

T.C.  
DİCLE ÜNİVERSİTESİ  
SAĞLIK BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ

**SERAMİK İNLEYLERİN FARKLI REZİN SİMANLARLA  
SİMANTASYONUNDA ULTRASONİK YERLEŞTİRME  
TEKNİĞİNİN DENTİNE MİKROTENSİL BAĞLANMA  
DAYANIMI ÜZERİNE OLAN ETKİSİNİN İN VİTRO  
DEĞERLENDİRİLMESİ**

Diş Hekimi  
Ebru SÜMER  
(DOKTORA TEZİ)

Danışman  
Yrd. Doç. Dr. Yalçın DEĞER

Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı

DİYARBAKIR-2013

T.C.  
DİCLE ÜNİVERSİTESİ  
SAĞLIK BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ

**SERAMİK İNLEYLERİN FARKLI REZİN SİMANLARLA  
SİMANTASYONUNDA ULTRASONİK YERLEŞTİRME  
TEKNİĞİNİN DENTİNE MİKROTENSİL BAĞLANMA  
DAYANIMI ÜZERİNE OLAN ETKİSİNİN İN VİTRO  
DEĞERLENDİRİLMESİ**

Diş Hekimi  
Ebru SÜMER  
(DOKTORA TEZİ)

Danışman  
Yrd. Doç. Dr. Yalçın DEĞER

Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı

Bu doktora tezi, Dicle Üniversitesi Bilimsel Araştırma Projeleri Koordinatörlüğü'nün  
DÜBAP 12-DH-05 nolu projesi tarafından desteklenmiştir.

DİYARBAKIR-2013

T.C.  
DİCLE ÜNİVERSİTESİ  
SAĞLIK BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ  
MÜDÜRLÜĞÜ

‘‘SERAMİK İNLEYLERİN FARKLI REZİN SİMANLARLA SİMANTASYONUNDA  
ULTRASONİK YERLEŞTİRME TEKNİĞİNİN DENTİNE MİKROTENSİL BAĞLANMA  
DAYANIMI ÜZERİNE OLAN ETKİSİNİN İN VİTRO DEĞERLENDİRİLMESİ’’ isimli  
Doktora Tezi 25.06.2013 tarihinde tarafımızdan değerlendirilerek başarılı bulunmuştur.

Tez Danışmanı : Yrd. Doç. Dr. Yalçın DEĞER

Tezi Teslim Eden : Dh. Ebru SÜMER

Jüri Üyesinin

	Ünvanı	Adı Soyadı	İmza	Üniversitesi
Başkan	: Prof. Dr. Remzi NİĞİZ			Dicle Üniversitesi
Üye	: Prof. Dr. Köksal BEYDEMİR			Dicle Üniversitesi
Üye	: Doç.Dr. Serhat Süha TÜRKASLAN			Süleyman Demirel Üniversitesi
Üye	: Doç. Dr. Özkan ADIGÜZEL			Dicle Üniversitesi
Üye	: Yrd. Doç. Dr. Yalçın DEĞER			Dicle Üniversitesi

Yukarıdaki imzalar tasdik olunur.

25/06/2013

Prof. Dr. Salih HOŞOĞLU  
Dicle Üniversitesi  
Sağlık Bilimleri Enstitüsü Müdürü

**BEYAN**

Bu tez çalışmasının kendi çalışmam olduğunu, tezin planlanmasından yazımına kadar bütün aşamalarda etik dışı davranışımın olmadığını, bu tezdeki bütün bilgileri akademik ve etik kurallar içinde elde ettiğimi, bu tez çalışmasıyla elde edilmeyen bütün bilgi ve yorumlara kaynak gösterdiğimi ve bu kaynakları da kaynaklar listesine aldığımı beyan ederim.

25.06.2013

Ebru SÜMER

## TEŞEKKÜR

Tez çalışmamda yardım, destek ve deneyimlerini esirgemeyen danışman hocam Yrd. Doç. Dr. Yalçın DEĞER'e,

Tez çalışmamda katkı ve eleştirileriyle bana yol gösteren, bana yardımcı olan Doktora Tez İzleme Komitesi Üyelerinden Prof. Dr. Köksal BEYDEMİR ve Doç. Dr. Özkan ADIGÜZEL'e,

SEM çalışmalarının yapılmasına yardımcı olan İhsan AKŞİT'e,

Çalışma sonuçlarımın istatistiksel olarak değerlendirilmesine yardımcı olan Yrd. Doç. Dr. Ersin UYSAL'a,

Doktora eğitimim boyunca değerli görüş, bilgi ve katkılarını benden esirgemeyen Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı öğretim üyelerine,

Çalışmam sırasında beni destekleyen sevgili arkadaşlarıma,

Beni her zaman destekleyen, başarılarımla gurur duyan, bana güç veren canım anneme, babama ve kardeşlerime sonsuz teşekkürlerimi sunarım.

## İÇİNDEKİLER

İç Kapak	I
Onay Sayfası	II
Beyan Sayfası	III
Teşekkür	IV
İçindekiler Dizini	V
Resimler Dizini	X
Tablolar Dizini	XIII
Şekiller Dizini	XIV
Grafikler Dizini	XV
Kısaltmalar Dizini	XVI
Özet	XVII
İngilizce Özet (Abstract)	XIX
<b>1. GİRİŞ VE AMAÇ</b>	<b>1</b>
2. Genel Bilgiler	3
2.1. Posterior İntrakoronal Restorasyonlar	3
2.1.1. İnley Sınıflandırması	4
2.1.2. İnleylerin Endikasyonları	5
2.1.3. İnleylerin Avantajları	6
2.1.4. İnleylerin Dezavantajları	6
2.1.5. Seramik İnleyler ve Onleyler	7
2.1.5.1. Dental Seramikler	7
2.1.5.2. Dental Seramiklerin Avantajları	9
2.1.5.3. Dental Seramiklerin Dezavantajları	10
2.1.5.4. Tam Seramik Restorasyonların Sınıflandırılması	10

2.1.6. Seramik İnley-Onley Yapım Teknikleri	11
2.1.6.1. Isıya Dayanıklı Daylar Üzerinde Fırınlanan Porselen Sistemleri	12
2.1.6.1.1. Folyo Tekniği	12
2.1.6.1.2. Enjeksiyon Yöntemi ile Şekillendirilen Kor	12
2.1.6.1.3. Optec HSP	12
2.1.6.1.4. Hi-Ceram	13
2.1.6.1.5. In-Ceram	13
2.1.6.2. Dökülebilir (Cam) Porselen Sistemleri	14
2.1.6.2.1. Dicor	14
2.1.6.2.2. CeraPearl	14
2.1.6.3. Preslenebilir Porselen Sistemleri	15
2.1.6.3.1. IPS Empress	15
2.1.6.3.2. IPS Empress 2	16
2.1.6.3.3. IPS e.max Press	17
2.1.6.3.4. Finesse All-Ceramic Low-Fusing Porcelain	18
2.1.6.3.5. Cergo Kiss Pressable Full Ceramic	19
2.1.6.3.6. Cerpress SL ve Cerpress II Pressable Ceramic	19
2.1.6.3.7. CZR (Cerabien zirkonyum) Press	19
2.1.6.3.8. Optimal Pressed Ceramic	19
2.1.6.3.9. Authentic Pressable Ceramics	19
2.1.6.3.10. Press-i-Dent Pressable Ceramics	19
2.1.6.3.11. SNF PressCeram	19
2.1.6.4. Cad-Cam Sistemi	20
2.1.7. Seramik İnleyler ve Onleylerin Endikasyonları	21
2.1.8. Seramik İnleyler ve Onleylerin Kontrendikasyonları	22
2.1.9. Seramik İnleyler ve Onleylerin Avantajları	22

2.1.10. Seramik İnleyler ve Onleylerin Dezavantajları	23
2.1.11. Seramik İnley-Onley Kavite Preparasyonu	23
2.1.12. Seramik İnley-Onley Ölçü Yöntemleri	25
2.2. Adezyonun Temel Kavramları ve Diş Hekimliğinde Adezyon	25
2.2.1. Minenin Yapısı ve Mineye Adezyon Mekanizması	26
2.2.2. Dentinin Yapısı ve Dentine Adezyon Mekanizması	26
2.2.3. Adeziv Sistemlerin Sınıflandırılması	28
2.2.3.1. Total Etch Sistemler	29
2.2.3.2. Self Etch Sistemler	30
2.2.3.3. Self Adeziv Sistemler	32
2.3. Yapıştırma Simanları	32
2.3.1. İdeal Bir Simanın Özellikleri	33
2.3.2. Rezin Simanlar	34
2.3.3. Self Adeziv Rezin Simanlar	36
2.3.4. Rezin-Seramik Bağlantısı	38
2.3.4.1. Mekanik Bağlantı	38
2.3.4.2. Kimyasal Bağlantı	39
2.4. Seramik İnley-Onley Simantasyonu	40
2.5. Ultrasonik Yerleştirme Tekniği	43
2.6. Bağlanma Dayanımı Testleri	45
2.6.1. Mikrotensil Bağlanma Dayanımı Testi	48
2.6.2. Mikrotensil Bağlanma Dayanımı Testinin Avantajları	49
2.6.3. Mikrotensil Bağlanma Dayanımı Testinin Dezavantajları	50
2.7. Örneklerin Saklama Koşulları	51
2.8. Hazırlanan Örnekler Üzerinde Bağlanma Dayanımı Öncesi Yapılan İşlemler	51
2.9. Taramalı Elektron Mikroskobu (SEM) Analizi	52



<b>3. GEREÇ VE YÖNTEM</b>	<b>54</b>
3.1. Çalışmada Kullanılan Materyaller ve Cihazlar	54
3.2. Örnek Dişlerin Seçimi	57
3.3. Test İçin Kullanılacak Dişlerin Hazırlanması	58
3.4. IPS e-max Press Seramik İnleyleerin Hazırlanması	59
3.5. Deney Gruplarının Oluşturulması	65
3.6. Simantasyon İşlemi	66
3.6.1. Seramik İnley Restorasyonların İç Yüzeylerinin Simantasyon İşlemi İçin Hazırlanması	66
3.6.2. Seramik İnleyleerin Parmak Basıncı ile Simantasyonu	67
3.6.2.1. Seramik İnleyleerin RelyX ARC Rezin Siman ile Simantasyonu	67
3.6.2.2. Seramik İnleyleerin Panavia F 2.0 Rezin Siman ile Simantasyonu	70
3.6.2.3. Seramik İnleyleerin G-Cem Self Adeziv Rezin Siman ile Simantasyonu	71
3.6.2.4. Seramik İnleyleerin RelyX U200 Self Adeziv Rezin Siman ile Simantasyonu	72
3.6.3. Ultrasonik Yerleştirme Tekniği ile Simantasyonun Gerçekleştirilmesi	74
3.7. Hazırlanmış Deney Örneklerinin Akrilik Bloklara Gömülmesi	75
3.8. Akrilik Bloklara Gömülen Dişleri Etüvde Bekletme İşlemi	76
3.9. Mikrotensil Bağlanma Dayanımı Testi	77
3.9.1. Mikrotensil Bağlanma Dayanımı Testi İçin Kesitlerin Alınması	77
3.9.2. Mikrotensil Bağlanma Dayanımı Testinin Uygulanması	80
3.10. Kırık Tiplerinin Stereomikroskop ile İncelenmesi	83
3.11. SEM Değerlendirmesi	84
3.12. İstatistiksel Analiz	85
<b>4. BULGULAR</b>	<b>86</b>
4.1. Mikrotensil Bağlanma Dayanımı Testi Bulguları	86

