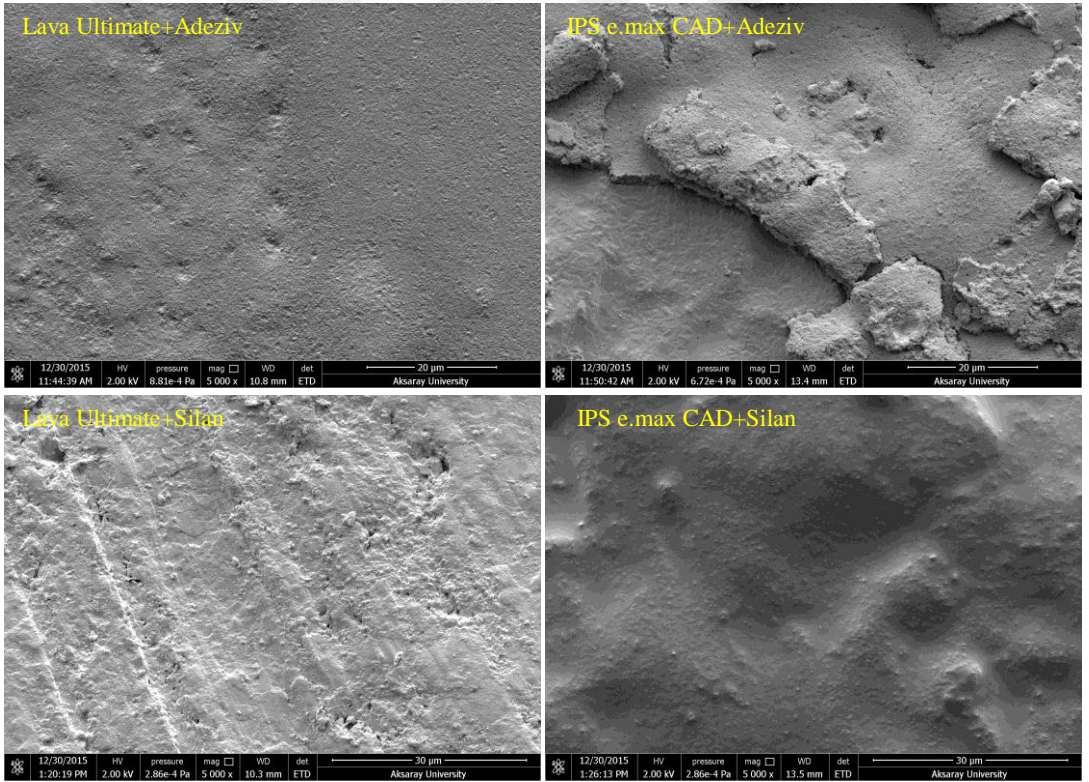
4.3. Sem İncelemesi



Resim 30: Yüzeş işlemlerinin materyallerin yüzeyinde meydana getirdiğı değişiklikler (X5000)

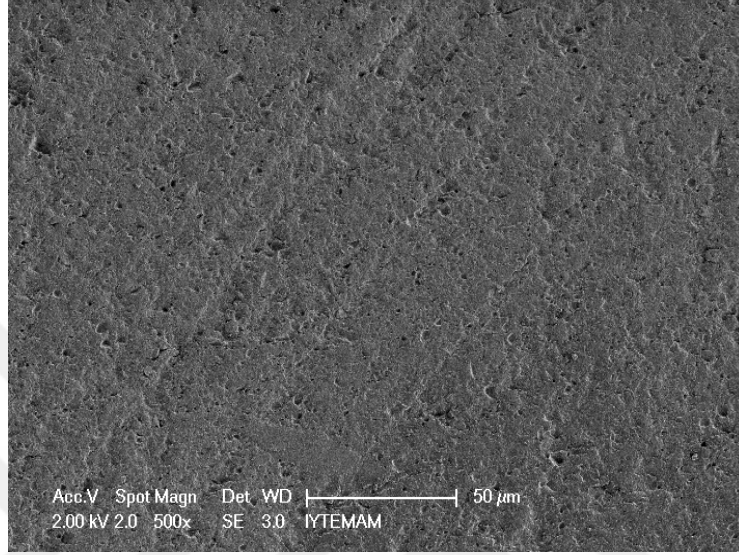


Resim 31: Yüzey işlemleri uygulanmayan materyallerin yüzey görüntüleri (X5000)



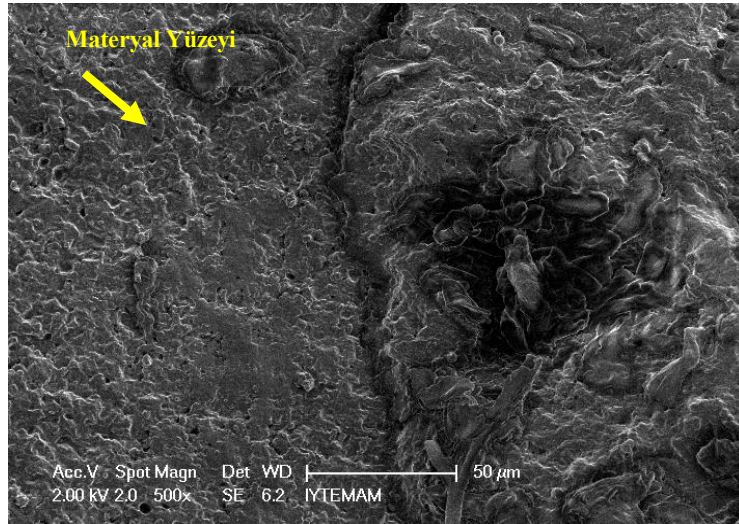
Resim 32: Silanlama prosedürlerinin materyallerin yüzeyinde meydana getirdiği değişiklikler (X5000)

Kopma yüzeylerini incelemek için gruplardan ortalama değerlere yakın bir örnek seçilerek yüzey topografisi X500 ile 5000 büyütme arasında SEM’de incelenmiştir.



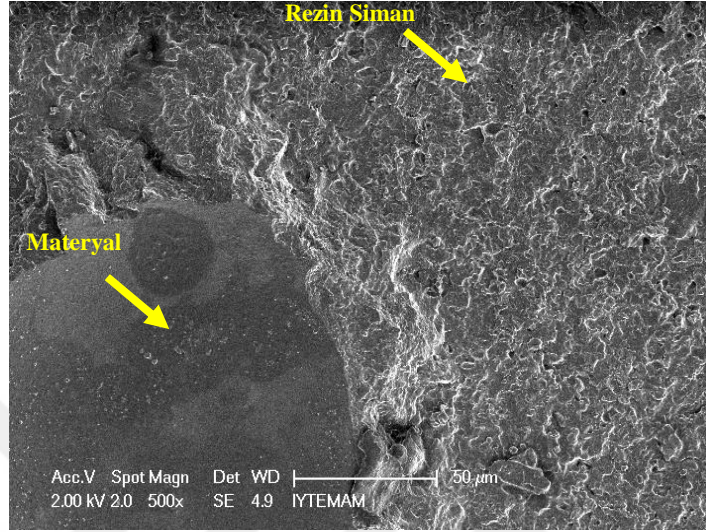
Resim 33: Lava Ultimate+Yüzey işleme olmayan grupta yüzey (X500)

Hiçbir yüzey işleme uygulanmayan Lava yüzeyi oldukça düz, girinti çıkıntı göstermeyen bir görünüme sahiptir (Resim 33).

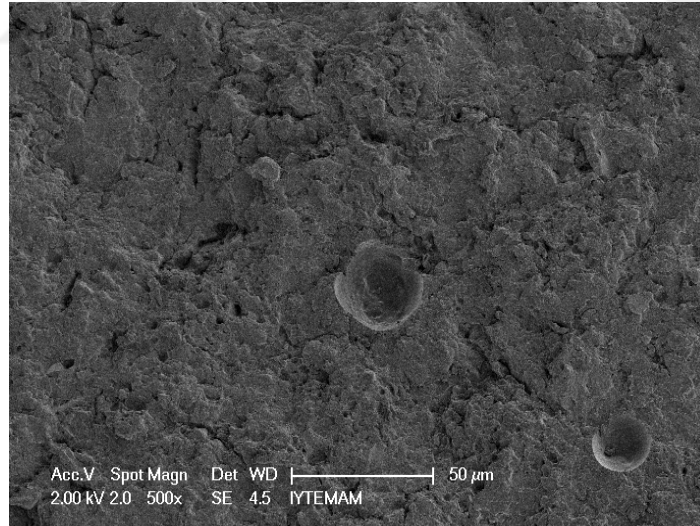


Resim 34: Lava Ultimate+Cojet+Silan+Adeziv uygulanan grupta karışık tip kopma (X500)

Lava Ultimate hibrit materyaline önce Cojet ardından silan (Monobond) ile beraber adeziv (Scotchbond) uygulanan yüzey girintili çıkıntılı bir yapı göstermektedir (Resim 34)

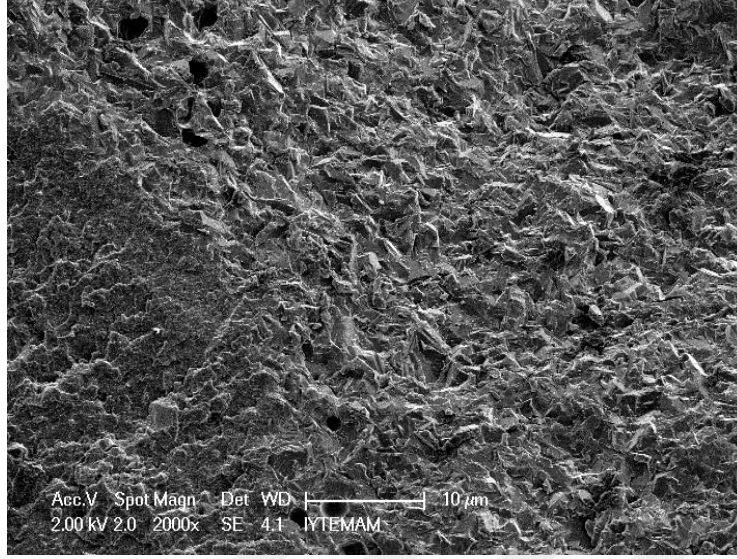


Resim 35: Lava Ultimate +Cojet+Adeziv uygulanan grupta seramikte koheziv tip kopma (X500)



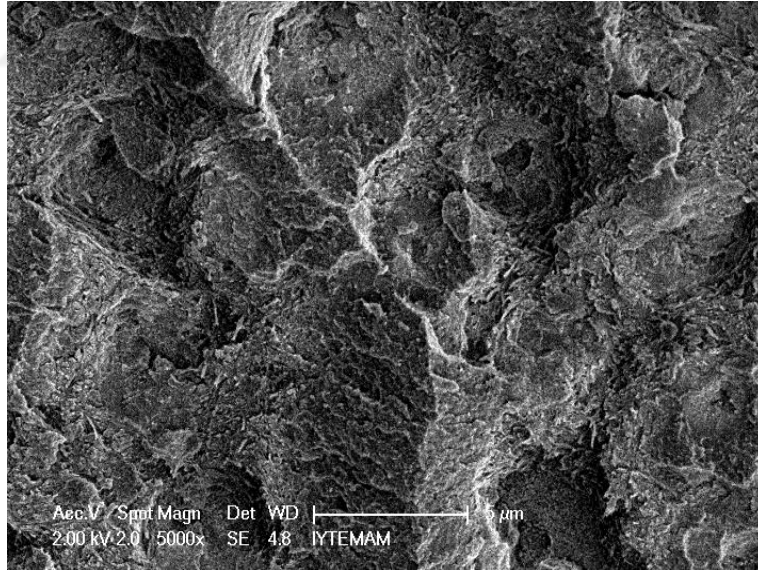
Resim 36: Lava Ultimate +50µ kum uygulanan grupta yüzey (X500)

Resim 36’de kum partiküllerinin materyal üzerinde açtığı sığ erozyonlu alanlar görülmektedir.



Resim 37: IPS e.max CAD+HF asit+adeziv uygulanan grupta yüzey (X2000)

IPS e.max CAD yüzeyine uygulanan HF asit ile cam yapının çözünmesine bağlı açığa çıkan lityum disilikat kristalleri görünmektedir (Resim 37).



Resim 38: IPS e.max CAD+Er:YAG lazer uygulanan grupta yüzey (X2000)

Er:YAG lazer uygulaması sonucu ablasyon etkisiyle yüzeyde oluşan düzensiz alanlar görünmektedir (Resim 38).

5. TARTIŞMA

Günümüzde direkt kompozit restorasyonlar iyileştirilmiş mekanik ve optik özellikleri sayesinde restoratif diş hekimliğinde olumlu sonuçlar vermektedir. Buna karşın direkt kompozit restorasyonların büyük posterior kaviteelerde polimerizasyon büzülmesi, mikrosızıntı ve yetersiz direnç özellikleri gibi dezavantajları bulunmaktadır. Ayrıca renklenme ve uygulama sonrası hassasiyet gözlenmesi de sorun yaratan diğer olumsuz özellikleridir (164, 165).

Direkt kompozit restorasyonların dezavantajlarını ortadan kaldırmak için ağız dışında polimerizasyon uygulanıp siman aracılığı ile prepare edilmiş kaviteye bağlanan indirekt restorasyonlar kullanıma girmiştir. İndirekt restorasyonlarda ağız dışında laboratuvar ortamında polimerize edilen kompozitlerin yanı sıra kompozitlere göre daha iyi mekanik ve estetik özellikler gösteren seramikler de yaygın olarak kullanılmaktadır (9, 19).

İndirekt restorasyonların olumlu sonuçları, klinikte hızlı restorasyon uygulamasını gündeme getirmiştir. Bu amaçla, klinik uygulamada alınacak ağız içi kayıtlarla ağız dışında restorasyonun aynı seansta tamamlanıp hastaya teslim edilmesini sağlayan CAD-CAM sistemleri geliştirilmiştir. CAD-CAM sistemlerinin zaman tasarrufu sağlaması, üç boyutlu tasarım ile optimum özelliklere sahip restorasyonların üretilmesine olanak sağlamasıyla kullanımı gittikçe yaygınlaşmaktadır. Üretim sistemlerine göre çeşitlilik gösteren birçok CAD-CAM materyali üretilmiştir. Bu materyaller metallere, cam seramiklerden yüksek dayanıklıdaki seramiklere kadar büyük bir çeşitliliğe sahiptir. (75, 166).

Genel olarak, seramik bloklar ile estetik restorasyonlar yapılabilmektedir, bu blokların optik ve mekanik özellikleri iyidir, yüksek sıkışma ve aşınma direncine sahiptirler. Lityum disilikat cam seramikler optik özellikleri ve doğal translusensliği artırılarak optimum fiziksel özellik kazandırılan seramik materyallerdir. Özellikle anterior bölgede üstün estetik, stabilite ve biyouyumluluk avantajları nedeniyle sıklıkla kullanılmaktadırlar (160). Çalışmamızda kullandığımız restorasyon materyallerinden biri CAD-CAM sistemlerinde sıklıkla kullanılan hem estetik hem

de fonksiyon açısından olumlu sonuçların elde edildiği lityum disilikat bazlı cam seramik olan IPS e.max CAD olmuştur. CAD-CAM uygulamaları için geliştirilen lityum disilikat cam bazlı bir seramik olan IPS e.max CAD, transparan cam ingotlar şeklinde üretilmekte ve bu prefabrik bloklardan elde edilen restorasyonlar oldukça estetik sonuçlar vermektedir. Fiziksel özellikleri ve ışık geçirgenliği (translusensi) gibi optik özellikleri, farklı fırınlama işlemleri ile geliştirilmiştir (75).