4.2.Mikrotensil Bağlanma Dayanımı Testi Sonrasında Kırık Tiplerinin Stereomikroskop Bulguları	95
4.3. SEM Değerlendirmesi Bulguları	100
<b>5. TARTIŞMA</b>	<b>112</b>
<b>6. SONUÇLAR VE ÖNERİLER</b>	<b>133</b>
<b>7. KAYNAKLAR</b>	<b>134</b>
<b>8. ÖZGEÇMİŞ</b>	<b>152</b>

## RESİMLER DİZİNİ

- Resim 1: % 10'luk formol solüsyonu içerisinde bekletilen dişler
- Resim 2: İnley kavite preparasyonu için kullanılan frezler
- Resim 3: Periodontal bir sond ile inley kavite boyutlarının kontrol edilmesi
- Resim 4: Ölçülere die alçısı dökülerek model elde edilmesi
- Resim 5: Restorasyonların mum modelasyonu
- Resim 6: Modelasyonların manşet tabanına bağlanması
- Resim 7: Modelasyonların revetmana alınması
- Resim 8: Revetmanın ön ısıtma fırınına yerleştirilmesi
- Resim 9: EP 3000 Empress fırını
- Resim 10: Manşetin presleme işlemi için EP 3000 Empress fırınına yerleştirilmesi
- Resim 11: Fazla revetmanın separe ve kumlama cihazı ile uzaklaştırılması
- Resim 12: Tijlerin elmas separe ile restorasyonlardan uzaklaştırılması
- Resim 13: Revetmandan ayrılıp modele adapte edilmiş inley restorasyonları
- Resim 14: İnley restorasyonun kaviteye adaptasyonunun kontrol edilmesi
- Resim 15: HF asit ile inleyin iç yüzeyinin pürüzlendirilmesi
- Resim 16: Clearfil Seramik Primerin inleyin iç yüzeyine uygulanması
- Resim 17: RelyX ARC rezin bazlı yapıştırma simanı, asit ve adeziv ile birlikte
- Resim 18: Karıştırma kağıdına clicker ambalajdaki RelyX ARC rezin simanın bırakılması
- Resim 19: Simanın fotopolimerizasyonu
- Resim 20: Çalışmada kullanılan parlatma diskleri
- Resim 21: Panavia F 2.0 rezin bazlı yapıştırma simanı seti
- Resim 22: Panavia F 2.0 A ve B patlarının karıştırma kağıdında karıştırılması
- Resim 23: G-Cem self adeziv rezin siman ve uygulama uçları
- Resim 24: İnleyin iç yüzeyine G-Cem otomiks simanın uygulanması
- Resim 25: RelyX U200 self-adeziv rezin siman
- Resim 26: Clicker ambalajdaki simanın karıştırma kağıdına bırakılması
- Resim 27: NSK Varios2 ultrasonik cihaz ve uygulama uçları ( G21-G22 )
- Resim 28: Ultrasonik cihaz ve uygulama ucu vasıtasıyla simantasyon işleminin yapılması
- Resim 29: "L" harfi şeklindeki akrilik blok ve otopolimerizan akrilik

Resim 30: Simantasyon işlemi tamamlanan dişlerin akrilik bloklara gömülmüş halleri

Resim 31: Örneklerin 48 saat süre ile muhafaza edildiği etüv

Resim 32: Hassas kesme cihazı

Resim 33: Akrilik bloktan kesit elde edilmesi

Resim 34: Kesit alma işlemi tamamlanmış akrilik blok

Resim 35: Mikrotensil testi için elde edilmiş dentin-rezin-seramik çubuk

Resim 36: Panavia F 2.0-Ultrason grubuna ait örnek çubuklar

Resim 37: Dijital mikrometre ile örnek çubukların yüzey alanlarının hesaplanması

Resim 38: Çalışmada kullanılan mikrotensil test cihazı

Resim 39: Siyanoakrilat yapıştırıcı

Resim 40: Test cihazına yapıştırılmış örneğin test öncesi görünümü

Resim 41: Test cihaza yapıştırılmış örneğin test sonrası görünümü

Resim 42: Çalışmada kullanılan stereomikroskop

Resim 43: Çalışmada kullanılan taramalı elektron mikroskobu (SEM)

Resim 44: RelyX ARC grubunda adeziv (dentin ile siman arasında) başarısızlık

Resim 45: RelyX ARC grubunda karışık tipte başarısızlık

Resim 46: RelyX ARC grubunda adeziv (seramik ile siman arasında) başarısızlık

Resim 47: Panavia F 2.0 grubunda adeziv (dentin ile siman arasında) başarısızlık

Resim 48: Panavia F 2.0 grubunda koheziv ( dentinde ) başarısızlık

Resim 49: G-Cem grubunda adeziv (dentin ile siman arasında) başarısızlık

Resim 50: G-Cem grubunda karışık tipte başarısızlık

Resim 51: RelyX U200 grubunda adeziv (dentin ile siman arasında) başarısızlık

Resim 52: RelyX U200-Parmak grubunun seramik-rezin siman-dentin ara yüzünün SEM görüntüsü ( x 500 büyütme)

Resim 53: RelyX U200-Parmak grubunun rezin siman-dentin ara yüzünün SEM görüntüsü ( x 1000 büyütme)

Resim 54: RelyX U200-Parmak grubunun rezin siman-dentin ara yüzünün SEM görüntüsü ( x 2000 büyütme)

Resim 55: RelyX U200-Ultrason grubunun seramik-rezin siman-dentin ara yüzünün SEM görüntüsü ( x 500 büyütme)

Resim 56: RelyX U200-Ultrason grubunun rezin siman-dentin ara yüzünün SEM görüntüsü ( x 1000 büyütme)

Resim 57: RelyX U200-Ultrason grubunun rezin siman-dentin ara yüzünün SEM görüntüsü ( x 2000 büyütme)

Resim 58: G-Cem-Parmak grubunun seramik-rezin siman-dentin ara yüzünün SEM görüntüsü ( x 500 büyütme)

Resim 59: G-Cem-Parmak grubunun seramik-rezin siman-dentin ara yüzünün SEM görüntüsü ( x 1000 büyütme)

Resim 60: G-Cem-Parmak grubunun rezin siman-dentin ara yüzünün SEM görüntüsü ( x 2000 büyütme)

Resim 61: G-Cem-Ultrason grubunun seramik-rezin siman-dentin ara yüzünün SEM görüntüsü ( x 500 büyütme)

Resim 62: G-Cem-Ultrason grubunun seramik-rezin siman-dentin ara yüzünün SEM görüntüsü ( x 1000 büyütme)

Resim 63: G-Cem-Ultrason grubunun rezin siman-dentin ara yüzünün SEM görüntüsü ( x 2000 büyütme)

Resim 64: Panavia F-Parmak grubunun rezin siman-dentin ara yüzünün SEM görüntüsü ( x 500 büyütme)

Resim 65: Panavia F-Parmak grubunun rezin siman-dentin ara yüzünün SEM görüntüsü ( x 1000 büyütme)

Resim 66: Panavia F-Parmak grubunun rezin siman-dentin ara yüzünün SEM görüntüsü ( x 2000 büyütme)

Resim 67: Panavia F-Ultrason grubunun seramik-rezin siman-dentin ara yüzünün SEM görüntüsü ( x 500 büyütme)

Resim 68: Panavia F-Ultrason grubunun seramik-rezin siman-dentin ara yüzünün SEM görüntüsü ( x 1000 büyütme)

Resim 69: Panavia F-Ultrason grubunun rezin siman-dentin ara yüzünün SEM görüntüsü ( x 2000 büyütme)

Resim 70: RelyX ARC-Parmak grubunun rezin siman-dentin ara yüzünün SEM görüntüsü ( x 1000 büyütme)

Resim 71: RelyX ARC-Parmak grubunun rezin siman-dentin ara yüzünün SEM görüntüsü ( x 2000 büyütme)

Resim 72: RelyX ARC-Ultrason grubunun seramik-rezin siman-dentin ara yüzünün SEM görüntüsü ( x 1000 büyütme)

Resim 73: RelyX ARC-Ultrason grubunun rezin siman-dentin ara yüzünün SEM görüntüsü ( x 2000 büyütme)

## TABLolar DİZİNİ

Tablo 1: Çalışmada kullanılan materyaller

Tablo 2: Çalışmada kullanılan cihazlar

Tablo 3: Deney gruplarının oluşturulması

Tablo 4: İki farklı simantasyon tekniği ve dört farklı simanla simante edilen seramik inleylerin mikrotensil bağlanma dayanımı testi ortalama değerleri ve standart sapmaları

Tablo 5: Parmak basıncı ile simante edilen tüm grupların ortalama ve p değerleri

Tablo 6: Ultrasonik yerleştirme ile simante edilen tüm grupların ortalama ve p değerleri

Tablo 7: Panavia F 2.0 rezin siman alt gruplarının mikrotensil bağlanma dayanımı testi sonuçlarının ortalama ve standart sapma değerleri

Tablo 8: RelyX ARC rezin siman alt gruplarının mikrotensil bağlanma dayanımı testi sonuçlarının ortalama ve standart sapma değerleri

Tablo 9: G-Cem self adeziv rezin siman alt gruplarının mikrotensil bağlanma dayanımı testi sonuçlarının ortalama ve standart sapma değerleri

Tablo 10: RelyX U200 self adeziv rezin siman alt gruplarının mikrotensil bağlanma dayanımı testi sonuçlarının ortalama ve standart sapma değerleri

Tablo 11: Stereomikroskop incelemesi sonucu örneklerde görülen başarısızlık tipleri

## ŞEKİLLER DİZİNİ

Şekil 1: İnley, onley ve overley kron restorasyonları

Şekil 2: EP 500 basınçlı fırının yatay kesiti ve basınç uygulama işleminin şematik görünümü

Şekil 3: Günümüz adeziv sistemlerinin adezyon mekanizması ve klinik basamak sayısına göre sınıflandırılması

Şekil 4: Mikrotensil bağlanma dayanımı testi için kesit elde edilmesi ve testin uygulanması

## GRAFİKLER DİZİNİ

Grafik 1: İki farklı simantasyon tekniği ve dört farklı rezin siman ile simante edilmiş grupların mikrotensil bağlanma dayanımı testi ortalalamaları

Grafik 2: Parmak basıncı ile simantasyonu yapılan tüm gruplardaki ortalamalar

Grafik 3: Ultrasonik yerleştirme ile simantasyonu yapılan tüm gruplardaki ortalamalar

Grafik 4: Panavia F 2.0 rezin siman alt gruplarının mikrotensil bağlanma dayanımı testi sonuçlarının ortalama ve standart sapma değerleri

Grafik 5: RelyX ARC rezin siman alt gruplarının mikrotensil bağlanma dayanımı testi sonuçlarının ortalama ve standart sapma değerleri

Grafik 6: G-Cem self adeziv rezin siman alt gruplarının mikrotensil bağlanma dayanımı testi sonuçlarının ortalama ve standart sapma değerleri

Grafik 7: RelyX U200 self adeziv rezin siman alt gruplarının mikrotensil bağlanma dayanımı testi sonuçlarının ortalama ve standart sapma değerleri

Grafik 8: Stereomikroskop incelemesi sonucu örneklerde görülen başarısızlık tiplerinin dağılım



**SİMGELER VE KISALTMALAR DİZİNİ**

mm	: Milimetre
$\mu\text{m}$	: Mikrometre
nm	: Nanometre
sn	: Saniye
dk	: Dakika
mm/dk	: Milimetre/Dakika
$^{\circ}\text{C}$	: Santigrad derece
N	: Newton
MPa	: Megapaskal ( $\text{N}/\text{mm}^2$ )
$\text{Al}_2\text{O}_3$	: Alüminyum oksit
$\text{SiO}_2$	: Silisyum dioksit
HF	: Hidroflorik asit
CAD	: Bilgisayar destekli tasarım (Computer Aided Design)
CAM	: Bilgisayar destekli üretim (Computer Aided Manufacture)
ISO	: Uluslararası Standartlar Organizasyonu
$\mu\text{-TBD}$	: Mikrotensil bağlanma dayanımı
UDMA	: Üretan dimetakrilat
DMA	: Dimetakrilat
Bis-GMA	: Bisfenol-A-glisidil dimetakrilat
TEGDMA	: Trietilenglikoldimetakrilat
HEMA	: Hidroksietil metakrilat
META	: Metakriloksietil trimellitat anhidrit
NaOCl	: Sodyum hipoklorit
Ort	: Ortalama
SEM	: Taramalı Elektron Mikroskobu (Scanning Electron Microscope)
SPSS	: Statistical Package for Social Sciences
pH	: Bir çözeltinin asitlik veya bazlık derecesini tarif eden ölçü birimi

## ÖZET

### **Seramik İnlelerin Farklı Rezin Simanlarla Simantasyonunda Ultrasonik Yerleştirme Tekniğinin Dentine Mikrotensil Bağlanma Dayanımı Üzerine Olan Etkisinin İn Vitro Değerlendirilmesi**

Son yıllarda, estetiğe olan ilginin artmasıyla özellikle arka grup dişlerde amalgam ve döküm altın inlelerin yerini diş renginde olan inley sistemleri almıştır. Seramik inley ve onley restorasyonlar minimal düzeyde preparasyon gerektirmeleri, diş dokularında daha az kayba neden olmaları ve estetik olmaları nedeniyle orta derecede madde kaybına uğramış olan posterior dişlerdeki kavitelere iyi bir tedavi seçeneği sunarlar. Seramik inley ve onleylerin simantasyonunda, kompozit rezin esaslı yapıştırma simanları tercih edilmektedir. Kompozit rezin simanlar diş yüzeyine total-etch veya self-etch adeziv sistemler ile birlikte uygulanırlar. Günümüzde diş sert dokusunda herhangi bir işlem gerektirmeyen self-adeziv rezin simanlar da mevcuttur. Bu in vitro çalışma, seramik inlelerin rezin siman ya da self adeziv rezin simanlarla simantasyonu sırasında parmak basıncı ya da ultrasonik yerleştirme tekniği uygulanmış örneklerin bağlanma dayanımlarının mikrotensil bağlanma dayanımı testi ile karşılaştırılması, kopma tiplerinin belirlenmesi ve dentin-rezin-seramik bağlanma yüzeyindeki morfolojik değişikliklerin taramalı elektron mikroskobu ile değerlendirilmesi amacıyla yapıldı.

Bu in vitro çalışmada, periodontal ve ortodontik tedavi amacıyla çekimi yapılan 72 adet çürüksüz ve restorasyonsuz sağlam insan premolar dişi kullanıldı. Her bir dişe Sınıf 1 inley kavitesi açıldı ve dişlerin elastomerik ölçü maddesi ile ölçüsü alındı. Laboratuvarda IPS e-max Press (Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein) seramik inley restorasyonları üretici firmanın talimatlarına göre hazırlandı. Tüm seramik inlelerin iç yüzeylerine HF asit (%9,5) ve silan bağlanma ajanı uygulandı. Dişler önce rastgele dört gruba ayrıldı ve her bir gruptaki dişler ikisi self-adeziv özelliğe sahip olan dört farklı rezin siman (RelyX ARC, Panavia F 2.0, RelyX U200 ve G-Cem) ile simante edilmek üzere ayrıldı. Her bir siman grubu da simantasyonun parmak basıncı ile ya da ultrasonik yerleştirme tekniği ile simantasyonuna göre iki alt gruba ayrıldı. Simantasyon işlemi her bir simanın üretici firma talimatına göre gerçekleştirildi. Örnekler, oda sıcaklığında ( $23 \pm 2$  °C)

hazırlandı. Etüvde ( Heraeus, Heraeus Instruments, Hanau, Germany ) distile su içinde 37 °C'de 48 saat bekletildi. 64 adet diş mikrotensil testi için kullanılırken, geriye kalan 8 adet diş ise (her bir gruptan birer tane olmak üzere) taramalı elektron mikroskobu (SEM) değerlendirmesinde kullanılmıştır. Mikrotensil testi sonunda kopan örneklerin kırık tipi analizi stereomikroskop kullanılarak yapılmıştır. Mikrotensil bağlanma kuvveti değerleri arasındaki istatistiksel farklılıkların değerlendirilmesi için, One Way Anova (Tek yönlü varyans analizi), Student-Newman-Keuls çoklu karşılaştırma ve bağımsız Students' t testleri kullanıldı.

Bu in vitro çalışmanın sonucunda, her iki geleneksel rezin simanın bağlanma dayanımı değerleri self adeziv rezin simanların bağlanma dayanımı değerlerinden istatistiksel olarak yüksek bulunmuştur ( $p < 0,05$ ). Her bir siman grubunun parmak basıncı ve ultrasonik yerleştirme tekniği ile simante edilen alt grupları arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark bulunmamıştır ( $p > 0,05$ ). Ultrason uygulamasının farklı rezin simanların dentine mikrotensil bağlanma dayanımları üzerinde herhangi bir etkisinin olmadığı bulunmuştur.

**Anahtar Kelimeler:** 1. Seramik inley 2. Self-adeziv rezin siman 3. Ultrasonik yerleştirme tekniği 4. Mikrotensil bağlanma dayanımı.

## ABSTRACT

### IN VITRO EVALUATION OF EFFECT OF THE ULTRASONIC INSERTION TECHNIQUE ON MICROTENSILE BOND STRENGTH OF CERAMIC INLAYS LUTING WITH DIFFERENT RESIN CEMENTS

In recent years, the growing interest in aesthetics, especially for the posterior teeth, aesthetic inlays and onlays have taken the place of amalgam and cast gold inlays. With minimal requirement of tooth preparation, ceramic inlay and onlay restorations are good treatment option for posterior teeth cavities that have moderate tissue lost. For cementation of ceramic inlays and onlays, composite resin based luting cements are preferred. Composite resin cements are applied with total etch or self etch adhesive systems. Today, self adhesive resin cements that do not require any pretreatment of the tooth substrate are also available. This in vitro study was performed to assess the effect of ultrasonic insertion technique on microtensile bond strength of ceramic inlays which were cemented with composite resin cement or self adhesive resin cements. Fracture analysis of specimens with stereomicroscope and evaluation of morphological changes of dentin-resin-ceramic interface with scanning electron microscope were also performed.

This in vitro study, eighty human premolar teeth, extracted for periodontal and orthodontic reasons, without caries and restoration are used. On each tooth, a standardized Class 1 cavity prepared and impression was taken of each prepared tooth using elastomeric impression material. IPS e-max Press (Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein) inlay restorations were prepared according to manufacturer's instruction. HF acid (9.5%) and silane bonding agent was applied to the interior surfaces of ceramic inlays. Firstly, teeth were randomly divided into four groups for four different resin cements (RelyX ARC, Panavia F 2.0, RelyX U200 and G-Cem). And then, each resin cement group was divided into two subgroups according to the cementation by finger pressure or ultrasonic insertion technique. For each resin cement group cementation procedure were made according to manufacturer's instruction. To provide the polymerization of resin cements, all the restored teeth have been prepared at room temperature ( $23 \pm 2$  °C) and maintained in distilled water for 48 hours at 37 ° C inside an incubator (Heraeus, Heraeus Instruments, Hanau,

Germany). While 64 teeth were used for microtensile bond strength test, 8 teeth (including one in each group) were used for scanning electron microscopy (SEM) evaluation. At the end of the microtensile test, samples were examined using a stereomicroscope for analysis of fracture type. To assess statistical differences between the values of microtensile bond strength of groups One Way Anova, Student-Newman-Keuls multiple comparison and independent Students' t tests were used.

At the end of this study, microtensile bond strengths of conventional resin cements were significantly higher than self adhesive resin cements' bond strengths ( $p < 0.05$ ). In each cement groups, the two cementation techniques did not effect the microtensile bond strength of cements ( $p > 0,05$ ). For all groups, the effect of ultrasonic insertion technique on microtensile bond strength of resin cements or self adhesive resin cements was not statistically significant.

Keywords: 1. Ceramic inlay 2. Self-adhesive resin cement 3. Ultrasonic insertion technique 4. Microtensile bond strength.

## 1. GİRİŞ VE AMAÇ

Günümüz diş hekimliğinde, estetiğe olan ilginin artmasıyla ön bölge dişlerinde olduğu kadar, arka bölge dişlerinde de diş rengindeki restorasyonlara talep artmakta, arka bölge dişlerin restorasyonunda kullanılan amalgam veya döküm altın inleylerin yerini direkt/indirekt kompozit veya porselen inley/onley gibi uygulamalar almaktadır (1,2,3).

Kompozit inley uygulamalarında, yüksek ısıl genleşme katsayısı, kırılma ve aşınmaya karşı direnç gibi materyalin yapısına bağlı zayıflık tamamen giderilememiş, minenin sertliğine daha yakın özellikler taşıyan ve kırılmaya karşı daha dirençli, aynı zamanda doğal diş renkleri ile mükemmel uyum sağlayan porselen inley/onley sistemleri geliştirilmiştir (1,2,4). Bu protezlerin minimal düzeyde kavite preparasyonu gerektirmeleri ve böylece diş dokularında daha az kayba neden olmaları, son 30 yıldır diş hekimliğinde oldukça ilgi görmelerini sağlamıştır (5). Ayrıca restorasyonun supragingival bitirilebilmesi sayesinde dişlerin periodontal sağlıklarının korunması açısından da oldukça konservatif restorasyonlar olarak kabul edilmektedirler (6).

Seramik restorasyonların diş yapıları ile adeziv bağlanması rezin simanlarla sağlanabilmektedir. Seramiğin diş yapılarına kompozit rezin esaslı yapıştırma materyali ile adezyonu, diş ve restorasyonun kırılma direncini artırır, kenar sızıntısını azaltır dolayısıyla da tedavinin uzun dönem başarısını artırır (7,8).

Self adeziv rezin simanlar, geleneksel simanlar ile rezin simanların dezavantajlarını ortadan kaldırmak ve olumlu özelliklerini tek bir üründe toplamak amacıyla üretilmiş yeni materyallerdir. Self adeziv rezin siman kullanımında diş sert dokusunda herhangi bir hazırlığa gerek duyulmaz. Bu sayede simantasyon işlemi kolaylaştırılmış ve uygulama süresi kısaltılmış olur (9). Ayrıca klinik uygulamalarda pulpada düşük bir enflamatuvar cevapla birlikte (10), postoperatif ağrının daha az olması (11), estetik olmaları (9) ve florid salınımı yapmaları da diş hekimleri arasında sıklıkla tercih edilmelerine neden olmaktadır (12).