İndirekt rezin kompozit bloklar CAD/CAM uygulamalarında kullanılan seramiklere alternatif olarak geliştirilmiştir. Resin bloklar, kompozit rezinlerin fabrikasyon işlemi ile yüksek, sabit bir basınç ve yüksek sıcaklık altında polimerize edilmeleriyle üretilir. İndirekt rezin bloklar ile büyük defektlerde kolay ve etkili bir şekilde fonksiyonel ve anatomik şekilli restorasyonlar hazırlanabileceği belirtilmiştir (78). CAD/CAM sistemleriyle uygulanan seramik materyallere göre bazı avantaj ve dezavantajları mevcuttur. Seramik bloklarla karşılaştırıldığında daha uygun maliyetli, uygulama süreçleri ve tamirleri daha kolaydır. Frezleme işlemi ile şekillendirmeleri ve polisaj işlemleri seramiklere göre daha kolaydır. Karşıt doğal dişlerde daha az aşınma oluştururlar. Fakat mekanik ve optik özellikleri daha zayıftır (75).

Eski nesil kompozit rezin blokların aşınmaya karşı dirençli olmadıkları, polisajla yüzey kaybı olduğu ve renk stabilitesinin zayıf olduğu belirtilmiştir (167). Bu sorunların üstesinden gelebilmek için üreticiler, CAD/CAM sistemlerinde kullanılmak üzere, seramiklerin sağlamlık, renk stabilitesi gibi avantajlı özellikleriyle kompozitlerin yüksek bükülme dayanımı ve düşük aşındırıcılığı gibi olumlu özelliklerini kombine eden hibrit materyaller geliştirmişlerdir. Hibrit materyaller seramikler ile karşılaştırıldığında daha fazla esnekliğe, karşıt dişte daha az aşındırıcılığa sahiptirler. Kırılganlıkları ve sertlikleri daha azdır, işlenebilirlikleri ise seramiklere kıyasla daha kolaydır (84). Çalışmamızda kullanılan ikinci restorasyon materyali olan Lava Ultimate materyali hibrit yapıda rezin bazlı bir nanoseramik bloktur. Yüksek derecede polimerize edilmiş bir rezin matriksin içine nanoseramik partiküllerinin eklenmesiyle üretilir ve rezin nanoseramik adı verilir. Ne tam bir kompozit ne de tam bir seramiktir.

Son yıllarda yaygınlaşmakta ve gelişmekte olan CAD-CAM sistemleri ile elde edilen restorasyonların başarısını etkileyen faktörleri inceleyen çalışmalara ihtiyaç

duyulmaktadır. Restorasyonların uzun dönem başarısını etkileyen en önemli faktörlerden biri adezyondur. İndirekt restorasyonlar prepare edilmiş kaviteye adeziv simanlar ile yapıştırılarak adezyon sağlanmaktadır. Bu yüzden simantasyon prosedürünün restorasyonun adezyonunda dolayısıyla uzun dönem başarısında büyük önemi mevcuttur. Ayrıca yapıştırma simanının tipi ve adezyon kabiliyeti de kritik öneme sahiptir. (168).

Çalışmamızda kullandığımız RelyX Ultimate yapıştırma simanı dual-cure bir rezin simandır. Bükülme ve basma dayanımı sırasıyla 98 MPa ve 262 MPa olan fiziksel özellikleri yüksek bir yapıştırma simanıdır (107). Dual-cure rezin simanlarda, polimerizasyon ışık ile başlar ve yeterli ışık olmadığında dahi kimyasal olarak devam eder. Çalışmamızda mikrojergilim testi için oluşturulan örnekler normal restorasyonlardan kalın olacağından (yaklaşık 4 mm) polimerizasyon yönünden dual-cure bir simanın uyumlu olacağı düşünüldü. Yapılan çalışmalarda, restorasyon kalınlığı 2 mm'yi geçtiğinde, dual-cure rezin simanların kullanımı önerilmiştir (169). Dual-cure simanlar son yıllarda sıklıkla kullanılmakta, estetik ve retansiyon açısından iyi sonuçlar vermektedirler. İndirekt kompozitler ile yapılan uzun dönemli klinik çalışmalarda en fazla dual-cure simanlar kullanılmıştır (170). Dual-cure simanların indirekt restorasyonların yapıştırılması için en iyi alternatif olduğu ve self-cure simanlara göre daha iyi sonuçlar sağladığı bildirilmiştir. Sadece ışıkla sertleşen simanların ise kalın restorasyonlarda ışık geçişi zor olduğundan kullanımı önerilmemiştir (171).

İndirekt restorasyonlarda diş, restorasyon ve aradaki rezin simanın, sağlam bir bağlantı gerçekleştirilmesiyle, üç elemanlı yapı kompleks bir bütün haline gelmekte, böylece restorasyonun kırılması veya kopması önlenmekte ve klinik ömrü artmaktadır. Bu nedenle; rezin simanların, diş ve restorasyona olan bağlanma dayanımı, restorasyonun başarısı açısından kritik öneme sahiptir (6). Yapılan restorasyonun başarısızlığı genellikle bu üçlü yapıdaki en zayıf noktadan olmaktadır. Restorasyonun total kaybıyla sonuçlanan klinik başarısızlık durumlarında bağlantı probleminin genellikle diş dokusu, az oranda ise restorasyon kaynaklı olduğu göze çarpmaktadır (8, 9). Diş dokusu ve rezin siman arasındaki oluşabilecek zayıf bağlantı sonucunda bu bölgeden kopma yaşanmasıyla uyguladığımız yüzey işlemleri ve

silanlama prosedürlerinin etkileri maskeleneceğinden restorasyon materyallerini adeziv siman ile birbirlerine yapıştırarak çalışmayı gerçekleştirdik.

Güçlü bir restorasyon-rezin siman bağlantısı için iki yapı arasında mikromekanik yüzey kilitlemesi ve kimyasal bağlantı için restorasyon yüzeylerinin aktivasyonu gerekir. Bu amaçla seramik veya kompozit kron, lamina vener, inley ve onley gibi tek üye restorasyonlarda, tam seramik köprülerin yapıştırılmasında ve bunların tamirinde bazı yüzey işlemleri uygulanmaktadır (111).

Tribokimyasal silika kaplama sistemlerinde silika ile modifiye edilmiş alümina partikülleri seramik yüzeyine hızla çarparak bir silika tabakası meydana getirirler. Bu partiküllerin seramik veya metal yüzeyinde 15 µm'ye kadar penetre olabildiği belirtilmiştir. Cojet, metal-seramik restorasyonların tamirinde ve adeziv simantasyon gibi klinik işlemlerde kullanılabilir. Bugün yaygın olarak kullanılan Cojet sistemi restorasyon yüzeyini pürüzlendirerek bağlantı yüzeyinin ıslanabilirliğini artırır ve mekanik retansiyon sağlar (115). Tribokimyasal silika kaplama işleminin incelendiği bir çalışmada Cojet sisteminin seramik ve resin siman arasındaki bağlantıyı artırdığı belirtilmiştir (115). Amaral ve ark. yaptıkları çalışmada Cojet işleminin resin simanın zirkonya seramiğine olan bağlanma dayanımını artırdığını bildirmişlerdir (172). Wahsh ve ark. (173) Lava Ultimate ve IPS e.max CAD materyallerini ve çeşitli adeziv sistemleri kullandıkları makaslama bağlanma dayanımı testinde Cojet kullanımıyla mikroretantif alanların ve yüzey ıslanabilirliğinin arttığını ve bağlantının güçlendiğini belirtmişlerdir.

Çalışmamızda Cojet'in uygulama prosedürü üretici firmanın önerilerine göre belirlendi.

Kumlama işlemi indirekt restorasyonların pürüzlülüğünü artırıp yüzey enerjilerini yükseltir. Partikül boyutları 30-250 µm arasında olabilir. Yüzeydeki düzensizlik yapıştırma simanının restorasyona mekanik olarak daha iyi bağlanmasını sağlar (174). Litaretürde indirekt kompozitlerde genel olarak en etkili yüzey işleminin 50 µ Al₂O₃ kum olduğu bildirilmiştir (170). Awliya ve ark. (175) yüksek oranda alümina içeren seramiklerle yaptıkları çalışmada en iyi bağlanma dayanımını kumlama işlemi ile elde etmişlerdir.

50 µm kum işlemleri, Blatz ve ark. (176) tarafından yapılan çalışma örnek alınarak 40 psi'de 10 mm uzaklıktan 15 sn süreyle parçaların yapışma yüzeylerine uygulandı.

Hidroflorik asit, seramiklerin silika matrisi ile reaksiyona girip seramik yüzeyinde mikroretantif porlar açar (177). HF asit ile cam seramik materyallerde yapışma için uygun yüzey yapısı ve pürüzlülük sağlanabilmektedir. Cam matris tabakasında oluşan kısmi çözümler ile kristalin yapılar açığa çıkmaktave adeziv rezinlerin mekanik olarak tutunabileceği mikroçukurlar elde edilebilmektedir. Genellikle %2,5-10 aralığındaki konsantrasyonlarda, 1-3 dakika süreyle HF asit uygulamasının bağlanma dayanımına olumlu etkisi olduğu belirtilmektedir (178). Tavsiye edilen asitleme süresi ve konsantrasyonu, farklı asit ajanları ve seramik tipleri arasında farklılık göstermektedir. En yüksek makaslama bağlanma dayanımı değeri seramik yüzeyinin 120 sn %10 HF ile asitlenmesi sonucu elde edilmiştir. %2.5-10 HF asidin, seramik yapısına bağlı olarak değişen 20 sn-3 dk arasında uygulanması, lityum disilikat bazlı seramiklerde uygun yüzey pürüzlülüğünü sağlayabilmektedir (179). Madani ve ark. (180) yaptıkları çalışmada %5 ve %9.5 HF asit uygulamalarını karşılaştırmışlar ve %5 HF asit uygulanan numunelerin bağlanma dayanımlarını istatistiksel olarak anlam ifade etmeyen şekilde düşük bulmuşlardır.

Çalışmamızda %5 HF asit 20 sn süreyle aplikatör yardımıyla uygulanmış, 15 sn yıkanıp kurulanmıştır.

Nd:YAG lazer ve CO₂ lazerler seramik yüzey işlemlerinde kullanılmaktadırlar. Nd:YAG lazer uygulamasının seramik yüzeyinin hazırlığında asitleme işlemine alternatif olabileceği belirtilmiştir (181). Er:YAG lazerlerin mine ve dentinin pürüzlendirilmesinde kullanıldığı çalışmalar mevcuttur. Ancak Er:YAG lazerin seramik yüzeylerini pürüzlendirmedeki etkisi hakkında sınırlı sayıda çalışma vardır. Bu nedenle son zamanlarda asit seramiklerin bağlanma dayanımlarını artırmak için pürüzlendirme işleminde Er:YAG lazerin uygulanması düşünülmüştür. Er:YAG lazerin 100 mJ enerjili olarak uygulandığında lazerin seramik yüzeyinde yeterli pürüzlülük oluşturmadığı belirtilmiştir (182). Çalışmamızda CO₂ veya Nd:YAG lazer yerine seramik yüzey işlemleri için yeterli bilgi bulunmayan ve daha yeni bir uygulama olan Er:YAG lazeri kullanılmıştır. Lazer uygulaması esnasında gelen lokal

sıcaklık değişiklikleri, iç stresleri oluşturarak materyalin yapısına zarar verebilir. Lazerin tipi, modu ve gücü bu sıcaklık değişimini etkilediğinden uygun parametrelerde uygulanmalıdır. Er:YAG lazerin yüksek enerjili uygulamalarında seramiklerin bağlanma dayanımının olumsuz etkilendiğı belirtildiğı için daha önceki çalışmalarla uyumlu olarak 300 mJ enerji kapasitesi seçilmiştir (129).

Yüzey hazırlık işlemleri sonrası kimyasal bağlanma sağlamak için uygulanan silan uygulamasının bağlanmayı olumlu yönde etkilediğı bilinmektedir (15). Silan bağlayıcı ajanlar, porselen ve rezinler arasında kovalent bağlar oluşturarak seramik yüzeyinin ıslanabilirliğini arttıran bifonksiyonel moleküllerdir. Kimyasal formül ve silan formuna bağlı olarak farklı silan ürünleri mevcuttur. Silanlar önemli bir bağlayıcı ajandurlar ve rezinin metakrilat gruplarıyla bağlantısı için bir ön koşuldurlar. Ayrıca, silanlar materyallerin yüzey enerjisini artırarak rezinler tarafından ıslanabilirliğini kolaylaştırırlar (124). Bazı araştırmacılar, silanların oluşturduğu kimyasal bağlantının, rezin-seramik sisteminin bağlantısından sorumlu olan başlıca mekanizma olduğunu belirtmişlerdir. Diğer araştırmacılar ise, asit uygulamasının final bağlantı dayanımında en geniş paya sahip olduğunu bildirmişlerdir (183).

İndirekt kompozitlerin yüzeyine yapılan silan uygulanması, bağlanma dayanımı değerlerini artıran önemli bir faktör olmuştur (170). Pisani-Proenca ve ark. (15) rezin simanın, lityum disilikat seramiğe bağlanma dayanımına, silanın etkisini inceledikleri çalışmalarında, HF asit ile birlikte silan kullanıldığı durumda bağlanma dayanımı değerlerinin arttığı sonucu elde edilmiştir. Çalışmamızda Monobond Plus silan aplikatör yardımıyla kullanım talimatına göre 30 sn uygulanmıştır.

Son zamanlarda piyasaya sürülen silan içerikli çok yönlü adezivlerin uygulama aşamasını kısalttığı dikkati çekmektedir. Ancak bu materyallerinin silan etkilerinin ne kadar yeterli olduğu konusunda daha çok çalışmaya ihtiyaç duyulmaktadır (11). Çalışmamızda kullanılan adeziv sistem olan Scotchbond Universal'in silan içeriğı olduğundan dolayı seramik ile kimyasal bir bağlantı oluşturduğu üretici firma tarafından bildirilmiştir.

Self etch ve tek aşamalı bir adeziv olan Scotchbond Universal aynı zamanda kullanım kolaylığı sağlamaktadır ve total etch sistemlere göre rezin simanlar için daha güçlü bir bağlanma sağladığı belirtilmektedir. Cura ve ark. (184) çalışmalarında aynı rezin simanın farklı adeziv sistemlerle beraber uygulanmasıyla bağlanma dayanımını incelemişlerdir. Çalışmada aynı rezin siman üç adet total-etch adeziv (Scotchbond Multipurpose, Heliobond, PQ1), iki adet iki aşamalı self-etch adeziv (Clearfil SE Bond, Prime Bond NT) ve bir adet tek aşamalı adeziv (Prompt-L Pop) ile uygulanmıştır. Çalışma sonunda en yüksek değeri tek aşamalı adeziv olan Prompt L-Pop göstermiştir. Yine benzer şekilde dizayn edilen bir çalışmada seramiklerin bağlanma dayanımının incelendiği bir çalışmada, self etch adezivler ile total etch adeziv sistemlerden daha yüksek bağlanma dayanımı gösterdiği ifade edilmiştir (110).

Aynı firmanın adeziv ajan ve rezinlerinin beraber kullanımının bağlanma dayanımını artırdığı daha önceki çalışmalarda bildirilmektedir (185). Bu yüzden çalışmamızda aynı firmaya ait adeziv sistem ve yapıştırma simanı kullanılmış ve uygulamalar, üretici firmaların talimatlarına uyarak yapılmıştır. Çalışmamızda hem adeziv rezin olarak hem de silan uygulamasına alternatif olarak tek başına Scotchbond Universal kullanılmıştır. Adeziv rezin, Lührs ve ark. (159) tarafından yapılan çalışmada önerildiği şekilde simandan ayrı olarak ışıkla polimerize edilmiştir. Resin simanların bağlanma dayanımı, beraberindeki adeziv sisteminin özelliklerine de bağlıdır. Resin simanlar için asit, primer ve/veya adeziv uygulaması materyalin yüzey koşullarının değiştirilmesi açısından önemlidir (185).

Bağlanma dayanımı değerlerinin tespit edilmesinde dikkat edilmesi gereken diğer bir husus da simantasyon işlemi takiben, simanın sertleşmesi tamamlanana kadar sabit bir kuvvet altında olmasıdır. Bazı çalışmalarda simantasyon işlemi parmak basıncıyla gerçekleştirilmiştir. Yapılan çalışmada bir çalışmada hekimin parmak ucuna basınç ölçer bağlanarak simantasyon sırasındaki uyguladıkları basınç kuvvetleri ölçülmüştür. Hekimlerin ilk birkaç saniyede 60 N devam eden süre içinde de 20-30N arası değişen kuvvetler uyguladıkları bildirilmiştir. Çalışmamızda standart ve sabit bir yük uygulanmasıyla simantasyon gerçekleştirildi ve daha önce yapılan

çalışmalar örnek alınarak tüm yapıştırma işlemleri 750 gr'lık standart bir yük altında uygulandı (115, 186, 187).

Siman kalınlığının da dayanıklılık üzerine etkisi vardır. Kalınlık arttıkça dayanıklılığın azaldığı belirtilmiştir. Yine siman kalınlığının artmasının bağlanma dayanımına olumsuz etki ettiği belirtilmiştir (188). Yapılan bir çalışmada rezin simanlar simanlar 26 µm ve 297 µm uygulandığında kırılma dayanımı açısından anlamlı bir fark varken 26 µm ile 192 µm arasında fark olmadığı gözlenmiştir. (189). Çalışmamızda ise 200 µm (0,2 mm) standart bir siman film kalınlığı elde edebilmek için materyaller arasına 0,2 mm kalınlığındaki bantlar yerleştirilmiştir. Çalışmamızda kırılma tiplerini belirlemek adına simanın görsel olarak ayırt edilebilir derecede olması için mümkün olduğu kadar kalın olması amaçlandı. Ayrıca materyal ile farklı renkte siman kullanıldı.

Rezin simanın polimerizasyonu tüm yüzeylere 40 sn boyunca 1000 mW/cm² yoğunluğunda ışık (Valo Cordless, Ultradent, South Jordan, ABD) uygulanarak gerçekleştirildi. Öztürk ve ark. (190); Variolink 2, Variolink Veneer ve Rely X Veneer simanı kullanarak yaptıkları çalışmada, rezin simanları 2 mm kalınlığındaki porselen üzerinden yüksek yoğunluklu LED cihazı ile polimerize etmişlerdir. Çalışmalarında yapıştırma simanlarının polimerizasyonu için en az 20 sn ışık uygulama süresinin gerektiğini belirtmişlerdir. Yüksek yoğunluklu ışık cihazlarının konvansiyonel ışık kaynaklarına göre simanın polimerizasyon süresini kısalttığını ve kalın restorasyonlar için uygulama süresinin artırılmasıyla polimerizasyonun tamamlandığı bazı araştırmacılar tarafından belirtilmiştir (191).

Çalışmamızda kullanılan seramik parçaları yaklaşık 4 mm idi. Polimerizasyon yüksek yoğunluklu LED (Valo Cordless, Ultradent, South Jordan, ABD) cihazı ve her yönden 40 sn olmak üzere toplam 240 sn uygulama süresi ile gerçekleştirildi (171). Böylece yapıştırma simanlarının, tamamen polimerize olmasını hedefledik.

Rezin içerikli materyallerin bağlanmasının *in vivo* kullanım sonundaki başarısını tahmin edebilmek için laboratuvar ortamında genellikle termal siklus ve suda bekletme yöntemi kullanılmaktadır (192). Her ikisi de klinik yaşlandırma parametrelerine uygundur. Materyal ve yapıştırma simanının termal genleşme

katsayısının farkından dolayı materyal ve yapıştırma simanı arasındaki bağlanma direnci bu işlemlerden sonra olumsuz etkilenmektedir (193).

ISO standartlarına göre test edilecek örneklere uygulanabilecek işlemler için 3 farklı yöntem önerilmiştir (194):

- 37° C’de 24 saat suda bekletildikten sonra uygulanan kısa dönem testler,
- 37° C’de 20-24 saat suda bekletildikten sonra 5° C-55° C arasında suda 500 kez ısısız çevirim uygulanan testler,
- 37° C’de 6 ay bekletildikten sonra uygulanan uzun dönem testler.

Mikrogerilim çalışmalarında kullanılan 1 mm² kesit alanına sahip test çubukları termal siklus işleminden etkilenerek bağlanma kuvvetleri etkilenmekte ve örnek kaybı fazla olabilmektedir (195). Bazı gruplarda örnek elde etmede karşılaştığımız zorluklardan dolayı ve daha önceki çalışmalara uyararak örneklerde sadece 24 saatlik 37° C’de suda bekletme uygulandı (170, 196).

Makaslama ve gerilme bağlanma dayanımı testleri restorasyon-siman arasındaki bağlanma dayanımının in vitro koşullarda incelenmesinde en çok kullanılan test yöntemleridir. Makaslama bağlanma dayanımının ölçülmesi esnasında, materyale yansıyan kuvvetlerin olabileceği ve bunların materyalde kırıklar meydana getirerek testin güvenilirliğini azaltabileceği belirtilmiştir (197). Mikrogerilme bağlanma dayanımı testinde uygulanan kuvvetin ise direk olarak bağlanma ara yüzeyine uygulandığı belirtilmiştir. Makaslama testlerinde kopmalar adeziv yüzeylerde değil daha çok bağlanan materyallerde koheziv olarak görülür. Bu yüzden sonuçların gerçekçi olmadığı veya farklı değerlendirmelere neden olduğu söylenebilir. Bu testlerde adeziv yüzeydeki kuvvetlerin homojen olarak dağılmadığı belirtilmektedir. Mikrogerilim testi örneklerindeki stres dağılımları ise daha homojendir. Ayrıca bağlanma dayanımı değerleri birbirine yakındır ve hassas olarak kıyaslanabilirler. Diğer yandan mikrogerilim testleri örneklerin sıralanmasına uygundur ve örneklerin istenilen aralıklarda sıralanabilmesine imkan vererek tek örneğe ait farklı bölgesel bağlanma da test edilebilir (115). Mikrogerilim testlerinde kopma daha çok adeziv yüzeyde olur. Bu testlerde, bir diğten elde edilen örnek sayısı daha fazladır. Böylece materyale ait verilerin sayısı arttığından elde edilen sonuçların

daha güvenilir olacağı ifade edilmiştir (198). Çalışmamızda sahip olduğu avantajları göz önünde bulundurarak mikrogerilim bağlanma testini kullandık.

Mikrogerilim test hızı daha önce yapılan çalışmalarda önerildiği üzere 1 mm/dk olarak ayarlandı (199). Çubuk şeklinde hazırlanan örneklerin kesit alanlarının 1 mm² boyutlarında hazırlandıklarında bağlantı yüzeylerindeki stres dağılımlarının homojen olduğu ve örneğin tümünde daha az stres oluştuğu bildirilmiştir (75). Bu yüzden test çubuklarının yüzey alanları 1 mm² olacak şekilde preparasyon yapıldı. Hassasiyeti artırmak için çubukların yüzey alanları tek tek dijital kumpas ile ölçülüp elde edilen bağlanma değerleri bu alan değerlerine bölünerek birim bağlanma değerleri elde edildi. Böylece standardizasyon sağlanmış oldu.

Mikrogerilim testlerinde, örneklerin preparasyonu esnasında mikrokırıklar oluşabilmektedir, bu durum preparasyon veya test cihazına yerleştirme sırasında örnek kaybına yol açabilmektedir (148). Çalışmamızda özellikle preparasyon aşamasında IPS e.max CAD materyalinin kullanıldığı HFasit+Silan, Lazer+Adeziv, Lazer+Silan, Kontrol+Silan+Adeziv, Kontrol+Adeziv, Kontrol+Silan gruplarda çok sayıda kayıp yaşandı. μ GBD değeri 5 MPa civarı olan örnekleri test edebildiğimiz düşünüldüğünde bu gruptaki örneklerin daha az bir bağlanma dayanımına sahip olduğu varsayıldı. Mikrogerilim testlerinde 5 MPa'nın altındaki değerlerin ölçülmesinin güç olduğu belirtilmiştir (200). Bu yüzden kaybedilen örneklerin testin güvenilirliğine zarar getirmediği kanısındayız. Bu gruptaki örneklerin değerleri bazı çalışmalarda olduğu gibi 0 MPa alınarak istatistiksel analize katıldı (161-163).

Günümüzde uygulanan, makaslama veya gerilim testi çalışmalarında genellikle bağlanma dayanımı kuvveti hesaplandıktan sonra stereomikroskop ile kopma tipi belirlenmektedir. Kopmanın meydana geldiği substrat üzerinde, kopmanın tipine göre sınıflama yapılmaktadır (33). Mikrogerilim bağlanma dayanımı değerlerinin hesaplandığı çalışmamızda, stereomikroskop ile test sonrasında meydana gelen kopma tipleri ve kopma yüzeyi görüntüleri kaydedilmiştir. Kopma tipi analizi bağlanma çalışmalarında önemli bir parametredir. Kopma tipinin belirlenmesi test edilen adeziv sistemlerin klinik performansının değerlendirilmesinde önemli bir etkidir. Adeziv kopma, marteryalde kırık oluşumuna neden olan koheziv kırığa

tercih edilen bir kopma tipidir. Buna rağmen bağlanma dayanımının fazla olmasıyla daha çok koheziv tip kopmalar görülmektedir (159, 201).

Kopma yüzeylerinin incelenmesi için kullanılan taramalı elektron mikroskobu (SEM) ışık mikroskobundan daha detaylı bilgi verir. Farklı yüzey işlemlerinin materyal yüzeyinde oluşturdukları etkilerin incelenmesi ve birbirleriyle kıyaslanması için yapılan SEM analizi detaylı bir inceleme yöntemidir (166). Çalışmamızda stereomikroskop incelemesinden sonra rasgele seçilen numunelerin kopma yüzeyleri SEM analizi ile incelenmiştir. Ayrıca yüzey işlemlerinin ve silanlama prosedürlerinin materyal yüzeyindeki oluşturdukları değişiklikleri gözlemlemek amacıyla yüzey işlemleri ve silanlama prosedürlerinin ayrı ayrı tek başına uygulandığı yapıştırma işlemi yapılmayan örnekler hazırlanmıştır. Bu örnekler de ayrıca SEM analizi ile değerlendirilmiştir.

Çalışmamızda RelyX Ultimate'in Lava Ultimate ve IPS e.max CAD materyaline olan ortalama bağlanma dayanımı ise sırasıyla $51,11 \pm 20,99$ ve $11,2 \pm 12,1$ MPa olarak bulunmuştur. Elde edilen bulgular arasındaki farklar istatistiksel olarak anlamlı bulunmuştur. Dolayısıyla Hipotez A (Kullanılan CAD-CAM restorasyon materyalinin yapıştırma simanına olan bağlanma dayanımına etkisi yoktur) reddedilmiştir.

Frankenberger ve ark. (163) tarafından yapılan, Lava Ultimate ve IPS e.max CAD materyalinin kullanıldığı bir çalışmada bu materyaller çeşitli yüzey işlemlerinden geçirilerek Calibra ve RelyX Unicem resin siman ile yapıştırılmıştır. Elde edilen μ GBD değerleri Lava Ultimate için ortalama 12 MPa ve IPS e.max CAD için ortalama 15 MPa bulunmuştur. Bizim çalışmamızda ise Lava Ultimate için ortalama $51,11$ MPa ve IPS e.max CAD için ortalama $11,2$ MPa olarak bulundu. Söz konusu çalışmada 15,000 termal siklusla yaşlandırma yapılmıştır. Bizim çalışmamızla arasında olan çelişkiye, siman olarak RelyX Ultimate kullanmamızın (RelyX Unicem self-adeziv bir simandır, asitleme ve adeziv uygulama işlemi gerektirmez) ve termal siklus uygulamamızın etki ettiğini düşünmekteyiz. Wahsh ve ark. (173) tarafından yapılan, yine Lava Ultimate ve IPS e.max CAD materyalinin kullanıldığı başka bir bağlanma çalışmasında ise Lava Ultimate grupları, IPS e.max CAD'den daha yüksek bağlanma değerleri vermiştir. Bu durumu her iki materyalin mikroyapılarının farklı olmasından esneme dirençlerinin ve resilienslerinin farklı

olmasına ve Lava Ultimate materyalinin kompozit ağırlıklı bir materyal olmasına bağlamışlardır. Sonuçlar bizim çalışmamızı destekler niteliktedir.

Çalışmamızda test örnekleri hazırlanırken IPS e.max CAD gruplarında fazla sayıda kopma yaşandı. Bunun sebebi IPS e.max CAD parçalarının özellikle sinterlemeden sonra Lava Ultimate'a göre çok daha sert olmasından dolayı elmas kesme diski ile dilimlenirken materyalde daha fazla stres oluşması olabilir. Bu durum IPS e.max CAD gruplarındaki test öncesi başarısızlıkları açıklayabilmektedir. Ayrıca, elde edilen örneklerde de mikrokırıklar oluşmuş, bu yüzden mikrogerilim bağlanma dayanımları genel olarak düşmüş olabilir. Ek olarak Lava ultimate kompozit ağırlıklı bir materyal olduğundan rezin siman ile daha benzer özellikler taşımaktadır. Seramik ile rezin siman karşılaştırıldığında ise iki farklı yapıdaki materyal karşımıza çıkmaktadır. Buna ilaveten Lava Ultimate materyali ile yüksek bağlanma dayanımı elde etmemize adeziv sistem olarak kullandığımız Scotchbond Universal sistemi de etki etmiş olabilir. Çünkü bu adeziv içeriğindeki MDP fosfat monomerin, Lava Ultimate içeriğindeki zirkonya doldurucuları ile de kimyasal reaksiyona girerek daha güçlü bir bağlantı oluşturduğu belirtilmiştir (171).