Simantasyon işlemi sırasında ultrasonik yerleştirme tekniğinin simanın viskozitesini azaltması ve ayrıca porözitelerin azalması ile daha ince ve homojen bir film kalınlığının elde edilmesi sağlanırken (13,14) yapılan bir araştırmaya göre

ultrasonik yerleştirme tekniğinin rezin simanın bağlanma dayanımını arttırdığı öne sürölmüştür (15).

Bu çalışmada farklı rezin simanlar ile simante edilen seramik inleylerin simantasyonu esnasında ultrasonik yerleştirmenin dentine olan bağlanma dayanımına etkisinin in vitro olarak değerlendirilmesi amaçlanmaktadır. Bu alışma sonucunda self adeziv rezin simanların ultrason uygulaması ile elde edilen bağlanma dayanımı değerlerinin, diş yüzeyine çok basamaklı işlemler ile uygulanan ve teknik hassasiyet gerektiren rezin simanların bağlanma dayanımı değerleri ile olan farkının istatistiksel olarak anlamlı olup olmamasına göre hem klinik basamak sayısını hem de teknik hassasiyetten kaynaklanabilecek hataları azaltabilme durumu tartışılmıştır.

Bu in vitro çalışmada; farklı tip rezin simanlar ve farklı simantasyon tekniklerinin lityum disilikat esaslı cam seramik inleylerin dentine olan mikrotensil bağlanma dayanımına etkisinin değerlendirilmesi amaçlanmıştır.

## 2. GENEL BİLGİLER

### 2.1. Posterior İnttrakoronal Restorasyonlar

Önceleri, arka grup dişlerde çeşitli nedenlerle oluşmuş kavitelerin restorasyonu için amalgam, döküm altın ve metal destekli seramik inley/onley restorasyonların en uygun seçenekler olduğu düşünülmekteydi (3). Amalgamın estetik olmayan rengi, galvanik akıma neden olması, ısı ve elektriği iletmesi, nispeten geniş bir kavite preparasyonu gerektirmesi, kopma ve gerilmeye karşı dayanıksızlığı, korozyona uğrayarak dişlerde renklenme oluşturması ve içeriğindeki civanın olası lokal ve sistemik toksisitesi nedenleriyle alternatif restoratif materyallerin gelişimi söz konusu olmuştur (16,17,18,19,20,21).

Altın inleylerin diş hekimliğinde kullanımları Taggart'ın altın dökümleri ortaya koyduğu 1907 yılına rastlar (22). Döküm altın restorasyonlar, uzun ömürlü, korozyona ve aşınmaya karşı dirençli, mekanik ve fiziksel özellikleri oldukça iyi olan, arka grup dişlerde ideal bir restorasyon seçeneği olmuştur, ancak maliyetlerinin yüksek oluşu ve estetik olmayan görünümleri ile endikasyonları sınırlandırılmıştır (16).

Günümüzde hastalar, diş renginde ve doğal görünümlü maddeler ile dişlerini tedavi ettirmek istemektedirler (23). Hastaların posterior bölge dişleri için de estetik restorasyonlara olan artmış talepleri (20,24,25,26), alerjik ve toksik maddelere karşı bilinçlenmeleri (27) ve materyallerdeki gelişmeler (28) hekimlere kalan diş yapısını güçlendirebilecek, konservatif preparasyon yapılarak uygulanabilecek restorasyonlar yapma imkanını vermektedir (29).

Araştırmacılar ve üreticiler, 1885'ten beri yaygın olarak kullanılan amalgamın yerini alacak, ideal özelliklere sahip restoratif maddelerin arayışı içerisindeyler (22). Kompozit rezinler bu amaçla üretilen ve klinik kullanımları çok yaygın olan estetik restorasyon materyalleridir. Ancak, direkt uygulanan kompozit rezinlerde meydana gelen polimerizasyon büzülmesi ve buna bağlı olarak ortaya çıkan kenar uyumundaki başarısızlıklar ve sonuçta oluşan kenar sızıntısı, ikincil çürükler, mikroçatlaklar ve dişte oluşan duyarlılık, kompozit restorasyonlardaki önemli sorunlardır (17,22,30). Modern kompozit rezinlerin geliştirilmiş mekanik özelliklerine rağmen polimerizasyon büzülmesi hala problem teşkil etmektedir (28).



Kompozit rezinlerin bu dezavantajlarını azaltmak için farklı uygulama yöntemleri geliştirilmiştir (30). Bunlar arasında adeziv sistemlerin geliştirilmesi, aşamalı ışık cihazlarının kullanımı, inkremental metodun kullanımı, seramik insertlerin kompozit içerisine yerleştirilmesi, kaide materyali olarak cam iyonomer simanın kullanımı gibi birçok yöntem kullanılmasına rağmen henüz hiçbir yöntem marjinal sızıntıyı tamamen elimine edememiştir. Birçok klinisyen arka grup dişlere uygulanan direkt kompozit restorasyonların, daha sağlıklı ve istenilen özelliklerde olabilmesi için inley şeklinde yapılmalarını önermektedirler (20). Direkt ya da indirekt olarak kompozit ve seramik materyallerinden inley hazırlama teknikleri geliştirilmiştir (4).

Yapım şekilleri ile ilk kez ondokuzuncu yüzyılda Philbrook tarafından tanımlanmış olan inleyler, ağız dışında hazırlanarak kaviteye siman aracılığıyla yapıştırılan restorasyonlar olup; uygulanan kavitenin boyutlarına göre inley, onley ve overley olarak adlandırılırlar (27).

### **2.1.1. İnley Sınıflandırması**

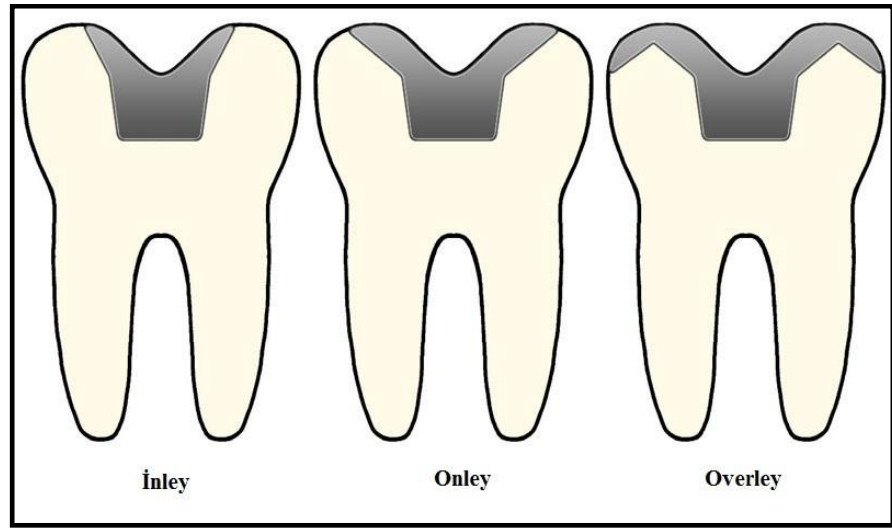
İnleyler farklı kriterlere göre sınıflandırılabilirler (27).

1. Kavite preparasyonuna göre sınıflandırma
  - İnley
  - Onley
  - Overley
2. Yapım şekline göre sınıflandırma
  - Direkt
  - İndirekt
3. Kullanılan maddelere göre sınıflandırma
  - Döküm metal (altın, krom-kobalt-molibden alaşımları) ,
  - Porselen
  - Kompozit inley ve onleylerdir.

Bir inleyin sınırları, fissürün en alçak noktası ile tüberkül tepesindeki mesafenin üçte birini kapsar. Onleyin sınırları, fissür ve tüberkül tepesi arasındaki

mesafenin üçte birini aşar (27). Bir ya da daha fazla tüberkülü içine alabilir (31). Overley, bütün çığneme yüzeyinin tüberkülleri ile beraber içine alan ve klinik kronun, bukkal veya lingual kısımlarında supragingival, zorunlu durumlarda subgingival bölgeye kadar uzanan bir kron restorasyonudur (23). İnley, onley ve overley kron restorasyonlar Şekil 1' de gösterilmektedir (32).

İnleyler yapılarına göre direkt ve indirekt olarak ayrılabilir. Direkt teknikle sadece kompozitler kullanılırken, indirekt teknikte hem kompozitler hem de porselenler kullanılır (33).



Şekil 1: İnley, onley ve overley kron restorasyonları (32)

### 2.1.2. İnley Endikasyonları

1. Aşırı harabiyete uğramayıp, diğer dolgu maddeleri ile yapılacak restorasyonlar için tutuculuk sağlanamayan dişlerde,
2. Kondansasyon ve polisaj zorlukları yüzünden dişetin altına uzanan kavitelere,
3. Amalgam ve kompozit gibi dolgu maddelerine karşı aşırı duyarlılık ve alerjik reaksiyon gösteren hastalarda,
4. Ağızda farklı metallere yapılmış restorasyonların olduğu ve galvanik akımının meydana gelebileceği vakalarda (27).

### **2.1.3. İnleylelerin Avantajları**

1. En önemli avantajı, konservatif bir preparasyon gerektirmesidir. Retansiyon kavite preparasyonuna bağılı olmadığından diş yapısındaki kayıp minimaldir (34).
2. Diş ile restorasyon arasındaki boşluklar yapıştırma simanı ile giderilerek polimerizasyon büzülmesi kontrol edilebilir (3).
3. İnley-onley tarzı restorasyonlar kalan diş yapılarını maksimum derecede korumakta ve bir kron restorasyonunun uygulamasını geciktirmektedir. Böylece olabilecek bir diş kaybı ile gerçekleşecek restorasyon süreci bu şekilde geciktirilmiş olur (23).
4. İnley türü restorasyonlar periodonsiyumun sağlığının korunması açısından konservatif restorasyonlardır (6,33).
5. Kompozit ve porselen gibi estetik materyallerden üretilebilir ve böylece hastaların artmış estetik beklentilerini karşılamış olurlar (22,33).
6. Yüksek çiğneme kuvvetlerine maruz kalan, büyük kavitelere sahip arka grup dişlerde; laboratuvar ortamında hazırlanmış, artmış fiziksel özelliklere sahip inley/onley restorasyonlar direkt rezin uygulamalarına göre daha avantajlı görünmektedir (29).

### **2.1.4. İnleylelerin Dezavantajları**

1. Birden fazla seansa gerek duyulması ve dolgu yapımına göre daha komplike yapım şekli.
2. İyi bir preparasyon için bazı durumlarda sağlam diş dokusundan daha fazla madde kaybı gerektirebilmesi.
3. Yüksek maliyet (27).

### 2.1.5. Seramik İnley ve Onleyler

Herbst 1882’de fırında pişirilen ilk seramik inleyi geliştirmiştir (21,22,35). İlk olarak porseleni kaviteye göre pişirmeyi 1887’de Land ortaya koymuştur. Bu şekilde porselen inleylerin güncel yapım metodu ortaya çıkmıştır (35,36).