Yapılan istatistiksel analize göre bağlanma dayanımının uygulanan yüzey işlemlerine göre değiştiği ve aralarındaki farkların anlamlı olduğu belirlendi. Böylece Hipotez B (Uygulanan yüzey işleminin CAD-CAM restorasyon materyallerinin yapıştırma simanına olan bağlanma dayanımına etkisi yoktur) reddedilmiş oldu.

Sonuçlar incelendiğinde, Cojet uygulamasının ortalama 47,54 MPa ile diğer bütün işlemlere göre daha üstün sonuçlar verdiği gözlemlenmiştir. Cojet uygulaması en iyi sonuçları Lava Ultimate materyali ve silan+adeziv ile beraber kullanıldığında vermiştir.

Çalışmamızda Lava Ultimate gruplarında Cojet ve kumlama işlemi arasındaki fark anlamlı değilken IPS e.max CAD gruplarında istatistiksel olarak anlamlıdır. Bouschlicher ve ark. tarafından kompozit içerikli materyaller ile yapılan bir çalışmaya göre Cojet bu tür materyallerde kumlama işlemi ile yakın sonuçlar vermektedir (202). Cojet ve kumlamanın materyal yüzeyinde benzer düzeyde pürüzlü bir topografya oluşturduğunu belirtmişlerdir. Wahsh ve ark. (173) Lava

Ultimate ve IPS e.max CAD materyallerini ve çeşitli adeziv sistemleri kullandıkları makaslama bağ dayanımı testinde Cojet kullanımıyla mikroretantif alanların ve yüzey ıslanabilirliğinin arttığını ve bağlantının güçlendiğini belirtmişlerdir.

Çömlekoğlu ve ark. (160) farklı yüzey pürüzlendirme işlemlerinin üç farklı yapıştırıcı simanın IPS e.max seramiğine olan makaslama bağlanma dayanımı üzerine etkisini inceledikleri çalışmalarında elde edilen sonuçlara göre yalnızca tribokimyasal silika kaplama (Cojet) uygulanan grup, yalnız HF asit uygulanan gruba yakın değerler vermiştir. Tribokimyasal silika kaplama işleminde, basınçla gönderilen silika kaplı partiküllerin yüzeye penetre olarak mikromekanik kilitlemeyi sağlayan bir yüzey geometrisini oluşturduğu ve silika ile kaplanmış seramik yüzeyi ile silanın oluşturduğu kimyasal bağlanmayı artırdığı belirtilmiştir. Ayrıca HF asit uygulamasıyla kimyasal bağlantı için gerekli olan yüzeydeki silika tabakasının bir bölümünün ortadan kalktığı ifade edilmiştir. Bu çalışmanın sonucuna göre; tribokimyasal silika kaplamanın (Cojet) HF asit uygulamasına alternatif bir yüzey işlemi olduğu söylenebilir. Bizim çalışmamızda ise Cojet, seramik materyalde HF aside göre daha iyi sonuçlar vermiştir. Bu farka bizim çalışmamızda kullanılan test yöntemi ve yapıştırma simanının farklılığı neden olmuş olabilir. Siman içeriğindeki doldurucu oranının ve simanın yüzey ıslatabilme yeteneğinin bağlanmayı etkilediği ifade edilmiştir (203). Lava Ultimate materyalinde Cojet ve HF asit arasındaki fark büyükken IPS e.max CAD grubunda bu fark çok daha azdır. Bu yüzden HF asidin lityumdisilikat bazlı seramiklerde daha iyi sonuçlar verdiği söylenebilir.

Özcan and Vallittu (125), çalışmalarında, seramik materyallerine uyguladıkları üç farklı yüzey işleminin bağlantı kuvveti değerlerine etkisini incelemişlerdir. Yüzey işlemi olarak HF asit, kumlama ve tribokimyasal silika kaplama uygulamaları yapılmıştır. Bu çalışmadaki materyallerden olan lityum disilikat seramik IPS Empress 2 en iyi sonuç tribokimyasal silika kaplama işlemi ile elde edilmiştir. Cojet uygulamasıyla seramik yüzeyinin silika içeriğinin arttığını ve silanın sağladığı bağlantı için daha elverişli hale geldiğini belirtmişlerdir. IPS Empress 2 materyalinin yapısal olarak çalışmamızda kullanılan IPS e.max CAD materyali ile oldukça benzediği düşünüldüğünde bu sonuç çalışmamızı destekler niteliktedir.

Yavuz ve ark. (108) IPS Empress e.max ve Vita In-Ceram Zirconia ile yaptıkları çalışmada bu materyallerin Clearfil Esthetic simanına olan makaslama bağ dayanımını incelemişler, IPS Empress e.max seramiğinde Cojet işleminin ve HF asit işleminden anlamlı olmasa da daha yüksek bağlanma dayanımı sonuçları sağladığını ifade etmişlerdir. Tribokimyasal silika kaplaması sonrası silan uygulamasının kimyasal bağlanmayı artırdığını, HF asit uygulamasında ise cam fazın çözünmesiyle oluşan yüzey düzensizliği sayesinde IPS e.max materyalinde tribokimyasal silika işlemine yakın bağlanma değerleri sağladığı belirtilmiştir.

IPS empess 2 ve Rely X simanı ile yapılan bir çalışmada tribokimyasal silika kaplama (Rocatec) işleminin en iyi sonuçları verdiği belirtilmiştir (204). Valandro ve ark. (115) yaptıkları çalışmada hem Cojet hem de Rocatec silika kaplama sistemlerinin Panavia F rezin simanın Procera All Ceram seramiğine olan bağlanma dayanımı değerlerini artırdığını belirtmişlerdir. Amaral ve ark. (172) yaptıkları çalışmada In-ceram zirkonya seramik bloklarına üç farklı yüzey işlemi uygulayıp rezin simanın mikrogerilim bağlanma dayanımına etkisini inceledikleri çalışmalarında, hem Cojet hem de Rocatec uygulamasının bağlanma dayanımı değerlerini artırdığı belirtilmiştir. Bu olumlu sonuçları genel olarak üç mekanizmaya bağlamışlardır, bunlar; yüzey topografyasının değişmesiyle rezin ve materyal arasında mikromekanik bağlanmanın sağlanması, silika kaplı seramik yüzeyinde silanın kimyasal bağlantı oluşturması ve adeziv rezinlerdeki MDP monomeri ile alüminyumoksit partikülleri arasında kimyasal bağlanmanın meydana gelmesidir.

Çalışmamızda uygulanan 50 µm kum işlemi, Lava Ultimate gruplarında Cojet ile beraber en iyi sonuçları vermiştir. IPS e.max CAD gruplarında ise Cojet işleminin ardından gelmiştir HF asit işlemi ile aralarında anlamlı bir fark yoktur.

Literatürde Lava Ultimate'yı da bu bağlamda değerlendirebileceğimiz indirekt kompozitlerde genel olarak en etkili yüzey işleminin 50 µm Al₂O₃ kum olduğu bildirilmiştir (170). Elsaka ve ark. (171) yaptıkları mikrogerilim çalışmalarında Lava Ultimate materyalinde kumlama işleminin HF asit işleminden daha etkili olduğunu bildirmişlerdir. Kumlama işlemi ile oluşan yüzey pürüzlülüğünün daha fazla olduğu ve bu durumun ıslanabilirliği artırarak bağlanmayı kuvvetlendirdiğini belirtmişlerdir.

Awliya ve ark. (175) yüksek oranda alümina içeren seramiklerle yaptıkları çalışmada en iyi bağlanma dayanımını kumlama işlemi ile elde ederken, en düşük bağlanma dayanımını herhangi bir yüzey işlemi uygulanmayan kontrol grubu ve %9,6 HF uygulanan gruplardan elde etmişlerdir. 50 µm Al₂O₃ partikülleri ile yapılan kumlama işleminin bağlantı kuvveti açısından, HF asit ile asitleme işleminden, %37 fosforik asit ile asitleme işleminin elmas frezle pürüzlendirilmesi kombinasyonundan ve herhangi bir yüzey işleminin uygulanmadığı kontrol grubundan daha iyi sonuçlar verdiği bulunmuştur. Kumlama işlemi ile yüzeyde daha fazla silika doldurucunun açığa çıktığını ve silan moleküllerinin kimyasal olarak daha iyi bağlanmasının sağlanarak bağlanma dayanımının artmış olduğunu belirtmişlerdir (202). Çalışmamızda bu durumu destekleyici olarak kumlama işlemi ardından silan+adeziv uygulamasının HF asit işlemi ardından silan+adeziv uygulamasına göre daha iyi sonuçlar verdiği bulunmuştur.

Frankenberger ve ark. (163) tarafından yapılan Lava Ultimate ve IPS e.max CAD materyallerinin de kullanıldığı çalışmada materyallerin çeşitli yüzey işlemlerinden sonra Prime Bond XP, RelyX Unicem ve Calibra simanına olan mikrogerilim bağlanma dayanımları ölçülmüştür. Lava Ultimate materyalinde en yüksek bağlanma dayanımı kumlama ile elde edilirken IPS e.max CAD materyalinde HF asit uygulamasıyla elde edilmiştir. Bizim çalışmamızda ise IPS e.max CAD materyalinde HF asit ve kumlama arasında anlamlı bir fark yoktur. Sözü edilen çalışmada bizim çalışmamızdan farklı olarak Prime Bond XP, RelyX Unicem ve Calibra olmak üzere üç farklı siman kullanılmış ayrıca 10.000 kez termal siklus işlemi örneklere uygulanmıştır.

Çalışmada elde ettiğimiz sonuçlar Davide ve ark. tarafından yapılan çalışmanın sonuçları ile uyumludur. Çalışmalarında dual cure self adeziv resin RelyX Ultimate ve Panavia SA kullanmışlardır. Lava Ultimate yüzeyini kumlama işleminin yüzey pürüzlülüğünü artırarak bağlanmayı artırdığını ifade etmişlerdir (205).

Çalışmamızda HF asit uygulaması bağlanma dayanımı açısından, Lava Ultimate gruplarında diğer yüzey işlemlerine göre düşük bağlanma dayanımı gösterirken IPS e.max CAD gruplarında ise kumlama ile arasında anlamlı bir fark

yoktur. Lava Ultimate daha çok kompozit yapısında olduğu için bu sonuç doğal olarak karşılanmıştır.

Lava Ultimate'i de bu bağlamda değerlendirebileceğimiz indirekt kompozitlerin yüzeyine farklı konsantrasyonlarda HF asit uygulamasının bağlanma dayanımında iyi sonuçlar vermediği belirtilmiştir. Kompozit içerikli materyaller yüzeyine HF asit uygulandığında yapıdaki doldurucu faz erimekte ve retansiyonu olumsuz şekilde etkilemektedir. Ayrıca ek olarak silan uygulandığında da HF asidin rezin nanoseramik materyallerdeki cam doldurucuları çözerek silan için retansiyon alanı bırakmadıkları bildirilmiştir (170). Frankenberger ve ark. (163) tarafından yapılan çalışmada bu durumu destekler nitelikte olarak Lava Ultimate gruplarında HF asit işlemiyle kumlamaya göre daha düşük sonuçlar elde edilmiştir. Bu sonuçlar bizim çalışmamızla da benzerdir.

Elsaka'nın (171) Lava Ultimate materyali ve Bifix SE rezin simanı ile yaptığı mikrogerilim dayanımı çalışmasında da, HF asit uygulanan grup, 110 μ kum uygulanan gruba göre anlamlı olarak düşük bağlanma dayanımı değerleri vermiştir. Bu durumu HF asidin materyal yüzeyinde kumlama işlemine göre daha az pürüzlülük oluşturmasına bağlamıştır. Bizim çalışmamızda da benzer olarak Lava Ultimate yüzeyine HF asit uygulandığında nispeten düz bir yüzey olduğu gözlenmiştir.

Cekic-Nagas ve ark. (206) tarafından yapılan Lava Ultimate materyali ve Rely X Ultimate simanı kullanılan çalışmada HF asit uygulaması ve zımpara ile pürüzlendirme yüzey işlemleri arasında anlamlı bir fark bulunamamıştır. HF asit işleminin rezin bazlı materyallerin yüzeyinde gerekli düzensiz alanı oluşturamadığını belirtmişlerdir.

Ayad ve ark. (207) tarafından yapılan, ısı ile preslenebilir seramiğin bağlanma dayanımı üzerine farklı yüzey işlemlerinin etkisini inceledikleri çalışmada, HF asit ile pürüzlendirmenin seramik ve diş dokusu arasında en yüksek bağlanma kuvveti değerini sağladığı bulunmuştur. Bu durumu seramik yüzeyinde oluşan çeşitli boyutlarda gözenekler ve oluklarla karakterize yüzey topografyasına bağlamışlardır.

Akova ve ark. (208) tarafından yapılan, porselen-kompozit bağlantısına farklı yüzey işlemlerinin etkisinin incelendiği çalışmada gruplar yüzey işlemlerine göre: ortofosforik asit uygulanan, fosforik asit ve silan uygulaması, HF asit uygulanan, HF asit ve silan uygulanan, kumlama işlemi yapılan, kumlama işlemi ve silan uygulanan, tribokimyasal silika uygulaması (Cojet) ve yüzey işlemi uygulanmayan kontrol grubu olmak üzere toplam 8 gruba ayrılmıştır. En yüksek makaslama bağlanma dayanımı değeri HF asit ve silan uygulanan grupta gözlenirken, en düşük değer sadece fosforik asit ile pürüzlendirilen grupta gözlenmiştir. HF asitin seramik yüzeyinde gözenekli düzensiz alanlar oluşturduğu ve rezinin bu mikroratif alanlara penetre olduğu bildirilmiştir. Bizim çalışmamızda ise Cojet ile daha iyi sonuçlar elde edilmiştir. Bu durum kullanılan materyallerin farklılığından ve sözü edilen çalışmada makaslama bağlanma dayanımı ölçüldüğünden kaynaklanıyor olabilir. Ayrıca çalışmamızda Cojet uygulamasıyla IPS e.max yüzeyinde HF aside göre daha fazla pürüzlülüğün olduğu SEM analizinde gözlenmiştir.

Guarda ve ark. (98) yaptıkları çalışmada IPS e.max CAD materyalinin Rely X ARC yapıştırma simanına olan bağlanma dayanımını ölçmüşlerdir. Yorgunluk işlemi ile termal siklus uygulanan gruplarda 50 µ kumlama ve %10 HF asit yüzey işlemleri ile elde edilen mikrogerilim bağlanma dayanımı değerleri arasında anlamlı bir fark olmadığını belirtmişlerdir. Her iki işleminde zayıf cam fazı çözerek materyal yüzeyini benzer düzeyde retatif hale getirdiği ifade edilmiştir. Bu sonuçlar bizim çalışmamızla benzerdir.

Çalışmamızda HF asit, silan+adeziv uygulamasıyla beraber kullanıldığında bağlanma dayanımında daha yüksek sonuçlar elde edilmiştir. HF asitin, silan kullanılmadan uygulandığı durumlarda, kimyasal bağlantı oluşmadığından dolayı bazı yeni seramik materyallerde yeterli bağlanma dayanımını sağlayamadığı daha önceki çalışmalarda gösterilmiştir (179).

HF asidin ağız içinde kullanımının bazı zararlı etkileri olduğu bildirilmiştir. Bu yüzden özellikle ağız içi seramik tamiri gibi vakalarda HF asit yerine, tribokimyasal silika kaplama işleminin kullanımı düşünülebilir (160). Çalışmamızda özellikle silan+adeziv uygulamasıyla kullanıldığında Cojet'in IPS e.max CAD gruplarında HF asitten daha iyi sonuçlar vermesi bu durumu desteklemektedir.

Çalışmamızda Lava Ultimate gruplarında Er:YAG lazer kontrol grubuna göre bağlanma dayanımı değerlerini artırmasa da IPS e.max CAD gruplarında kontrol grubuna göre bağlanma dayanımı değerlerini anlamlı derecede artırmıştır. Fakat kontrol gruplarında örnek alınamadığından ortalamanın '0' olarak hesaplandığı da göz önünde bulundurulmalıdır.

Gökçe ve ark. (129) Er:YAG lazerin seramik yüzeyini pürüzlendirme etkinliğini inceledikleri çalışmalarında seramik materyali olarak lityum disilikat seramik olan IPS Empress 2 kullanılmış, kontrol, HF asit ve sırasıyla Er:YAG lazerin 300 mj, 600 mj ve 900 mj olarak uygulandığı gruplara ayrılmıştır. Çalışmaya göre Er:YAG lazer 600 mj ve 900 mj olarak uygulandığında bağlanma dayanımı değerleri kontrol grubuna göre artmazken Er:YAG lazer düşük enerjili (300 mj) olarak uygulandığında bağlanma dayanımı kontrol grubuna göre daha yüksek ve HF asite yakın bulunmuştur. Dolayısıyla Er:YAG lazerle pürüzlendirmenin HF aside alternatif olabileceği belirtilmiştir. Er:YAG lazerin mikropatlama ve ablasyon yoluyla materyal yüzeyinde düzensizlikler oluşturduğu, fakat lokal ısı değişimlerinin materyal içinde yıkıcı gerilimlere neden olabileceği belirtilmiştir. Lazer enerjisinin 300 mj olarak ayarlandığı gruplarda düzensiz yapıda lityum disilikat kristalleri ortaya çıkmış, 600 ve 900 mj gibi yüksek enerjilerde ise lityum disilikat kristalleri çözülmeye uğramıştır.

Bizim çalışmamızda ise Er:YAG lazer uygulanan IPS e.max CAD grupların bağlanma dayanımı değerleri HF asit uygulamasına göre oldukça düşüktür, ancak Er:YAG lazer uygulanan iki gruptan örnek alınmadığı göz önünde bulundurulmalıdır. Ayrıca sözü edilen çalışmada makaslama bağlanma dayanımı testi yapılmış ve örnek kaybı yaşanmamıştır.

Yavuz ve ark. (108) IPS e.max ve Vita In-Ceram Zirconia ile yaptıkları çalışmada bu materyallerin Clearfil Esthetic simanına olan makaslama bağ dayanımını incelemişler ve Er:YAG lazerin bazı gruplarda bağlanma dayanımını artırsa da genel olarak kontrol grubuna göre anlamlı bir farka sahip olmadığını belirtmişlerdir. Sözü edilen çalışmada bizim çalışmamızdan farklı olarak 500 mj enerjili lazer kullanılmıştır.

Yapılan istatistiksel analize göre bağlanma dayanımının uygulanan silanlama prosedürüne göre değiştiği ve aralarındaki farkların anlamlı olduğu belirlendi. Böylece Hipotez C (Uygulanan silanlama prosedürünün CAD-CAM restorasyon materyallerinin yapıştırma simanına olan bağlanma dayanımına etkisi yoktur) reddedilmiş oldu.

Silanların özelliklerinin etkin olabilmesi için yüzeyde silika tabakasının bulunması gereklidir (124). Çalışmamızda, en yüksek değerleri tribokimyasal silika kaplama sonrası silan+adeziv uygulamasıyla elde etmemiz bu durumla açıklanabilir. Yine çalışmamızda silan+adeziv kullanımı, sadece adeziv kullanılan ve sadece silan kullanılan gruplara göre bağlanma dayanımını anlamlı derecede artırmıştır.

Lava Ultimate'ın da dahil olduğu indirekt kompozitlerin yüzeyine yapılan silan uygulanması, bağlanma dayanımı değerlerini artıran önemli bir faktör olmuştur (170). Yoshida ve ark. (209) indirekt kompozitlerde yüzey işlemi olarak silan uygulamasını tercih etmişler ve bağlanma dayanımını artırdığını belirtmişlerdir

Pisani-Proenca ve ark. (15) rezin simanın, lityum disilikat seramiğe bağlanma dayanımına, silanın etkisini inceledikleri çalışmalarında, HF asit ile birlikte silan kullanıldığı durumda bağlanma dayanımı değerlerinin arttığı sonucu elde edilmiştir. Silanın HF asit ile oluşan mikroretantif alanlara akarak yüzey alanını artırdığı, seramik ile rezin siman arasındaki mikroskobik etkileşimi optimize ettiği belirtilmiştir.

Çalışmamızda kullanılan adeziv sistem olan Scotchbond Universal'in (3M ESPE, St. Paul, MN, ABD) silan içeriği olduğundan dolayı seramik ile kimyasal bir bağlantı oluşturduğu üretici firma tarafından bildirilmiştir. Çalışmamızda elde edilen sonuçlara göre ise silan+adeziv uygulaması anlamlı olarak sadece adeziv kullanımından daha iyi sonuçlar vermiştir. Bu durum, Wahsh ve ark. tarafından yapılan Lava Ultimate ve IPS e.max CAD materyalinin kullanıldığı çalışmada ayrı bir silan ajanının kullanılmasının, Scotchbond'a göre makaslama bağlanma dayanımını artırdığı şeklindeki sonuçları ile uyumludur. Bu durumu Scotchbond'un silan içeriğinin Monobond'dan çok daha az olmasına bağlamışlardır (173). Ancak Lava Ultimate+Cojet, Lava Ultimate+kumlama, Lava Ultimate+kontrol ve IPS

e.max CAD+HF asit gruplarında silan+adeziv uygulaması ve sadece adeziv uygulaması arasında anlamlı bir fark yoktur. Cojet ve kumlama işlemlerinin daha çok rezin bazlı materyallerde HF asit işleminin ise cam seramiklerde kullanıldığı düşünüldüğünde tek başına Scotchbond uygulaması, ek silan uygulaması karşısında bir alternatif olarak kabul edilebilir. Frankenberger ve ark. (163) tarafından yapılan çalışmada Lava Ultimate ve IPS e.max CAD materyali için yapılan Kumlama ve HF asit işlemlerinde ek olarak silan uygulamasının anlamlı bir etkisi olmadığı belirlenmiştir. Bizim sonuçlarımızla benzer nitelik taşımaktadır.

Çalışmamızda adeziv kullanılmadan sadece silan uygulanan gruplarda elde edilen bağlanma değerleri, adeziv kullanılan diğer iki gruba göre istatistiksel olarak anlamlı derecede düşüktür. Bu sonuç adeziv materyal olmadan sadece silan uygulamasının yeterli bağlantı direncini sağlayamadığını göstermiştir.

Çalışmamızdaki kopma tipi en çok materyal-rezin siman arayüzünde adeziv kopma tipi olarak gerçekleşmiştir. Lava Ultimate gruplarında materyal-rezin siman arayüzünde adeziv kopma tipinin oranı istatistiksel olarak, IPS e.max CAD gruplarına göre daha az iken karışık tip kopma daha fazladır. Bu durum, Lava Ultimate gruplarının daha yüksek bağlanma dayanımı göstermelerine bağlanabilir. Bağlanma dayanımının yüksek veya düşük oluşu, kopma tipini belirlemektedir. Düşük bağlanma dayanımı sonucunda rezin ve materyal arasındaki kopmanın adeziv tipte olduğu, daha yüksek bağlantı dayanımına sahip gruplarda ise koheziv ve karışık kopma tiplerinin çoğunlukta olduğu bildirilmiştir (201).

Ayrıca yine çalışmamızda farklı yüzey işlemleri uygulandığında görülen kopma tipleri incelendiğinde, tüm gruplarda en fazla materyal-rezin siman arayüzünde adeziv kopma tipi, arkasından da karışık kopma tipi görülmüştür. Materyal-rezin siman arayüzünde adeziv kopma tipinin oranı, yüksek bağlanma dayanımı gösteren Cojet, kumlama ve HF asit gruplarında daha az iken, lazer ve kontrol gruplarında daha fazladır. Materyalde koheziv tip kopma oranı en fazla Cojet grubunda gözlenirken, karışık tip kopma oranı ise en fazla HF asit grubunda gözlenmiştir.

Çalışmamızda adeziv+silan uygulanan ve yalnızca adeziv uygulanan gruplarda koheziv tip kopmalar sadece silan uygulanan gruba göre az miktarda da olsa daha fazla görülmüştür. Bu durum adeziv+silan ve sadece adeziv uygulamasının, tek başına silan uygulanmasına göre bağlanma dayanımını artırmasıyla açıklanabilir.

Çömlekoglu ve ark. (160) yaptıkları çalışmada yalnızca tribokimyasal silika kaplama işlemi uygulanan gruplarda, toplamda adeziv ve karışık tip kırılmaları gözlerken, yalnızca HF asit uygulanan grupta, karışık tip kopmaları, HF asit sonrası tribokimyasal silika işlemi uygulanan gruplarda ise simanda koheziv ve karışık tip kopmaları daha fazla gözlemiştir. Bu durumu HF asit sonrası tribokimyasal silika kaplamasıyla bağlanma dayanımının artmasına bağlamışlardır.

Akova ve ark. (208) yaptıkları çalışmada, sadece fosforik asit uygulanan seramiklerin tamamında adeziv tip kopma olduğunu, buna ek olarak silan uygulandığında örneklerin yarısının adeziv tip kopmaya sahip olduğunu belirtmişlerdir. Kumlama ile silan uygulanan grupta ve tribokimyasal kaplama yapılan gruplarda ise tamamen koheziv tip kopmaların olduğu belirtilmiştir.

Elsaka (171), Lava Ultimate materyali ve Bifix SE rezin simanı ile yaptığı mikrogerilim dayanımı çalışmasında, HF asit ve silan uygulanan grup, yalnızca HF asit uygulanan grup, 110µ kum ve silan uygulanan grup ve yalnızca 110µ kum uygulanan grupta daha çok karışık tip kopma ile karşılaştığını belirtirken, bağlanma dayanımı en zayıf olan kontrol grubunda ise adeziv tip kopma ile karşılaştığını ifade etmiştir.

Çalışmamızda incelediğimiz SEM görüntülerinde; hiçbir yüzey işlemi uygulanmadığında düz bir yüzey olduğu, Cojet uygulamasıyla Lava Ultimate materyalinde daha fazla olmak üzere puslu ve beyaz alanların gözlendiği homojen düzensiz bir yüzey olduğu, kumlama uygulamasıyla yine Lava Ultimate materyalinde girintili çıkıntılı olmak üzere sığ erozyonlu bir alan olduğu, HF asit uygulamasıyla Lava Ultimate materyalinde nispeten düz alanların IPS e.max CAD materyalinde ise lityumdisilikat kristallerin açığa çıkmasıyla yarıklarla beraber girintili çıkıntılı bir yüzey olduğu, Er:YAG Lazer uygulamasıyla ise ablasyon

etkisiyle uniform olmayan düzensizliklerin bulunduğu bir yüzeyin olduğu gözlenmiştir.

Farklı seramik yüzey işlemlerinin etkilerinin SEM’de değerlendirildiği bir çalışmada, tribokimyasal silika kaplama işlemi ile yüzeyde puslu görünümde beyaz noktalar, kumlama işlemi ve tribokimyasal silika kaplama işlemi uygulanmasıyla yüzeylerde sığ erozyon oluşumları, HF asit uygulaması ile de seramik yüzeyinde küçük fissürler, mikroçatlaklar ve çok derin penetrasyon alanları gözlemlenmiştir. Gözlenen düzensizliklerin boyutları uygulanan işleme göre farklılıklar göstermiştir (208).

Gökçe ve ark. (129) HF asit ve Er:YAG lazerin bağlanma dayanımına etkisini inceledikleri çalışmalarında SEM incelemesi sonucu, HF asit ile uygulanan seramik yüzeylerinde lityum disilikat kristallerinin açığa çıkarak düzensiz alanlar oluşturduğunu belirtmişlerdir. Böylece iyi bir bağlanma sağlanmıştır. Er:YAG lazerin enerjisinin 300 mJ olarak ayarlandığı gruplarda düzensiz yapıda lityum disilikat kristalleri ortaya çıkmış, 600 ve 900 mJ gibi yüksek enerjilerde ise lityum disilikat kristalleri çözülmeye uğramıştır.

Yan ve ark. (210) yaptıkları çalışmada; PMMA CAD-CAM kompoziti yüzeyine HF uygulanmasıyla orta derecede bir pürüzlenme ile yüzeyde küçük porların varlığını, kumlama ile büyük bir yüzey pürüzlülüğünün ve düzensiz alanların oluştuğunu belirtmişlerdir. Lava Ultimate materyalinde kumlama ile HF aside göre daha yüksek bağlanma dayanımı elde etmemiz bu veri ile uyumludur.

Elsaka (171) Lava Ultimate materyali ve Bifix SE rezin simanı ile yaptığı mikrogerilim dayanımı çalışmasının SEM görüntülerine dayanarak HF asidin kumlama işlemine kıyasla materyal yüzeyinde daha az pürüzlülük oluşturduğunu belirtmiştir. Çalışmamızda Lava Ultimate gruplarında kumlama ile daha yüksek bağlanma dayanımı elde etmemiz bu veri ile uyumludur.

6. SONUÇLAR

Çalışmamızda dual-cure rezin simanın (RelyX Ultimate-3M ESPE, St. Paul, MN, ABD) farklı yüzey teknikleri ve silanlama prosedürleriyle hazırlanmış IPS e.max CAD (Ivoclar AG, Schaan, Liechtenstein) ve Lava Ultimate (3M ESPE, St. Paul, MN, ABD) CAD CAD-CAM materyallerine olan bağlanma dayanımı incelenmiştir. Çalışmanın sonuçları aşağıdaki gibi sıralanabilir.

1) RelyX Ultimate yapıştırma simanının Lava Ultimate materyaline olan bağlanma dayanımı, IPS e.max CAD materyaline olan bağlanma dayanımından daha yüksektir.

2) Lava Ultimate materyali için en iyi bağlanma değerleri Cojet ve kumlama ile elde edilmiştir. HF asit, Lazer ve kontrol grubunun arasında anlamlı fark yoktur. Bu nedenle Lava materyali üzerine yüzey işlemi olarak Cojet ve kumlama önerilebilir.

3) IPS e.max CAD materyali için en iyi bağlanma değerleri Cojet işlemi ile elde edilmiştir. Bunu kumlama ve HF asit işlemi takip etmektedir. Er:YAG Lazer işlemi ise bağlanmayı anlamlı derecede düşürmektedir. Bu yüzden IPS e.max CAD materyali için Cojet, HF asit ve kumlama yüzey işlemleri önerilebilir.