Seramik inley/onley ile ilgili ilk tanımlamalar 20. yüzyılın başlarında yapılmıştır. O zamanlar, seramik inley uygulaması Sınıf V kavitelere yapılmaktaydı, çünkü kullanılan porselen düşük dayanıklılıkta idi ve çinko fosfat siman ile simante edilmekteydi. Bu tür restoratif sistemler arka grup dişlerdeki oklüzal yükleri karşılamayacak kadar zayıf mekanik özelliklere sahipti. Ayrıca seramiğin fabrikasyon tekniği güç, zaman alıcı ve restorasyonlar da sıklıkla istenilen hassasiyete sahip değildi. Bununla beraber, bonding tekniklerinin ortaya çıkması, kompozit yapıştırma ajanlarının kullanılması ve seramikler için daha hassas fabrikasyon tekniklerinin geliştirilmesi bu tür restorasyonları arka grup dişler için de cazip kılmaya başlamıştır. Diş rengindeki seramik inleyler amalgama alternatif hale gelmiştir (37).

Porselen inleyler tarihsel gelişimi içinde en yüksek popülariteyi 90’lı yıllarda kazanarak günümüzde posterior dişler için gerçek bir restorasyon alternatifi olmuşlardır (33).

Seramik esaslı materyallerin biyolojik uygunluğu, yüksek aşınma direnci, üstün estetik özellikleri gibi avantajları bu malzemenin inley-onley restorasyonlarda kullanılmasını gündeme getirmiştir. Daha önceleri metalle kombine kullanılan seramikler, teknolojik ilerlemelere paralel olarak adeziv teknik ve güçlendirilmiş seramiklerin geliştirilmesiyle birlikte inley restorasyonların yapımında da kullanılmaya başlanmışlardır. Seramik materyaller fiziksel özellikleri bakımından mineralize diş yapısına kompozit rezinlerden daha çok benzerler (38).

#### 2.1.5.1. Dental Seramikler

Seramik bir veya birden fazla metalin, metal olmayan element ile birleşerek yüksek ısıda sinterlenmesi sonucunda oluşan inorganik bileşiktir. Seramikler, üç doğal mineral olan kuartz, kaolin ve feldspar karışımından oluşurlar. Seramikler

grubu içerisinde yer alarak floresans\* ve yarı saydam özellik gösteren malzemelere porselen adı verilir. Karışımında farklı bir mineral yer aldığı porselen sözcüğü yerine seramik sözcüğünü kullanmak daha doğrudur. Estetik özellikleri, biyolojik uyumları ve uygun fiziksel özellikleri nedeniyle hem porselenler hem de seramikler en sık kullanılan restorasyon materyalleri arasındadır (22,39).

Dental porselenler temelde silikon ve oksijen yapısal birimlerinden oluşur ve kristalin yapıda olmayan cam sayılır (40). Porselenler mekanik dirençlerinin zayıflıkları nedeniyle temel metal alaşımları, soy alaşımlar, cam seramikler, cam infiltre seramikler, polikristalin seramikler (39) ve elektroforetik altın (galvano) gibi çeşitli alt yapılar ile desteklenmelidirler (22).

Geleneksel seramikler, temel olarak cam matriks içinde doldurucu kristalin faz içerirken yeni geliştirilen seramik sistemler primer olarak kristalin yapısındadır. Dental seramiklerin fiziksel ve kimyasal özellikleri, yapılarına katılan oksitlerle (silisyum oksit, lityum disilikat, potasyum oksit, sodyum oksit, kalsiyum oksit, kalsiyum flor vb.) geliştirilmeye çalışılmıştır. Genelde oksit seramikler olarak da bilinen bu yeni cam seramikler, kristalize zirkonyum, magnezyum ya da alüminyum temeline dayanmaktadır. Yapısal olarak, % 56-64 SiO<sub>2</sub>, % 0-2 Al<sub>2</sub>O<sub>3</sub>, % 15-20 MgO, % 12-18 K<sub>2</sub>O, % 4-9 F, % 0-5 ZrO<sub>2</sub>, % 0.05 CeO<sub>2</sub>'den oluşmaktadırlar. Moleküllerin cam matriks içinde oluşturdukları gelişigüzel yerleşim tarzı, camla çevrelenmiş sağlam bir ağ yapısı oluşturur. Cam matriks yapının ve ağ oluşturan kristallerin termal genişleme katsayıları, seramiklerin direncini artırmaktadır (41).

Bütün seramikler doğal olarak aynı yapıdan meydana gelmişlerdir, temel yapı üç ana maddeden oluşur; feldspar, kuartz ve kaolin (22).

\* floresans: Bir madde üzerine düşen ışınların, ışık verildiği sürece, çoğunlukla farklı dalga boyunda ışıklara dönüşerek geri ışması olayı (www.tdk.gov.tr ).

### Feldspar

Porselene doğal bir translüsentlik veren ana yapıyı teşkil eden maddedir. Yaklaşık % 60 civarında bir orana sahiptir. Esas olarak, sodyum silikat, potasyum silikat veya kalsiyum silikattır. Bu maddenin bağlayıcı özelliği vardır. Fırınlama sırasında eriyerek kuartz ve kile matris oluşturur. 1100-1300 °C 'de eriyen feldspar, doğal haldeyken hiçbir zaman saf değildir. Feldspar 1250-1500 °C civarında eriyerek serbest kristalin fazında cama dönüşür ve kuartz ve kaoline yapı olarak yardımcı olur (36,42).

### Kuartz (Silika)

Ergime ısısı diğer maddelere nazaran daha yüksek, yaklaşık 1700 °C olan kuartz tutucu bir destek oluşturur. Silika yapısında olup, yapı içinde doldurucu olarak görev yapar. Pişirme sonucu meydana gelebilecek büzölmeleri önler. Termal genişleme katsayısını kontrol etmeye yardımcıdır. % 10-30 arasında bulunur. Porselenin dayanıklılığının artmasını sağlar (36,42).

### Kaolin

Dehidrate olmuş alüminyum silikattır. Yapışkan bir yapıya sahip olduğundan diğer maddeleri bir arada tutar. Dolayısıyla porselenin modelajında yardımcı olur. % 1-5 arasındadır. Ergime ısısı 1800 °C'dir. Opak yapıdadır ve ısıya oldukça dayanıklıdır (36,42).

Bu üç ana maddenin dışında akışkanlar veya cam modifiye ediciler, ara oksitler, çeşitli renk pigmentleri, opaklaştırıcı veya luminisans özelliğini geliştiren çeşitli ajanlar da porselen yapıya eklenebilmektedir (36).

### 2.1.5.2. Dental Seramiklerin Avantajları

1. Renkte derinlik sağlarlar ve ışığı yansıtma özelliklerine sahip oldukları için doğal diş yapısına yakın estetik restorasyonlar elde etmek mümkündür (36,41,43,44,45).
2. Biyouyumlu materyallerdir (27,36,41,42,43,44,46,47,48).
3. Homojen yapıdadırlar (36,42,49).
4. Doğal diş dokusuna yakın ısıl genişleme katsayısına ve ısı iletkenliğine sahiptirler (36,41,42,45,48,49,50).

5. Kimyasal maddelere karşı dirençlidirler (36,41,42,43,44,45,48,49).
6. Sıkıştırma kuvvetlerine dayanıklıdırlar (36,42,48,49).
7. Metal destekli restorasyonlarda görülen, alaşıma bağlı korozyon, toksik ve alerjik etkiler görülmez (51).
8. Mineye oranla plak birikimi, dolayısıyla da biyofilm tabakası daha az oluşur (44,47,50,52).
9. Tatmin edici fiziko-mekanik özelliklere ve abrazyon direncine sahiptirler (41,47).

### **2.1.5.3. Dental Seramiklerin Dezavantajları**

1. Kırılgan yapıda olmaları (36,41,43,44,52,53).
2. Gerilme kuvvetlerine karşı dirençsiz olmaları (43,44,52,53).
3. Derin preparasyon gerektirmeleri (36).
4. Antagonist dişte aşınmaya neden olmaları (52,53).
5. Çalışmalarının özen ve titizlik gerektirmesi (36,43).
6. Bazı tekniklerin özel ekipman gerektirmesi nedeniyle pahalı olmaları (36).

### **2.1.5.4. Tam Seramik Restorasyonların Sınıflandırılması**

Tam seramik restorasyonlar için farklı sınıflandırmalar mevcuttur. Materyalin içeriğine göre ve yapım tekniklerine göre sınıflandırılabilir.

Yüksek dirençli seramik kor materyalleri kimyasal içeriklerine göre 3 ana gruba ayrılabilirler (45,54):

1. Cam seramikler
2. Cam infiltre edilmiş seramikler
3. Polikristalin seramikler

Tam porselen sistemleri yapım tekniği yönünden dört gruba ayrılır (55):

1. Isıya dayanıklı daylar üzerinde fırınlanan porselen sistemleri:

Alüminus porselenler, Magnesia kor, Cerestore/Alceram (Innotek Dental Corp.,ABD), Optec (Jeneric, Pentron Inc., ABD), Hi-Ceram (Vita-Zahnfabric, Almanya), In-Ceram (Vita-Zahnfabric, Almanya).

2. Dökülebilir (cam) porselen sistemleri:

Dicor (Dentsplay, ABD), Cerapearl (Kyocera, ABD).

3. Preslenebilir porselen sistemleri (ısı ile basınçlı olarak üretilen porselen sistemleri):

IPS Empress (Ivoclar, Schaan, İsviçre), IPS Empress 2 (Ivoclar, Schaan, İsviçre), IPS e.max Press (Ivoclar, Schaan, İsviçre), Finesse (Ceramco, Almanya).

4. Cad-Cam sistemi (Computer Aided Design- Computer Aided Manufacture System):

Cerec (Siemens, Almanya), Celay (Mikrona, Almanya), Procera Al-Ceram (Procera Sanvik, İsveç).

### **2.1.6. Seramik İnley-Onley Yapım Teknikleri**

Porselen inley yapımında kullanılan seramikler esas olarak güçlendirilmiş porselenlerdir. Güçlendirme farklı işlemlerin sonunda olabilir. Bu işlemlerden en yaygın olanı alümina ve lösit gibi yüksek elastisite modülü olan kristallerin camsı matriks içine girmesiyle oluşan kristal-cam bileşkeleridir (33). Bu şekilde kristalin fazda artış gösteren seramikler kırılmaya karşı daha fazla direnç gösterirler (56).

Porselen inley/onley restorasyonlar, geleneksel seramik, dökülebilir seramik, ısı ve basınçla şekillendirilen seramik, infiltre seramik ve makine ile şekillendirilen seramik sistemleri gibi, farklı porselen yapım teknikleri ile oluşturulabilir (2). Daha sonra restorasyona estetik özellikler kazandırmak için, seramik taşıyıcı alt yapı üzerine porselen çalışılır. Yani seramik üzeri porselen (silikat seramiği) ile kaplanmış olur (22).



### **2.1.6.1. Isıya dayanıklı daylar üzerinde fırınlanan porselen sistemleri:**

#### **2.1.6.1.1. Folyo Tekniği**

% 50 Al<sub>2</sub>O<sub>3</sub> içeren alüminus porselenler ve MgO içeren magnesia kor bu gruba dahildir. Porselen, 0,5-1 mm'lik bir kalınlıktaki bir platin folyo üzerinde hazırlanabilen porselen kor içine alümina partiküllerinin dağıtılması ile güçlendirilmiştir. Alümina, porselen yapısına eklenen en sert ve en güçlü oksittir. Ayrıca gerilim streslerine karşı da dayanıklılık göstermektedir. Alümina kor yeterli ışık iletimine ve estetiğe de izin verir. Geleneksel feldspatik porselen bu kor yapı üzerine uygulanabilir (55). Kor yapının dayanıklılığı, vitröz matristeki magnesia kristallerinin dağılımı ve matris içindeki kristalizasyonu ile sağlanmaktadır (6,55).

#### **2.1.6.1.2. Cerestore/All-Ceram (Enjeksiyon Yöntemi ile Şekillendirilen Kor)**

Sistemde ısıya dayanıklı epoksi day kullanılır. Seramik korun mum modelajı yapılır, revetmana alınır. Mum uzaklaştırıldıktan sonra porselen akıcı kıvama gelene kadar ısıtılır ve kalıp içine enjekte edilir. Soğutulan porselen epoksi daydan uzaklaştırılıp şekil verilir ve 14 saat süreyle fırınlanır. Bu işlemde sonra veneer porseleni bilinen yöntem ile uygulanır. Fırınlama siklusu sırasında ısının ve zamanın kontrolü ile orijinal materyalin boyutlarından daha fazla magnezyum oksit kristal formu oluşup bunun büzülmeyle kompanse etmesi ile kor elde edilir. Sonuç ürün olan magnezyum alüminat mekanik olarak en güçlü oksit seramik materyalidir (55). Kor materyalinin % 70 kadar alümina kristali ve % 8-10 kadar magnezyum alüminat içermesi, materyalin kırılma direncini arttırmıştır (41). Bu sistemde marjinal adaptasyonun mükemmel olması, kalıba porselenin enjeksiyonla uygulanması, uzun ve yavaş fırınlama zamanına bağlanmaktadır (55).

#### **2.1.6.1.3. Optec HSP**

Kristalin lösit içeren ve kor kullanılmaksızın tam porselen kron yapımında kullanılan bir sistemdir (49). Lösit konsantrasyonu yaklaşık % 50'dir. Folyo veya ısıya dayanıklı day üzerinde şekillendirilip fırınlanarak hazırlanan Optec HSP' nin feldspatik porselenden daha dirençli olmasına rağmen kor yapılı sistemler kadar güçlü bulunamamıştır (36).

#### **2.1.6.1.4. Hi-Ceram**

İlk kez 1972'de fosfat bağı revetman platin yaprak kullanılmaksın alümina porseleni fırınlanarak elde edilmiştir. Kimyasal yapısı geleneksel alümina kor yapısına benzer, ancak daha fazla alümina içerir (41). % 70 Al<sub>2</sub>O<sub>3</sub> içeren bir kor materyalidir. Teknikte kor porseleni direkt olarak ısıya dayanıklı day üzerinde fırınlanmakta, dentin ve mine ise daha sonra bilinen yöntemlerle kor üzerinde şekillendirilmektedir (55).

Hi-Ceram sistemi, üstün estetik sağlar, kenar uyumu ve boyutsal stabilitesi iyidir. Teknik diğer metal desteksiz porselen sistemlerine göre daha ucuzdur ve mevcut porselen fırınlarında gerçekleştirilebilir, ilave alet ve ekipman gerektirmez (55).

#### **2.1.6.1.5. In-Ceram**

İnce grenli Al<sub>2</sub>O<sub>3</sub>'ün ince cam tabakasıyla birbirine kaynaşmış, homojen ve pörözsüz yapısı nedeniyle bu güne kadar diş hekimliğinde kullanılan porselen materyallerinin hepsinden daha yüksek eğilme dayanıklılığına sahiptir (55). % 90 Al<sub>2</sub>O<sub>3</sub> içeren bir kor materyalidir (49).

In-Ceram porselen sistemi alümina ve cam denilen ve üç boyutlu olarak birbirleriyle penetrasyon gösteren iki faz içermektedir. Bu sistemde kor materyaline yüksek direnç sağlayan 1-5 mikron gren boyuna sahip alüminyum oksit kristalleri kullanılır. Alümina kristallerinin su içindeki süspansiyonuna slip adı verilir ve bu slip ısıya dayanıklı day alçısı üzerine sürülerek fırınlanır (slip casting) (55). Fırınlama işlemi özel fırında 1120 °C'de 10 saattir (41). Alümina kor materyali aşırı kompakt olması nedeniyle yalnızca % 3'lük büzülme gösterir. Bu büzülme miktarı da day alçısının sertleşme genişmesi ile kompanze edilir. Birbirine yalnızca küçük bağlarla tutunan kompakt alümina partikülleri oldukça pöröz bir yapı oluşturur. Bu pöröz yapının düşük viskoziteye sahip cam ile infiltre edilip fırınlanmasıyla yüksek dirence sahip alümina kor meydana gelir. Ortaya çıkan kor materyalinin üzeri yüzey porseleni kaplanarak restorasyonun son şekli elde edilir. Cam infiltrasyonu ile direncin artmasının sebebi alüminanın pörözitesinin azalmasına, dağılımın güçlendirilmesi ile cam ve alümina partikülleri arasında oluşan sıkışma kuvvetlerine dayanmaktadır (55). In-Ceram tekniği için iki modifiye porselen kombinasyonu

belirtilmektedir: In-Ceram Spinel ve In-Ceram Zirkonya. In-Ceram Spinel kristal olarak magnezyum spinel içerir. In-Ceram Zirkonya ise zirkonyum oksit içerir (57).

### **2.1.6.2. Dökülebilir (Cam) Porselen Sistemleri**

#### **2.1.6.2.1. Dicor**

Döküm cam porselenlerinin % 45'lik bölümünü cam oluşturur. İçeriğindeki mika kristalleri yaklaşık 1 µm kalınlıkta ve 5-6 µm boyutlarındadır. Bu kristaller materyalin esnekliğini ve yüzey işlenebilirliğini sağlarken kırık oluşumuna karşı direnç ve dayanıklılık da kazandırır. Dicor cam porselen 1370 °C'de fosfat bağlı revetman içerisinde santrifüj tekniği ile dökülür. Daha sonra kristalizasyon işlemi için ısı uygulamasına tabi tutulur. Porselenin renklendirilmesi yüzey cilası veya ince veneer porselen uygulaması ile yapılır (55).

Dicor'un yüksek baskı kuvvetlerine karşı dayanıklılığı, sertliği, yoğunluğu, aşınmaya karşı direnci, ısıl genleşme katsayısı ve yarı şeffaflık özelliği doğal diş dokusuna benzer. İyi estetik, iyi boyutsal stabilite, radyolusent olması, düşük ısı iletkenliği, aşınmaya karşı dirençli olması, detaylı oklüzal anatomi oluşturulabilmesi ve 3-5 kez boyanabilmesi avantajları arasında sayılabilirken, estetik amaçlı ilave ısıl işlemlerin büzülmeye neden olması ve yapımı için uzun zaman ve ekipman gerektirmesi dezavantajlarıdır (50).

#### **2.1.6.2.2. CeraPearl**

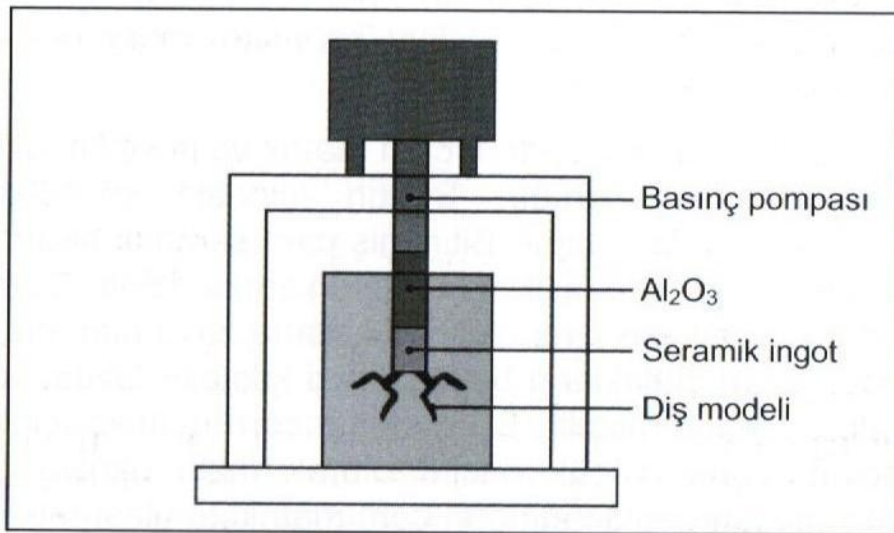
Doğal diş minesi gibi hidroksi apatit kristalleri içerir (41). Bu sistemde kalsiyum fosfat esaslı cam kontrollü ısı uygulamasıyla kısmen kristalin bir yapıya dönüştürülür. Bu ilk kristalin faz oksiapatit yapısındadır ve stabil değildir. Suyun varlığında hemen hidroksiapatite çevrilir. Işık kırma indeksi, densitesi ve termal iletkenliği doğal mineye benzer bulunmuştur (55). Fiziksel özellikleri mineye benzer, yüksek biyolojik uyuma sahiptir, ısı iletkenliği düşük ve aşınmaya karşı dirençlidir (50).

### 2.1.6.3. Preslenebilir Porselen Sistemleri (Isı ile Basıncılı Olarak Üretilen Porselen Sistemleri)

#### 2.1.6.3.1. IPS Empress

1983 yılında Zürich Üniversitesi Diş Hekimliği Materyalleri ve Sabit-Hareketli Bölümlü Protezler Bölümünde geliştirilmiş bir sistemdir (55). Isı ve basınç altında şekillendirilen, temelde yüksek lösit içerikli feldspatik porselendir. Bu materyal kimyasal olarak  $\text{SiO}_2\text{-Al}_2\text{O}_3\text{-K}_2\text{O}$ 'den oluşur. Silikat cam matris hacminin % 30-40 kadarının 1-5  $\mu\text{m}$  büyüklüğünde lösit kristalin faz oluşturur (22,55). Materyalin yüksek yarı geçirgenliği ve aşındırma etkisi doğal dişe benzer (22), bükülmeye karşı direnci 120-200 MPa'dır (55,58).

IPS Empress, ingot formundaki bir feldspatik porselen tipidir. Restorasyon tam kontur olarak mum ile modele edilir, revetmana alınır, 850 °C'ye kadar ısıtılarak mum uzaklaştırılır. Döküm yoluna seramik blok ve alüminyum piston yerleştirilir. Manşet, EP 500 adı verilen özel porselen fırınına konur (Şekil 2). Isı 1150 °C'ye çıktıktan sonra 20 dk süre ile yumuşamış seramik blok 0,3-0,4 Mpa basınç ile yavaş yavaş vakum altında preslenir. Revatmandan çıkarılan restorasyon kuşlama ile temizlenir ve model üzerinde kontrol edilir (22).



Şekil 2: EP 500 basınçlı fırının yatay kesiti ve basınç uygulama işleminin şematik görünümü (22)

Bu seramik materyalinde bulunan lösit kristalleri gerilim tipi stresler karşısında oluşan mikrokırıkların ilerlemesinde bariyer görevi yapar. Bu sistemde restorasyona iki şekilde renk karakteristiği verilebilir. Birincisi boyama (gölgelendirme) tekniği diğeri ise tabakalama tekniğidir (24).