4) Silan+adeziv işlemi ile genel olarak yalnızca adeziv uygulama işlemine göre anlamlı olarak yüksek bağlanma değerleri elde edilmiştir. Tek başına silan uygulaması ise bağlantıyı anlamlı derecede düşürmektedir. Bu nedenle tek başına silan uygulaması önerilmemektedir.

5) Ancak Lava Ultimate materyalinde Cojet veya kumlama uygulandığında ve IPS e.max CAD materyalinde ise HF asit uygulandığında silan+adeziv işlemi ile yalnızca adeziv uygulama işlemi arasında anlamlı bir fark yoktur. Cojet ve kumlama işlemlerinin daha çok rezin bazlı materyallerde HF asit işleminin ise cam seramiklerde kullanıldığı düşünüldüğünde tek başına Scotchbond uygulaması, ek silan uygulaması karşısında bir alternatif olarak kabul edilebilir.

ÖZET

Farklı Yüzey Hazırlama ve Silanlama Tekniklerinin CAD-CAM Materyallerinin Bağlanma Dayanımına Etkisi

Günümüzde CAD-CAM sistemleri ile yapılan restorasyonlar diş hekimliğinde giderek yaygınlaşmaktadır. Bu restorasyonların diş dokularına bağlanmasını sağlayan adeziv sistemlerde de gelişmeler yaşanmaktadır. Yapıştırma simanlarının restorasyona olan bağlanma dayanımı, restorasyonun başarısı açısından önemlidir. Simantasyondan önce materyale uygulanan yüzey hazırlama işlemleri iyi bir adezyon açısından kritik öneme sahiptir.

Bu çalışmanın amacı farklı yüzey hazırlama teknikleri ve silanlama prosedürlerinin RelyX Ultimate simanın CAD-CAM materyallerine olan bağlanma dayanımına etkisini değerlendirmektir.

Çalışmada Lava Ultimate ve IPS e.max CAD materyalleri kullanılarak oluşturulan parçalara yüzey hazırlama metodu olarak; Cojet, kumlama, HF asit ve Er:YAG lazer uygulandı. Ayrıca hiçbir ajanın uygulanmadığı kontrol grubu elde edildi. Bu grupların kendi içlerinde, silan+adeziv, yalnızca adeziv ve yalnızca silan uygulanan alt grupları elde edildi. Parçalar, RelyX Ultimate ile birbirlerine yapıştırılıp hassas kesme cihazı ile 1mm²'lik test çubukları elde edildi. Örnekler çekme testine tabi tutulup mikrogerilim bağlantı değerleri hesaplandı. Kopma yüzeyleri stereomikroskop ve SEM ile değerlendirildi. Elde edilen değerler ANOVA ve Tukey's HSD testleri ile analiz edildi.

Çalışma sonucunda Lava Ultimate'in, IPS e.max CAD'e göre daha yüksek bağlanma değerlerine sahip olduğu gözlemlendi. Lava Ultimate gruplarında Cojet ve kumlama işlemi diğer yöntemlere göre daha etkili bulundu. IPS e.max CAD gruplarında Cojet işlemi en etkili yöntemken ardından gelen kumlama ve HF asit işlemi arasında anlamlı fark bulunmadı. Er:YAG lazer ise bağlanmayı anlamlı derecede düşürdü. Her iki materyalde de en iyi sonuçlar sırasıyla silan+adeziv, yalnızca adeziv ve yalnızca silan uygulamalarıyla elde edildi.

Anahtar sözcükler: Bağlanma dayanıklılığı, CAD-CAM, Yüzey hazırlama teknikleri

ABSTRACT

The Effect of Different Surface Preparation and Silane Techniques on the Bond Strength of CAD-CAM Materials

Nowadays, restorations which made using CAD-CAM systems, are becoming widespread. Also improvements have occurred about adhesive systems which enables connection between restoration and tooth structure. Bond strength of luting cements to restorations is important for the success of restorations. Surface treatments applied to material prior to cementation has a critical importance for good adhesion.

The aim of this study is to investigate the effects of different surface treatments and silane techniques on bond strength between RelyX Ultimate cement and CAD-CAM materials.

Cojet, sandblasting, HF acid and Er:YAG laser applied as surface treatment method to pieces derived from Lava Ultimate and IPS e.max CAD. In addition, a control group was created. In these groups, silane+adhesive and only adhesive and only silane subgroups was created. The pieces were luted to each other with cement and 1mm² bars were obtained using precision cutting device. The samples were tested and microtensile bond strength values were calculated. The failure types were evaluated according to stereomicroscope and SEM images. For statistical analyses, ANOVA and Tukey's HSD tests were used.

In the conclusion, Lava Ultimate's bond strength values were higher than, IPS e.max CAD's values. In Lava Ultimate groups, Cojet and sandblasting procedures were more effective than other methods. In IPS e.max CAD groups while Cojet procedure was the most effective, there was no significant difference between ensuing sandblasting and HF acid procedures. Er:YAG laser reduced the bond strength significantly. For both materials, the best results were obtained with silane+adhesive, only adhesive and only silane application respectively.

Keywords: Bond strength, CAD-CAM, surface treatment techniques

KAYNAKLAR

1. Makkar S, Malhotra N. Self-adhesive resin cements: a new perspective in luting technology. *Dent Update* 2013;40(9):758-760, 763-754, 767-758.
2. Santos Jr GC, Santos Jr M, Rizkalla AS, Madani D, El-Mowafy O. Overview of CEREC CAD/CAM chairside systems. *European Journal of General Dentistry* 2013;61(1):36-40.
3. Fasbinder DJ. Computerized technology for restorative dentistry. *Am J Dent* 2013;26(3):115-120.
4. Miyazaki T, Hotta Y, Kunii J, Kuriyama S, Tamaki Y. A review of dental CAD/CAM: current status and future perspectives from 20 years of experience. *Dent Mater J* 2009;28(1):44-56.
5. Manso AP, Silva NR, Bonfante EA, Pegoraro TA, Dias RA, Carvalho RM. Cements and adhesives for all-ceramic restorations. *Dent Clin North Am* 2011;55(2):311-332.
6. Blatz MB, Phark J-H, Ozer F, Mante FK, Saleh N, Bergler M, et al. In vitro comparative bond strength of contemporary self-adhesive resin cements to zirconium oxide ceramic with and without air-particle abrasion. *Clin Oral Investig* 2010;14(2):187-192.
7. Fuentes MV, Escribano N, Baracco B, Romero M, Ceballos L. Effect of indirect composite treatment microtensile bond strength of self-adhesive resin cements. *Journal of Clinical and Experimental Dentistry* 2016;8(1):e14-21.
8. Sharon E, Lipovezky-Adler M, Haramaty O, Smidt A. Retention or adhesion? *Refu'at ha-peh vaha-shinayim (1993)* 2013;30(2):24-29, 79.
9. D'Arcangelo C, Vanini L, Casinelli M, Frascaria M, De Angelis F, Vadini M, et al. Adhesive Cementation of Indirect Composite Inlays and Onlays: A Literature Review. *Compend Contin Educ Dent* 2015;36(8):570-578.
10. Sattabanasuk V, Charnchairerk P, Punsukumtana L, Burrow MF. Effects of mechanical and chemical surface treatments on the resin-glass ceramic adhesion properties. *J Investig Clin Dent* 2016.
11. Yoshida F, Tsujimoto A, Ishii R, Nojiri K, Takamizawa T, Miyazaki M, et al. Influence of surface treatment of contaminated lithium disilicate and leucite glass

ceramics on surface free energy and bond strength of universal adhesives. *Dent Mater J* 2015;34(6):855-862.

12. Duzyol M, Sagsoz O, Polat Sagsoz N, Akgul N, Yildiz M. The Effect of Surface Treatments on the Bond Strength Between CAD/CAM Blocks and Composite Resin. *J Prosthodont* 2015.

13. Porto TS, Porto BG, de Campos EA, Porto-Neto Sde T, da Silva MB, Bhandi SH, et al. Nd:YAG Laser to obtain Irregularities on the Inner Surface of Porcelain. *The Journal of Contemporary Dental Practice* 2015;16(6):451-457.

14. Prochnow C, Venturini AB, Grasel R, Bottino MC, Valandro LF. Effect of etching with distinct hydrofluoric acid concentrations on the flexural strength of a lithium disilicate-based glass ceramic. *Journal of Biomedical Materials Research Part B: Applied Biomaterials* 2016.

15. Pisani-Proenca J, Erhardt MCG, Valandro LF, Gutierrez-Aceves G, Bolanos-Carmona MV, Del Castillo-Salmeron R, et al. Influence of ceramic surface conditioning and resin cements on microtensile bond strength to a glass ceramic. *J Prosthet Dent* 2006;96(6):412-417.

16. Larson TD. Amalgam restorations: to bond or not. *Northwest Dentistry Journal* 2015;94(5):35-38.

17. Chauhan R. Good short-term survival rates for posterior resin composite restorations. *Evidence-based Dentistry* 2015;16(4):114-115.

18. Angeletaki F, Gkogkos A, Papazoglou E, Kloukos D. Direct versus indirect inlay/onlay composite restorations in posterior teeth. A systematic review and meta-analysis. *J Dent* 2016;53:12-21.

19. Yang B, Ludwig K, Adelung R, Kern M. Micro-tensile bond strength of three luting resins to human regional dentin. *Dent Mater* 2006;22(1):45-56.

20. Park SH, Yoo YJ, Shin YJ, Cho BH, Baek SH. Marginal and internal fit of nano-composite CAD/CAM restorations. *Restorative Dentistry & Endodontics* 2016;41(1):37-43.

21. Peumans M, Van Meerbeek B, Lambrechts P, Vanherle G. Porcelain veneers: a review of the literature. *J Dent* 2000;28(3):163-177.

22. Gomes G, Perdigão J. Prefabricated composite resin veneers—A clinical review. *Journal of Esthetic and Restorative Dentistry* 2014;26(5):302-313.

23. Prochnow EP, Amaral M, Bergoli CD, Silva TB, Saavedra G, Valandro LF. Microtensile bond strength between indirect composite resin inlays and dentin: effect of cementation strategy and mechanical aging. *The Journal of Adhesive Dentistry* 2014;16:357-363.
24. Santos MJ, Freitas MC, Azevedo LM, Santos GC, Jr., Navarro MF, Francischone CE, et al. Clinical evaluation of ceramic inlays and onlays fabricated with two systems: 12-year follow-up. *Clin Oral Investig* 2015.
25. Heymann HO, Swift Jr EJ, Ritter AV. *Sturdevant's art & science of operative dentistry*: Elsevier Health Sciences; 2014. 495-689 p.
26. Alfredo Filho M, Vieira LCC, Araujo E, Baratieri LN. Ceramic inlays and onlays: clinical procedures for predictable results. *Journal of Esthetic and Restorative Dentistry* 2003;15(6):338-352.
27. Crispin BJ. Indirect composite restorations: alternative or replacement for ceramic? *Compendium of continuing education in dentistry* (Jamesburg, NJ: 1995) 2002;23(7):611-614, 616, 618 passim; quiz 624.
28. Shellard E, Duke E. Indirect composite resin materials for posterior applications. *Compendium of continuing education in dentistry* (Jamesburg, NJ: 1995) 1999;20(12):1166-1171.
29. Lee KH, Yeo IS, Wu BM, Yang JH, Han JS, Kim SH, et al. Effects of Computer-Aided Manufacturing Technology on Precision of Clinical Metal-Free Restorations. *BioMed Research International* 2015;2015:619027.
30. Aeran H, Kumar V, Seth J, Sharma A. Computer Aided Designing-Computer Aided Milling in Prosthodontics: A Promising Technology for Future. *International Journal of Scientific Study* 2014;1(1):23.
31. Sjögren G, Bergman M, Molin M, Bessing C. A clinical examination of ceramic (Cerec®) inlays. *Acta Odontol Scand* 1992;50(3):171-178.
32. Andersson M, Carlsson L, Persson M, Bergman B. Accuracy of machine milling and spark erosion with a CAD/CAM system. *J Prosthet Dent* 1996;76(2):187-193.
33. Davidowitz G, Kotick PG. The use of CAD/CAM in dentistry. *Dent Clin North Am* 2011;55(3):559-570.

34. Dogan DO, Gorler O, Mutaf B, Ozcan M, Eyuboglu GB, Ulgey M. Fracture Resistance of Molar Crowns Fabricated with Monolithic All-Ceramic CAD/CAM Materials Cemented on Titanium Abutments: An In Vitro Study. *J Prosthodont* 2015.
35. 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.
36. Liu P-R, Essig ME. Panorama of dental CAD/CAM restorative systems. *Compendium of continuing education in dentistry (Jamesburg, NJ: 1995)* 2008;29(8):482, 484, 486-488 passim.
37. Silva NR, Witek L, Coelho PG, Thompson VP, Rekow ED, Smay J. Additive CAD/CAM process for dental prostheses. *J Prosthodont* 2011;20(2):93-96.
38. Liu P-R. A panorama of dental CAD/CAM restorative systems. *Compendium* 2005;26(7):507-513.
39. Shim JS, Lee JS, Lee JY, Choi YJ, Shin SW, Ryu JJ. Effect of software version and parameter settings on the marginal and internal adaptation of crowns fabricated with the CAD/CAM system. *Journal of Applied Oral Science* 2015;23(5):515-522.
40. Karaalioğlu OF, Duymuş ZY. Diş hekimliğinde uygulanan CAD/CAM sistemleri. *Atatürk Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi* 2008;2008(1).
41. Li RWK, Chow TW, Matinlinna JP. Ceramic dental biomaterials and CAD/CAM technology: State of the art. *Journal of Prosthodontic Research* 2014;58(4):208-216.
42. Awada A, Nathanson D. Mechanical properties of resin-ceramic CAD/CAM restorative materials. *J Prosthet Dent* 2015;114(4):587-593.
43. Yüksel DG, Çekiç C, Özkan DP. Metal desteksiz porselen sistemleri. *Atatürk Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi* 2000;2000(2).
44. Thomson H. The Science and Art of Dental Ceramics. *J R Soc Med* 1981;74(4):325.
45. Funda B, Hakkı Uİ. Tam Seramik Kuron Sistemleri. *Atatürk Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi* 2007;2007(2):33-42.
46. Brecker SC. Porcelain baked to gold—a new medium in prosthodontics. *J Prosthet Dent* 1956;6(6):801-810.

47. Lawson NC, Burgess JO. Dental ceramics: A current review. *Compend Contin Educ Dent* 2014.
48. Heffernan MJ. Relative translucency of six all-ceramic systems: University of Iowa; 2000.
49. Ersu B, Yuzugullu B, Yazici AR, Canay S. Surface roughness and bond strengths of glass-infiltrated alumina-ceramics prepared using various surface treatments. *J Dent* 2009;37(11):848-856.
50. Raigrodski AJ. Contemporary materials and technologies for all-ceramic fixed partial dentures: a review of the literature. *J Prosthet Dent* 2004;92(6):557-562.
51. Koçak DA, Türker ŞB. Diş hekimliğinde zirkonyum. *Atatürk Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi* 2006;2006(1).
52. Pröbster L. Compressive strength of two modern all-ceramic crowns. *The International Journal of Prosthodontics* 1991;5(5):409-414.
53. Mörmann WH, Bindl A. All-ceramic, chair-side computer-aided design/computer-aided machining restorations. *Dent Clin North Am* 2002;46(2):405-426.
54. Giordano R. Materials for chairside CAD/CAM-produced restorations. *The Journal of the American Dental Association* 2006;137:14S-21S.
55. Della Bona A. Bonding to ceramics: scientific evidences for clinical dentistry: Artes Médicas; 2009.
56. Attia A, Kern M. Fracture strength of all-ceramic crowns luted using two bonding methods. *J Prosthet Dent* 2004;91(3):247-252.
57. Matinlinna J. Processing and bonding of dental ceramics. *Non-metallic biomaterials for tooth repair and replacement* 2013:129-160.
58. Seghi RR, Sorensen JA. Relative flexural strength of six new ceramic materials. *Int J Prosthodont* 1995;8(3).
59. Giordano R, McLaren EA. Ceramics overview: classification by microstructure and processing methods. *Compend Contin Educ Dent* 2010;31(9):682-684.
60. Harrer W, Danzer R, Morrell R. Influence of surface defects on the biaxial strength of a silicon nitride ceramic—Increase of strength by crack healing. *Journal of the European Ceramic Society* 2012;32(1):27-35.

61. Ivoclar. IPS e.max CAD scientific documentation.2005. Available from: www.ivoclarvivadent.us.
62. Rinke S, Rödiger M, Ziebolz D, Schmidt A-K. Fabrication of Zirconia-Reinforced Lithium Silicate Ceramic Restorations Using a Complete Digital Workflow. *Case reports in dentistry* 2015;2015.
63. Rinke S, Pabel A-K, Rödiger M, Ziebolz D. Chairside Fabrication of an All-Ceramic Partial Crown Using a Zirconia-Reinforced Lithium Silicate Ceramic. *Case reports in dentistry* 2016;2016.
64. Apholt W, Bindl A, Lüthy H, Mörmann W. Flexural strength of Cerec 2 machined and jointed InCeram-Alumina and InCeram-Zirconia bars. *Dent Mater* 2001;17(3):260-267.
65. Chong K-H, Chai J, Takahashi Y, Wozniak W. Flexural strength of In-Ceram alumina and In-Ceram zirconia core materials. *Int J Prosthodont* 2002;15(2).
66. Brunton P, Smith P, McCord J, Wilson N. Procera all-ceramic crowns: a new approach to an old problem? *Br Dent J* 1999;186(9):430-434.
67. Oden A, Rowcliffe D. Flexure tests on dental ceramics. *Int J Prosthodont* 1996;9:434-439.
68. Borba M, de Araújo MD, Fukushima KA, Yoshimura HN, Cesar PF, Griggs JA, et al. Effect of the microstructure on the lifetime of dental ceramics. *Dent Mater* 2011;27(7):710-721.
69. Christel P, Meunier A, Heller M, Torre J, Peille C. Mechanical properties and short-term in vivo evaluation of yttrium-oxide-partially-stabilized zirconia. *J Biomed Mater Res* 1989;23(1):45-61.
70. Chai J, Chu F, Chow TW, Liang BM. Chemical solubility and flexural strength of zirconia-based ceramics. *Int J Prosthodont* 2007;20(6).
71. Ercan E, İbrahimova D, Hamidi MM. Kompozit İnley, İndirekt Porselen İnley Ve CAD/CAM İnley Sistemi İle Restore Edilen Dişlerin Kenar Sızıntılarının İncelenmesi: İn Vitro Çalışma. *Atatürk Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi* 2016;25(1):Basımda.
72. Aboushelib MN, Elsafi MH. Survival of resin infiltrated ceramics under influence of fatigue. *Dent Mater* 2016.

73. Albero A, Pascual A, Camps I, Grau-Benitez M. Comparative characterization of a novel cad-cam polymer-infiltrated-ceramic-network. *Journal of Clinical and Experimental Dentistry* 2015;7(4):e495-500.
74. Nguyen JF, Ruse D, Phan AC, Sadoun MJ. High-temperature-pressure polymerized resin-infiltrated ceramic networks. *J Dent Res* 2014;93(1):62-67.
75. El Zohairy AA, De Gee AJ, Mohsen MM, Feilzer AJ. Microtensile bond strength testing of luting cements to prefabricated CAD/CAM ceramic and composite blocks. *Dent Mater* 2003;19(7):575-583.
76. Zhi L, Bortolotto T, Krejci I. Comparative in vitro wear resistance of CAD/CAM composite resin and ceramic materials. *J Prosthet Dent* 2016;115(2):199-202.
77. Keul C, Müller-Hahl M, Eichberger M, Liebermann A, Roos M, Edelhoff D, et al. Impact of different adhesives on work of adhesion between CAD/CAM polymers and resin composite cements. *J Dent* 2014;42(9):1105-1114.
78. Turkmen C, Durkan M, Cimilli H, Oksuz M. Tensile bond strength of indirect composites luted with three new self-adhesive resin cements to dentin. *Journal of Applied Oral Science* 2011;19(4):363-369.
79. Ivoclar. Scientific Documentation Telio CAD 2010.
80. 3M Espe. 3M Paradigm MZ100 Block Technical Product File.
81. Coltene. BRILLIANT Crios Product Guideline. 2016.
82. VITAZahnfabrik. VITA ENAMIC® Technical and scientific documentation.
83. Coldea A, Swain MV, Thiel N. In-vitro strength degradation of dental ceramics and novel PICN material by sharp indentation. *Journal of the mechanical behavior of biomedical materials* 2013;26:34-42.
84. Coldea A, Swain MV, Thiel N. Mechanical properties of polymer-infiltrated-ceramic-network materials. *Dent Mater* 2013;29(4):419-426.
85. He L-H, Purton D, Swain M. A novel polymer infiltrated ceramic for dental simulation. *J Mater Sci Mater Med* 2011;22(7):1639-1643.
86. 3M Espe. Lava Ultimate Technical Product Profile. 2011.
87. GC America. Cerasmart Brochure. 2014.
88. Dental S. Shofu Block HC Product Profile. 2016.
89. Yamakin YPM. KZR-CAD HR2 Block Catalog. 2017.

90. Perdigão J, Swift Jr EJ, Roberson T, Heymann H, Swift Jr E. Fundamental concepts of enamel and dentin adhesion. *Sturdevant's Art & Science of Operative Dentistry* 2002;4:237-268.
91. Kinloch A. *Adhesion and adhesives: science and technology*: Springer Science & Business Media; 2012.
92. Tyas M, Burrow M. Adhesive restorative materials: a review. *Aust Dent J* 2004;49(3):112-121.
93. Burke F. Trends in indirect dentistry: 3. Luting materials. *Dent Update* 2005;32(5):251-254, 257-258, 260.
94. Stamatacos C, Simon J. Cementation of indirect restorations: an overview of resin cements. *Compendium of continuing education in dentistry (Jamesburg, NJ: 1995)* 2013;34(1):42-44, 46.
95. Sturdevant JR, Lundeen T, Sluder T. Clinical significance of dental anatomy, histology, physiology, and occlusion. *Sturdevant's Art & Science of Operative Dentistry*. 4th ed. St. Louis: Mosby 2006:15.
96. Yassini E, Mirzaei M, Alimi A, Rahaeifard M. Investigation of the fatigue behavior of adhesive bonding of the lithium disilicate glass ceramic with three resin cements using rotating fatigue method. *Journal of the Mechanical Behavior of Biomedical Materials* 2016.
97. Tolidis K, Papadogiannis D, Papadogiannis Y, Gerasimou P. Dynamic and static mechanical analysis of resin luting cements. *Journal of the Mechanical Behavior of Biomedical Materials* 2012;6:1-8.
98. Guarda G, Correr A, Gonçalves L, Costa A, Borges G, Sinhoreti M, et al. Effects of surface treatments, thermocycling, and cyclic loading on the bond strength of a resin cement bonded to a lithium disilicate glass ceramic. *Oper Dent* 2013;38(2):208-217.
99. Santos Jr GC, Coelho Santos MJM, Rizkalla AS. Adhesive cementation of etchable ceramic esthetic restorations. *Journal of the Canadian Dental Association* 2009;75(5):379.
100. Phillips RW. *Skinner's science of dental materials*. W. B. Saunders Company 1973.
101. Zaimoğlu A, Can G. *Sabit Protezler*. AÜ Basımevi 2004:231-235.

102. Radovic I, Monticelli F, Goracci C, Vulicevic ZR, Ferrari M. Self-adhesive resin cements: a literature review. *The Journal of Adhesive Dentistry* 2008(10):251-258.
103. Behr M, Rosentritt M, Regnet T, Lang R, Handel G. Marginal adaptation in dentin of a self-adhesive universal resin cement compared with well-tried systems. *Dent Mater* 2004;20(2):191-197.
104. Gernhardt CR, Bekes K, Schaller H-G. Short-term retentive values of zirconium oxide posts cemented with glass ionomer and resin cement: an in vitro study and a case report. *Quintessence Int* 2005;36(9):593.
105. Ab-Ghani Z, Jaafar W, Foo SF, Ariffin Z, Mohamad D. Shear bond strength of computer-aided design and computer-aided manufacturing feldspathic and nano resin ceramics blocks cemented with three different generations of resin cement. *Journal of conservative dentistry* 2015;18(5):355.
106. 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. *Dent Mater* 2007;23(1):71-80.
107. 3MEspe. RelyX Ultimate Technical Product Profile. 2013.
108. Yavuz T, Ozyılmaz OY, Dilber E, Tobi ES, Kiliç HŞ. Effect of Different Surface Treatments on Porcelain-Resin Bond Strength. *J Prosthodont* 2015.
109. Blatz MB, Sadan A, Kern M. Resin-ceramic bonding: a review of the literature. *J Prosthet Dent* 2003;89(3):268-274.
110. Naranjo J, Ali M, Belles D. Comparison of shear bond strength of self-etch and self-adhesive cements bonded to lithium disilicate, enamel and dentin. *Tex Dent J* 2015;132(11):914-921.
111. Lambade DP, Gundawar SM, Radke UM. Evaluation of adhesive bonding of lithium disilicate ceramic material with dual cured resin luting agents. *Journal of Clinical and Diagnostic Research* 2015;9(2):Zc01-05.
112. Tanis MC, Akcaboy C. Effects of Different Surface Treatment Methods and MDP Monomer on Resin Cementation of Zirconia Ceramics an In Vitro Study. *Journal of Lasers in Medical Sciences* 2015;6(4):174-181.

113. Akin H, Ozkurt Z, Kirmali O, Kazazoglu E, Ozdemir AK. Shear bond strength of resin cement to zirconia ceramic after aluminum oxide sandblasting and various laser treatments. *Photomed Laser Surgery* 2011;29(12):797-802.
114. Hooshmand T, Rostami G, Behroozibakhsh M, Fatemi M, Keshvad A, van Noort R. Interfacial fracture toughness of different resin cements bonded to a lithium disilicate glass ceramic. *J Dent* 2012;40(2):139-145.
115. Valandro LF, Della Bona A, Bottino MA, Neisser MP. The effect of ceramic surface treatment on bonding to densely sintered alumina ceramic. *J Prosthet Dent* 2005;93(3):253-259.
116. Canay S, Hersek N, Ertan A. Effect of different acid treatments on a porcelain surface. *J Oral Rehabil* 2001;28(1):95-101.
117. Fabianelli A, Pollington S, Papacchini F, Goracci C, Cantoro A, Ferrari M, et al. The effect of different surface treatments on bond strength between leucite reinforced feldspathic ceramic and composite resin. *J Dent* 2010;38(1):39-43.
118. Pospiech P. All-ceramic crowns: bonding or cementing? *Clin Oral Investig* 2002;6(4):189-197.
119. 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. *Dent Mater* 2007;23(11):1323-1331.
120. Nagai T, Kawamoto Y, Kakehashi Y, Matsumura H. Adhesive bonding of a lithium disilicate ceramic material with resin-based luting agents. *J Oral Rehabil* 2005;32(8):598-605.
121. Dilber E, Yavuz T, Kara HB, Ozturk AN. Comparison of the effects of surface treatments on roughness of two ceramic systems. *Photomed Laser Surgery* 2012;30(6):308-314.
122. Piwowarczyk A, Lauer H-C, Sorensen JA. In vitro shear bond strength of cementing agents to fixed prosthodontic restorative materials. *The Journal of prosthetic dentistry* 2004;92(3):265-273.
123. Oh W-s, Shen C. Effect of surface topography on the bond strength of a composite to three different types of ceramic. *The Journal of prosthetic dentistry* 2003;90(3):241-246.

124. Kern M, Wegner SM. Bonding to zirconia ceramic: adhesion methods and their durability. *Dent Mater* 1998;14(1):64-71.
125. Özcan M, Vallittu PK. Effect of surface conditioning methods on the bond strength of luting cement to ceramics. *Dent Mater* 2003;19(8):725-731.
126. Niedermeier W, Dentb M. Clinical study on the reasons for and location of failures of metal-ceramic restorations and survival of repairs. *The International Journal of Prosthodontics* 2002;15(3):299-302.
127. Kara HB, Dilber E, Koc O, Ozturk AN, Bulbul M. Effect of different surface treatments on roughness of IPS Empress 2 ceramic. *Lasers Med Sci* 2012;27(2):267-272.
128. Poosti M, Jahanbin A, Mahdavi P, Mehrnoush S. Porcelain conditioning with Nd:YAG and Er:YAG laser for bracket bonding in orthodontics. *Lasers Med Sci* 2012;27(2):321-324.
129. Gökçe B, Özpinar B, DüNDAR M, Cömlekoglu E, Sen B, Güngör M. Bond strengths of all-ceramics: acid vs laser etching. *Oper Dent* 2007;32(2):173-178.
130. Ersu B, Ersoy O, Yuzugullu B, Canay S. Effect of engraving speeds of CO(2) laser irradiation on In-Ceram Alumina roughness: a pilot study. *Acta Odontol Scand* 2015;73(4):280-284.
131. Sadeghi M, Davari A, Abolghasami Mahani A, Hakimi H. Influence of Different Power Outputs of Er:YAG Laser on Shear Bond Strength of a Resin Composite to Feldspathic Porcelain. *Journal of Dentistry, Shiraz University of Medical Sciences* 2015;16(1):30-36.
132. Kasraei S, Atefat M, Beheshti M, Safavi N, Mojtahedi M, Rezaei-Soufi L. Effect of Surface Treatment with Carbon Dioxide (CO2) Laser on Bond Strength between Cement Resin and Zirconia. *Journal of Lasers in Medical Sciences* 2014;5(3):115.
133. Shahabi S, Chiniforush N, Juybanpoor N. Morphological changes of human dentin after erbium-doped yttrium aluminum garnet (Er: YAG) and carbon dioxide (CO2) laser irradiation and acid-etch technique: an scanning electron microscopic (SEM) evaluation. *Journal of Lasers in Medical Sciences* 2013;4(1):48.