IPS Empress inley, onley, veneer, porselen ve tek kron yapımında kullanılmaktadır (41). Üç ve daha fazla üyeli köprülerde kullanılmaz (55,59). IPS ProCAD (Ivoclar Vivadent) lösit ile güçlendirilmiş IPS Empress' e benzer, ancak daha ince partikül boyutlarına sahip bir seramik sistemidir (60).

### 2.1.6.3.2. IPS Empress 2

IPS Empress 2'nin geliştirilmesindeki esas amaç üç ve daha fazla üyeli köprülerin yapılabileceği bir materyal üretmektir. Restorasyonun kor kısmı kayıp mum tekniği ile elde edilir. Kor kısmının esas kristalin fazı lityum disilikattır (22,59). Isı ve basınç altında şekillendirilen kor yapı, esas kristal faz olarak, 0.5-4 µm büyüklüğünde hacminin en az %60'ı kadar lityum disilikat kristalleri, ikinci kristal faz olarak ise 0.1-0.3 µm büyüklüğünde lityum ortofosfat kristalleri içermektedir (22,61,62). Materyalin bükülme direnci 300-400 MPa, kırılma direnci ise 2,8-3,5 MPa arasındadır (61,63).

Lityum disilikat cam porselen ilk kez 1959 yılında geliştirilmiştir. Ancak bu materyal düşük kimyasal direnci, yetersiz yarı geçirgenliği, kontrol edilemeyen mikro çatlak oluşumu ve laboratuvar safhasının komplike ve zaman alıcı olması gibi dezavantajları nedeni ile diş hekimliğinde yerini alamamış ve kullanımı terk edilmiştir. 1998 yılında lityum disilikat cam porselen kullanımı ısı ve basınç tekniği ile tekrar güncel hale gelmiştir. Bu tekniğin, lityum disilikat kristal fazda homojen yapı oluşumunu sağladığı, kontrol edilemeyen mikroçatlak oluşumunu engellediği, kısa sürede ve restorasyon hazırlanmasına olanak sağladığı ifade edilmiştir (55,64).

Lityum disilikat cam porselen tabletleri EP500 adı verilen özel fırında 920 °C'de visköz akma özelliğine ulaşır ve basınçla revetman boşluğunun içine yollanır. Lityum cam porselen kor yapı üzerine, tabakalama tekniği ile floraapatit yapıda cam seramik yerleştirilir (22,60).

IPS Empress 2 sistemi ön ve arka grup dişlerde tek kronlarda, üç üyeli köprü yapımında kullanılabilir. Arka grup dişlerde üç üyeli köprülerde kullanılması için ikinci premolar dişin en son distal destek olması (22,65) ve gövdenin bir premolar diş genişliğinde (yaklaşık 7-8mm) olmalıdır (22,45,55,64).

IPS Empress ve IPS Empress 2' nin asıl farklılığı materyalin kor kısmının kimyasal yapısından kaynaklanır (22,55). Bu farklılık, IPS Empress 2' nin kırılmaya karşı olan direncini IPS Empress' e göre üç kat arttırmıştır (41). IPS Empress 2' de cam daha az olduğu için kırılmaya karşı olan direnç fazla, mikro çatlak oluşum riski en azdır (22,55).

IPS Empress 2' de cam seramik yapıya ilave edilen lityum disilikat kristalleri mikro çatlakları önleyerek mekanik özellikleri (53,66,67) ve restorasyonun ışık geçirgenliğini arttırmıştır (35).

#### **2.1.6.3.3. IPS e.max Press**

Empress 2 tüm seramik sisteminin daha gelişmiş versiyonu olan IPS e.max Press (Ivoclar-Vivadent, Schaan, Liechtenstein) restorasyonlar, 2005 yılında piyasaya sunulan lityum disilikat cam seramik içeriğe sahip olan ingotların preslenmesi ile elde edilmektedir (22,39,60,68).

Preslenebilir lityum disilikat materyalin mikroyapısı hacimce yaklaşık %70 oranında cam matris içerisinde kristalize iğne uçlu lityum disilikat kristalleri içerir. Bu kristallerin uzunluğu yaklaşık 3-6 µm kadardır. IPS e.max Press ve IPS e.max CAD'in kristalleri aynı kompozisyondadır. Her iki yapı da %70 lityum disilikattan oluşur ancak bu kristallerin büyüklük ve uzunlukları farklıdır. Bu yüzden iki materyalin termal ekspansiyon katsayısı, elastiklik modülü, kimyasal çözünürlüğü gibi özellikleri aynı iken; bükülme dayanımı ve kırılma sertliği IPS e.max Press için bir miktar daha fazladır (68).

Materyalin bükülme direnci 400 MPa'dır. Materyal 2 farklı boyda ve 4 farklı translüenslikte temin edilebilir. Restorasyonlar oldukça estetik görünüme sahiptir (69,70).

Estetik cam seramik ingotlar olan IPS e.max Press, ve zirkonyum dioksit üstünde çabuk ve etkin bir cam seramik olarak kullanılan IPS e.max ZirPress ürünleri piyasada mevcuttur (68). Bu sistemde amaç zirkonyum alt yapıli seramiklerin, flor

apatit ingotların preslenmesi ile kaplanması ve optik özelliklerinin doğal dişe daha yakın hale getirilmesidir. İşlemin ardından restorasyona veneer porseleni eklenebildiği ya da dışsal olarak renklendirilebildiği bildirilmiştir (69,70).

IPS e.max Ceram; nano fluorapatit ve düşük ısı cam seramiği hem pres teknolojisi, hem de CAD/CAM teknolojisi ile üretilen restorasyonlar için karakterizasyon ve yığıma seramiği olarak kullanılmaktadır. Bu materyal feldspar veya lösit içermemektedir (70).

IPS e.max lityum disilikat; iğne uçlu kristal yapıya sahiptir ve bu yapı materyale oldukça iyi dayanıklılık ve üstün optik özellikler kazandırmaktadır. IPS e.max lityum disilikat geleneksel olarak preslenebilmekte ya da CAD/CAM teknolojisi ile işlenebilmektedir. (69,70).

IPS e-max'in endikasyonları (68):

- 1- Laminate veneerler,
- 2- İnley-onley restorasyonlar,
- 3- Anterior ve posterior kronlar,
- 4- 3 üyeli anterior köprüler,
- 5- 2. premolara kadar olan 3 üyeli köprüler,
- 6- Anterior ve posterior bölgede yer alan tek üye implant üst yapısı,
- 7- 2. premolara kadar olan bölgede yer alan 3 üyeli implant üst yapısı.

IPS e-max'in kontraendikasyonları (68):

- 1- 1. molar dişin köprü gövdesi olarak yer aldığı molar köprüler,
- 2- 4 ya da daha fazla üyeli köprüler,
- 3- İnley bağlı köprüler,
- 4- Çok derin, subgingival preparasyonlar,
- 5- Bruksizm vakaları,
- 6- Kantilever köprüler,
- 7- Maryland köprüler.

#### **2.1.6.3.4. Finesse All-Ceramic Low-Fusing Porcelain**

Lösit kristalleri içeren preslenebilen cam seramik sistemidir. Tek üye anterior ve posterior kronlar, laminate veneer, inley ve onleyler yapılabilir (71).

#### **2.1.6.3.5. Cergo Kiss Pressable Full Ceramic**

Lösit kristalleriyle güçlendirilmiş preslenebilen cam seramiktir. Seramiğin kimyasal içeriği  $\text{SiO}_2$ ,  $\text{Al}_2\text{O}_3$ ,  $\text{K}_2\text{O}$ ,  $\text{Na}_2\text{O}$  ve  $\text{CaO}$ 'tir. Kırılma dayanıklılığı 100-120 MPa'dır. Presleme ısısı 980 °C'den düşüktür.

Tabakalama ve boyama tekniği ile üretilebilir. Laminate veneer, inley, onley, anterior ve posterior tek kron restorasyonlarda endikedir (72,73).

#### **2.1.6.3.6. Cerpress SL ve Cerpress II Pressable Ceramic**

Cerpress SL Pressable Ceramic sistemi lösit kristalleriyle güçlendirilmiş preslenebilen cam seramiktir. Cerpress II Pressable Ceramic sistemi, metal alt yapılar üzerine ısı ve basınçla preslenebilen bir sistemdir. Kron, inley, onley ve laminate veneer restorasyonlar üretilebilir (74).

#### **2.1.6.3.7. CZR (Cerabien zirkonyum) Press**

Zirkonyum esaslı kor yapılar üzerine seramik çekirdekler preslenir. Maddenin içeriğinde % 99,9 oranda saf sentetik feldspar olduğundan, doğal feldspara göre daha homojendir. Bundan dolayı, doğal dise çok yakın opal görünüm ve floresans özellikleri taşır (75).

#### **2.1.6.3.8. Optimal Pressed Ceramic**

Pres çekirdekleri ile üst yapısında kullanılan porselen aynı yapıdadır. Lösit kristalleri içerir (76).

#### **2.1.6.3.9. Authentic Pressable Ceramics**

Lösit kristalleri ile güçlendirilmiş preslenebilen seramik sistemidir. İnley, onley, laminate veneer ve tek üye kron restorasyonları üretilebilir (77).

#### **2.1.6.3.10. Press-i-Dent Pressable Ceramics**

İleri teknoloji lösit kristalleri içeren, ısı ve basınçla preslenerek elde edilen seramiktir. Kron, inley, onley, laminate veneer gibi tek üyeli restorasyon uygulamalarında kor maddesi olarak kullanılır (78).

#### **2.1.6.3.11. SNF PressCeram**

Metal alt yapılar üzerine preslenebilen bir seramiktir. Metal-seramik restorasyon yapımında kullanılabilir. SNF PressCeram Ingotlar dual fazlı lösit kristalleri içerirler (79).



#### **2.1.6.4. Cad-Cam Sistemi (Computer Aided Design- Computer Aided Manufacture System)**

Sistem önceden üretilen porselen blokların bilgisayar destekli freze yardımı ile şekillendirilmesi esasına dayanır. Kamera yardımı ile elde edilen veriler bilgisayara yüklenir. Daha sonra tasarımları (CAD) yapılarak üretime geçilir. Genellikle inley, onley, laminate veneer tipindeki parsiyel kron restorasyonları için endikedir (49,55).

İlk olarak 1985’de Zürih Üniversitesi’nde CAD/CAM teknolojisinden yararlanılarak hazırlanan ilk porselen inley bir hastanın dişinde hazırlanan kaviteye yerleştirilmiştir. Tek bir frez yardımı ile iki eksenle kesim yapılarak restorasyonun kenar uyumlaması sağlanmıştır. 1994 yılında Cerec 2 imal edilmiştir. Bu sistemin geliştirilmesi, sert dokunun korunmasına, inleylerin fabrikasyonunda defekt oriyantasyonuna, parsiyel kronlardaki tüberküllerin örtülmesine izin vermiştir. Literatüre ‘ görsel ölçü ’ terimi ile girmiş, korelasyon ve fonksiyon yapı modellerinin tüm etkisi o zamanki bilgisayarların kısıtlı etkinliği ile sınırlandırılmıştır. Aşındırma işlemlerinde iki ayrı frez kullanılarak restorasyonun altı eksenle şekillendirilmesi sağlanmıştır. Cerec 3 CAD/CAM restorasyon sistemi, 2000 yılı Ocak ayında geliştirilmiş, bir yıllık klinik kullanım ve tecrübeden sonra bilgisayar yazılımındaki gelişmeler 2001 yılının başlarında olmuştur. Porselen inleyler, veneerler, parsiyel ve full kronların fabrikasyonu basitleşmiş ve hız kazanmıştır. Hızlı oklüzal ve fonksiyonel kayıt mümkün olurken, uygun oklüzyon tam olarak yapılandırılabilir. Cerec 3 sistemi network, multimedya ve ağız içi renkli video kameraya ya da dijital radyografik birim ile kombine edilmiştir (55,80,81).