134. Kim JS, Han SY, Kwon HK, Kim BI. Synergistic effect of dentinal tubule occlusion by nano-carbonate apatite and CO₂ laser in vitro. *Photomed Laser Surg* 2013;31(8):392-397.
135. Matinlinna JP, Lassila L, Ozcan M, Yli-Urpo A, Vallittu PK. An introduction to silanes and their clinical applications in dentistry. *The International Journal of Prosthodontics* 2003;17(2):155-164.
136. Summit J, Robbins W, Hilton T, Schwartz R, Santos J. Restoration of endodontically treated tooth fundamentals of operative dentistry. Quintessence Int 2006.
137. Lung CYK, Matinlinna JP. Aspects of silane coupling agents and surface conditioning in dentistry: an overview. *Dent Mater* 2012;28(5):467-477.
138. Rosatto CMPd, Roscoe MG, Novais VR, Menezes MdS, Soares CJ. Effect of silane type and air-drying temperature on bonding fiber post to composite core and resin cement. *Braz Dent J* 2014;25(3):217-224.
139. Rocca GT, Krejci I. Bonded indirect restorations for posterior teeth: the luting appointment. *Quintessence Int* 2007;38(7):543.
140. Neis CA, Albuquerque NLG, Albuquerque IdS, Gomes EA, Souza-Filho CBd, Feitosa VP, et al. Surface Treatments for Repair of Feldspathic, Leucite-and Lithium Disilicate-Reinforced Glass Ceramics Using Composite Resin. *Braz Dent J* 2015;26(2):152-155.
141. Rosentritt M, Behr M, Lang R, Handel G. Influence of cement type on the marginal adaptation of all-ceramic MOD inlays. *Dent Mater* 2004;20(5):463-469.
142. 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* 2014;36(5):479-486.
143. Eliades G, Watts D, Eliades T. *Dental hard tissues and bonding*: Springer; 2005.
144. Anusavice KJ, Shen C, Rawls HR. *Phillips' science of dental materials*: Elsevier Health Sciences; 2012.
145. Kassotakis E, Stavridakis M, Bortolotto T, Ardu S, Krejci I. Evaluation of the Effect of Different Surface Treatments on Luting CAD/CAM Composite Resin Overlay Workpieces. *The Journal of Adhesive Dentistry* 2015;17(6):521-528.

146. Heintze SD. Clinical relevance of tests on bond strength, microleakage and marginal adaptation. *Dent Mater* 2013;29(1):59-84.
147. Higashi M, Matsumoto M, Kawaguchi A, Miura J, Minamino T, Kabetani T, et al. Bonding effectiveness of self-adhesive and conventional-type adhesive resin cements to CAD/CAM resin blocks. Part 1: Effects of sandblasting and silanization. *Dent Mater J* 2016;35(1):21-28.
148. Van Meerbeek B, De Munck J, Yoshida Y, Inoue S, Vargas M, Vijay P, et al. Adhesion to enamel and dentin: current status and future challenges. *Operative Dentistry-University of Washington* 2003;28(3):215-235.
149. Parameswaran A. Sturdevant's Art and Science of Operative Dentistry. *Journal of Conservative Dentistry* 2013;16(5):480.
150. Soares FZM, Rocha RdO, Raggio DP, Sadek FT, Cardoso PEC. Microtensile bond strength of different adhesive systems to primary and permanent dentin. *Pediatr Dent* 2005;27(6):457-462.
151. Al-Salehi S, Burke F. Methods used in dentin bonding tests: An analysis of 50 investigations on bond strength. *Quintessence International (Berlin, Germany: 1985)* 1997;28(11):717-723.
152. Della Bona A, Van Noort R. Shear vs. tensile bond strength of resin composite bonded to ceramic. *J Dent Res* 1995;74(9):1591-1596.
153. Braga RR, Meira JB, Boaro LC, Xavier TA. Adhesion to tooth structure: a critical review of “macro” test methods. *Dent Mater* 2010;26(2):e38-e49.
154. Scherrer SS, Cesar PF, Swain MV. Direct comparison of the bond strength results of the different test methods: a critical literature review. *Dent Mater* 2010;26(2):e78-e93.
155. Armstrong S, Geraldeli S, Maia R, Raposo LHA, Soares CJ, Yamagawa J. Adhesion to tooth structure: a critical review of “micro” bond strength test methods. *Dent Mater* 2010;26(2):e50-e62.
156. Placido E, Meira JB, Lima RG, Muench A, de Souza RM, Ballester RY. Shear versus micro-shear bond strength test: a finite element stress analysis. *Dent Mater* 2007;23(9):1086-1092.
157. Cengiz T, Mısırlıgil A, Aydın M. Tıp ve diş hekimliğinde genel ve özel mikrobiyoloji. Güneş Kitabevi 2004.

158. Yañez MJ, Barbosa SE. Changes in particle area measurements due to SEM accelerating voltage and magnification. *Microsc Res Tech* 2003;61(5):463-468.
159. Lührs A-K, Pongprueksa P, De Munck J, Geurtsen W, Van Meerbeek B. Curing mode affects bond strength of adhesively luted composite CAD/CAM restorations to dentin. *Dent Mater* 2014;30(3):281-291.
160. Çömlekoğlu ME, Dündar M, Uzel G, Güngör MA, Özpınar B. Farklı Yüzey Pürüzlendirme İşlemlerinin Yapıştırıcı Simanların Seramiğe Olan Bağ Dayanımı Üzerine Etkisi Effect of Surface Conditioning Methods on Bond Strength. *Hacettepe Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi* 2009;33(3):14-22.
161. Marques Melo R, Özcan M, Barbosa SH, Galhano G, Amaral R, Bottino MA, et al. Bond strength of two resin cements on dentin using different cementation strategies. *Journal of Esthetic and Restorative Dentistry* 2010;22(4):262-268.
162. Sriamporn T, Kositpantavong C, Thamrongananskul N. Effect of Dycal® temporary cement on shear bond strength of four resin cements to dentin. *Chulalongkorn University Dental Journal* 2015;38(2):141-154.
163. Frankenberger R, Hartmann V, Krech M, Krämer N, Reich S, Braun A, et al. Adhesive luting of new CAD/CAM materials. *Int J Comput Dent* 2014;18(1):9-20.
164. Bayne SC, Thompson JY, Roberson T, Heymann H, Ritter A. *Sturdevant's art and science of operative dentistry*. United States of America, Mosby 2006:203-211.
165. Dayangaç B. *Kompozit rezin restorasyonlar: Güneş Kitabevi; 2000.*
166. Şahin E, Aktaş G, Özcan N, Aydın D, Akça K. Restoratif diş hekimliğinde CAD/CAM laboratuvar uygulamaları: Sirona inLab sistemi. *Hacettepe Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi* 2009;33(4):41-46.
167. Douglas RD. Color stability of new-generation indirect resins for prosthodontic application. *The Journal of prosthetic dentistry* 2000;83(2):166-170.
168. Roulet J-F, Vanherle G. *Adhesive technology for restorative dentistry: Quintessence Publishing Company; 2005.*
169. Linden J, Swift Jr E, Boyer D, Davis B. Photo-activation of resin cements through porcelain veneers. *J Dent Res* 1991;70(2):154-157.
170. Spitznagel FA, Horvath SD, Guess PC, Blatz MB. Resin Bond to indirect composite and new ceramic/polymer materials: A review of the literature. *Journal of Esthetic and Restorative Dentistry* 2014;26(6):382-393.

171. Elsaka SE. Bond strength of novel CAD/CAM restorative materials to self-adhesive resin cement: the effect of surface treatments. *The journal of adhesive dentistry* 2014;16(6):531-540.
172. Amaral R, Özcan 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.
173. M.M. Wahsh OHG. 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 (2015)(178e184).
174. Soares CJ, Giannini M, Oliveira MTd, Paulillo LAMS, Martins LRM. Effect of surface treatments of laboratory-fabricated composites on the microtensile bond strength to a luting resin cement. *Journal of Applied Oral Science* 2004;12(1):45-50.
175. Awliya W, Odén A, Yaman P, B. Dennison J, E. Razzoog M. Shear bond strength of a resin cement to densely sintered high-purity alumina with various surface conditions. *Acta Odontol Scand* 1998;56(1):9-13.
176. Blatz MB, Chiche G, Holst S, Sadan A. Influence of surface treatment and simulated aging on bond strengths of luting agents to zirconia. *Quintessence International* (Berlin, Germany: 1985) 2007;38(9):745-753.
177. Darvell BW. *Materials science for dentistry*: Elsevier; 2009.
178. Bottino M, Snellaert A, Bergoli C, Özcan M, Bottino M, Valandro L. Effect of ceramic etching protocols on resin bond strength to a feldspar ceramic. *Oper Dent* 2015;40(2):E40-E46.
179. Della Bona A, Shen C, Anusavice KJ. Work of adhesion of resin on treated lithia disilicate-based ceramic. *Dent Mater* 2004;20(4):338-344.
180. Madani M, Chu FC, McDonald AV, Smales RJ. Effects of surface treatments on shear bond strengths between a resin cement and an alumina core. *J Prosthet Dent* 2000;83(6):644-647.
181. Li R, Ren Y, Han J. Effects of pulsed Nd: YAG laser irradiation on shear bond strength of composite resin bonded to porcelain. *West China Journal of Stomatology* 2000;18(6):377.

182. Shiu P, De Souza-Zaroni WC, Eduardo CdP, Youssef MN. Effect of feldspathic ceramic surface treatments on bond strength to resin cement. *Photomed Laser Surg* 2007;25(4):291-296.
183. Roulet J, Söderholm K, Longmate J. Effects of treatment and storage conditions on ceramic/composite bond strength. *J Dent Res* 1995;74(1):381-387.
184. Cura C, Saraçoğlu A, Çöttert HS. Effect of different bonding agents on shear bond strengths of composite-bonded porcelain to enamel. *J Prosthet Dent* 2003;89(4):394-399.
185. Peutzfeldt A, Asmussen E. Adhesive systems: effect on bond strength of incorrect use. *The Journal of Adhesive Dentistry* 2002;4(3):233-242.
186. Goracci C, Cury AH, Cantoro A, Papacchini F, Tay FR, Ferrari M. Microtensile bond strength and interfacial properties of self-etching and self-adhesive resin cements used to lute composite onlays under different seating forces. *The journal of Adhesive Dentistry* 2006;8(5):327-335.
187. Andreatta Filho OD, Bottino MA, Nishioka RS, Valandro LF, Leite FPP. Effect of thermocycling on the bond strength of a glass-infiltrated ceramic and a resin luting cement. *Journal of Applied Oral Science* 2003;11(1):61-67.
188. Marcos RMH-C, Kinder GR, Alfredo E, Quaranta T, Correr GM, Cunha LFd, et al. Influence of the Resin Cement Thickness on the Push-Out Bond Strength of Glass Fiber Posts. *Braz Dent J* 2016;27(5):592-598.
189. Scherrer SS, De Rijk WG, Belser UC, Meyer J-M. Effect of cement film thickness on the fracture resistance of a machinable glass-ceramic. *Dent Mater* 1994;10(3):172-177.
190. Öztürk E, Hickel R, Bolay Ş, Ilie N. Micromechanical properties of veneer luting resins after curing through ceramics. *Clin Oral Investig* 2012;16(1):139-146.
191. Rasetto FH, Driscoll CF, Fraunhofer JA. Effect of light source and time on the polymerization of resin cement through ceramic veneers. *J Prosthodont* 2001;10(3):133-139.
192. Lüthy H, Loeffel O, Hammerle CH. Effect of thermocycling on bond strength of luting cements to zirconia ceramic. *Dent Mater* 2006;22(2):195-200.

193. Helvatjoglu-Antoniades M, Koliniotou-Kubia E, Dionyssopoulos P. The effect of thermal cycling on the bovine dentine shear bond strength of current adhesive systems. *J Oral Rehabil* 2004;31(9):911-917.
194. ISO I. TS 11405: Dental materials—testing of adhesion to tooth structure. Geneva, Switzerland: International Organization for Standardization ISO Central Secretariat 2003.
195. Nakamura T, Ohyama T, Imanishi A, Ishigaki S. Fracture resistance of pressable glass–ceramic fixed partial dentures. *J Oral Rehabil* 2002;29(10):951-955.
196. Ayaz DF, Tağtekin D, Yanıkoğlu F. Dentine bağlanma ve değerlendirme metodları. *Atatürk Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi* 2011;2011(4).
197. Chadwick R, Mason A, Sharp W. Attempted evaluation of three porcelain repair systems-what are we really testing? *J Oral Rehabil* 1998;25:610-615.
198. Meerbeek BV, Landuyt KvM, Jan DE, Hashimoto M, Peumans M, Lambrechts P, Yoshida Y, et al. Technique-sensitivity of contemporary adhesives. *Dent Mater J* 2005;24(1):1-13.
199. Sano H, Shono T, Sonoda H, Takatsu T, Ciucchi B, Carvalho R, et al. Relationship between surface area for adhesion and tensile bond strength—evaluation of a micro-tensile bond test. *Dent Mater* 1994;10(4):236-240.
200. Schreiner RF, Chappell RP, Glaros AG, Eick JD. Microtensile testing of dentin adhesives. *Dent Mater* 1998;14(3):194-201.
201. Atsu SS, Kilicarslan MA, Kucukesmen HC, Aka PS. Effect of zirconium-oxide ceramic surface treatments on the bond strength to adhesive resin. *J Prosthet Dent* 2006;95(6):430-436.
202. Bouschlicher MR, Cobb DS, Vargas MA. Effect of two abrasive systems on resin bonding to laboratory-processed indirect resin composite restorations. *Journal of Esthetic and Restorative Dentistry* 1999;11(4):185.
203. Özcan M, Alander P, Vallittu P, Huysmans M-C, Kalk W. Effect of three surface conditioning methods to improve bond strength of particulate filler resin composites. *J Mater Sci Mater Med* 2005;16(1):21-27.
204. Kiyani V, Saraceni C, Silveira B, Aranha A, Eduardo CP. The influence of internal surface treatments on tensile bond strength for two ceramic systems. *Oper Dent* 2007;32(5):457-465.

205. Davide A, Gabriele A, Francesca C, Re D. Does Sandblasting Improve Bond Strength between Nano-ceramic Resin and Two Different Luting Composites? *Bioceramics Development and Applications* 2015;2015.
206. 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.
207. Ayad MF, Fahmy NZ, Rosenstiel SF. Effect of surface treatment on roughness and bond strength of a heat-pressed ceramic. *J Prosthet Dent* 2008;99(2):123-130.
208. Akova T, Aytutuldu N, Yoldas O. The evaluation of different surface treatment methods for porcelain-composite bonding. *International Journal of Adhesion and Adhesives* 2007;27(1):20-25.
209. Yoshida K, Kamada K, Atsuta M. Effects of two silane coupling agents, a bonding agent, and thermal cycling on the bond strength of a CAD/CAM composite material cemented with two resin luting agents. *J Prosthet Dent* 2001;85(2):184-189.
210. Yan XB, Liu DG, Chai CW, Wang Y, Lu PJ. The Effect of Surface Conditioning Methods on the Bond Strength of CAD/CAM Composite Resin with Dentine. *Chin J Dent Res* 2009;12(1):50.

ÖZGEÇMİŞ

1988 yılında Ankara’da doğdum. 2006 yılında Ankara, Fethiye-Kemal Mumcu Anadolu Lisesi’nden ve 2011 yılında Gazi Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi’nden mezun oldum. Şubat 2012 tarihinden beri İzmir Kâtip Çelebi Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Restoratif Diş Tedavisi Anabilim Dalı’nda doktora eğitimi görmekteyim.