CAD/CAM örnekleri porselen bloklardan imal edilir. En yaygın kullanılanlar ProCAD estetik porselen bloklar (Ivoclar/Vivadent) ve Vitapan 3D porselen bloklardır (Vita Zahnfabrik) (57). Monolitik bloklardan imal edilen restorasyonların en büyük dezavantajı, üniform renkte olmasıdır (22,82). Ayrıca IPS e.max CAD lityum disilikat cam seramik blokları ve IPS e.max ZirCAD yttrium oksit (Y-TZP) ile kısmen stabilize edilmiş, kısmen sinterize zirkonyum oksit blokları kullanılarak CEREC sistemiyle köprü alt yapıları kolaylıkla hazırlanmaktadır (83).

Son yıllarda kullanımı hızla artan CAD-CAM sistemlerin yeterli estetik ve dayanım, yüksek uyumluluk, diğer sistemlerde olan birçok yapım aşamasının bu sistemlerde olmaması nedeni (84) ile tek seansta restorasyonun hastaya teslimi gibi avantajları bulunmaktadır (81). Ayrıca bu sistemlerde yapım tekniğinden kaynaklanan hatalar minimize edilirken, geleneksel indirekt restorasyonların yapım aşamaları esnasında meydana gelebilecek çapraz enfeksiyon riski de azalmış olur. Bununla birlikte CAD/CAM sistemlerinin maliyeti yüksektir (84).

1985 yılından günümüze dek Cerec, Cicero, Procera, Celay, DC-Zirkon, Lava ve Cercon gibi çok sayıda CAD-CAM sistemleri geliştirilmiştir. CAD-CAM restorasyonlar, model üzerinde hazırlanan mum modelajın tarayıcı ile taranması sonrasında porselen bloktan kazınmasıyla (Copy Milling) (örneğin; Celay, Mikrona) veya preparasyonun ya da ölçülerinin taranarak, bilgisayara aktarılması sonrasında porselen blokların freze edilmesi ile şekillendirilebilir (örneğin; Procera, Nobel Biocare) (50).

Piyasada, birçok tipte zirkonya içeren seramik sistemi bulunmaktadır. Diş hekimliğinde, itriyum katyonlu zirkonya polikristali (3Y-TZP), magnezyum katyonlu zirkonya polikristali (Mg-PSZ) ve zirkonya ile sertleştirilmiş alümina (ZTA) kullanılmaktadır. Son yıllarda, Cercon, DCS system, LAVA, Procera AllZirkon, YZ cubes CEREC InLab, Denzir, DCZirkon ve IPS e.max ZirCAD olmak üzere birçok tipte zirkonyum oksit seramik sistemi tanıtılmıştır. En önemli mekanik özellikleri, dayanıklılık, yüksek kırılma direnci, uzun dönem stabilitesi ve korozyon direncidir. Bunun yanı sıra translusensi, opasite ve veneer seramiğin uyumu da olumlu özellikleridir (61,85).

### **2.1.7. Seramik İnley/Onleylerin Endikasyonları**

1. Tüberkül kırığı veya daha önceki restorasyonun düşmesi durumunda estetik çok önemli ise (22),
2. Metal restorasyon istemeyen hastalarda (22) veya metal alerjisi olan hastalarda kullanılabilir (38).
3. Geniş ve derin çürük kavitesi olan dişlerde, zayıflamış duvarların adeziv teknik ile yapıştırılan porselen inleyler ile desteklenmesi amacıyla (33,38)

4. Karşıt arkta porselen kron veya köprülerin bulunduğu vakalarda benzer sertlik ve aşınma direncine sahip materyal kullanılması gerektiğinde (33),
5. Yapışma özelliği olmayan amalgam restorasyonların sıklıkla düştüğü kavitelere porselen inleyler kullanılabilirler (33).

Seramik inleylerin kullanımı ağır oklüzal yüklere maruz kalmayan vital dişlerle sınırlandırılmalıdır (56). Devital dişlerde, özellikle MOD kavitelere inley pulpa odasına kadar uzandığından ve normale oranla hacimli olduğundan diş dokusunun çatlaması ve inleynin kuvvetli bir kama etkisi ile dişin kırılmasına neden olması kaçınılmazdır. Bu tür dişlerde tüberküller de güvence altına alınamamaktadır. Böyle vakalarda önlem olarak onley düşünülmelidir (22).

Seramik inley/onleyler, doğru vakalarda kullanıldıklarında cazip bir tedavi seçeneği sunarlar (56).

#### **2.1.8. Seramik İnley/Onleylerin Kontrendikasyonları**

1. Aktif bruksizm, bruksizm semptomları veya parafonksiyonel alışkanlıkları olan hastalarda (17,29,39,56,86),
2. Kötü oral hijyene sahip bireylerde (17,39),
3. Kron boyu kısa olan dişlerde, gerekli porselen kalınlığı sağlanamayacaksa ve yapıştırma tekniğinin etkili olacağı diş dokusu alanının yetersizliğinde (17,39),
4. Geniş ve gelişimini tamamlayamamış pulpalı dişlerde (22),
5. Simantasyon için kavite izolasyonunun sağlanamadığı durumlarda (87,88),
6. Karşıt dişlerde kompozit rezin restorasyon varlığında (39),
7. Ekonomik sınırlamalar mevcut ise (33),
8. Endodontik tedavi görmüş dişler devital olduklarından seramik inley önerilmez (86,89).

#### **2.1.9. Seramik İnley/Onleylerin Avantajları**

1. Estetiği mükemmeldir; ışık geçirgenliği doğal dişe yakındır ve rengi stabildir (3,31,38,90).
2. Biyouyumludur ve kimyasal olarak stabildir (27,31,35,38,91).
3. Aşınmaya dirençlidir (33,38,91).
4. Adeziv sistemler ile birlikte kullanıldığında diş yapısını kuvvetlendirir (33).

5. Isısal genleşme katsayısı sert diş dokularına benzerdir (38,91,92).
6. Plak retansiyonu mineden daha azdır (47).
7. Marjinal adaptasyon mükemmeldir, buna bağlı olarak mikrosızıntı azalır.
8. Direkt kompozitlerle karşılaştırıldığında, az klinik çalışma zamanı ve eforu gerektirir, çünkü çoğu aşama laboratuvarda yapılır (33).

#### **2.1.10. Seramik İnley/Onleylerin Dezavantajları**

1. Materyalin direncini sağlamak için derin preparasyon gerekebilir (90), bu da dişin endodontik tedavisine neden olabilir.
2. Derin restorasyonlarda nem kontaminasyonu başarısızlığa neden olur (33).
3. Kompleks bir oklüzal anatomi oluşturmak zordur, çünkü fırınlamadan sonraki aşındırma materyalde kırılmaya neden olur (3,33).
4. Seramiğin gerilme dayanımı yetersiz olduğundan dolayı simantasyon öncesi oklüzyon provaları mümkün değildir. Yapılırsa çatlaklar, sonra da kırıklar oluşur (33,36).
5. Çalışmaları özen ve titizlik gerektirmektedir. Uzun zaman alır (36).
6. Oklüzal düzenleme simantasyondan sonra yapılırsa, restorasyonun yüzeyi bozulur ve estetik olumsuz yönde etkilenir, ayrıca tamire izin vermezler (86,91).
7. Karşit dişte aşındırıcı etkisi mevcuttur (22,43,91).
8. Maliyetleri yüksektir (22,31,90,91,93).

#### **2.1.11. Seramik İnley-Onley Kavite Preparasyonu**

İnley kavitelerinde, doğru preparasyon tasarımının seramik kütle içerisindeki stresi azaltarak, kırılma dayanımını arttırdığı bilinmektedir. Materyal kitlesinde sağlanacak olan kalınlık, inley restorasyonlarının kırılma dayanımını arttıracaktır (94). İnley kavitesinin derinlik değerinin, santral oluğun en derin noktasından preparasyonun tabanına dek 1,5-2,0 mm olması gerektiği belirtilmektedir (22). Yüksek oklüzal yüklerin olduğu arka grup dişleri seramik inley ile restore ederken materyalin yaklaşık 2 mm kalınlığında olması gerekir (56). Yeterli materyal kalınlığı sağlanmazsa restorasyonda fraktür meydana gelebilir (95). İnley kavitesinin oklüzal isthmuslardaki genişliği en az 2,0 mm olmalıdır (27). Bu değerden daha dar olan

kaviterde, inley restorasyonu endikasyonu gözden geçirilmeli ve direkt kompozit rezin restorasyonu uygulanmalıdır (94).

Onley preparasyonu yapılacaksa, fonksiyonel tüberküllerin 1,5-2,0 mm kadar prepare edilmesi çiğneme işlemi sırasında oluşacak oklüzal yüklere daha iyi karşı koymasını sağlarken, non-fonksiyonel tüberküllerde 1,5 mm'lik bir preparasyon yeterli direnci sağlamaktadır (22,40).

İnley restorasyonu ile kavite arasındaki kenar aralığının en düşük değerde olabilmesi için, kavite tabanı ve kavite duvarının pürüzsüz ve düzgün oluşturulması gerekir (94). İnley kaviterinde, kavite duvarları ile kavite tabanı arasındaki tüm geçişler yuvarlatılmalıdır. Keskin bırakılan kenarlara göre oluşturulacak olan restorasyonlarda, bu kenarların kırılma olasılığı arttığı gibi restorasyonun uyumsuzluk olasılığı da artar (94,96).

Geniş çürüklerin varlığı sonucu, kavite preparasyonu tamamlandığında, yan duvarların kalınlığı 1,5-2,0 mm'den az ise, fonksiyonel ve parafonksiyonel hareketler sırasında bu bölgelerde birikecek stresler sonucu, kavite duvarlarında kırılmalar ve harabiyet görülür (94).

Altın inley restorasyonları için zorunlu olan bizotaj işlemi, seramik inleyler için önerilmez. Çünkü bizotaj yapılan kenarlarda, ince yapılacak olan seramik kenarlarının kırılma olasılığı artacaktır (27). Tüm preparasyon marjini boyunca mine desteğinin olması arzu edilir (87).

Adeziv simantasyonun yapıldığı seramik inleylerde, giriş yolu oluşturulurken, kavite tabanından oklüzal yüzeye doğru oluşturulan 4-6 derecelik koniklik açısı inleynin kaviteye uyumunu kolaylaştırır. Kavite duvarlarının birbiri ile yaptığı açı ise 6-10 derece arasında olmalıdır. Koniklik açısı 6 dereceden daha düşük olan kaviterde oluşan giriş yolu, restorasyonun kaviteye uyumunu zorlaştırır. Koniklik açısı 10 dereceden fazla olan kaviterde ise, kavite duvarları lüzumsuz bir şekilde aşındırılmış olur (94).

Restore edilecek diş aşırı kron harabiyetine uğramış ise inley preparasyonu, ilerideki olası bir tüberkül fraktürüne karşı tüberkülleri koruyabilecek onley preparasyonuna çevrilmelidir. Aksiyal duvarlar aşırı konikleştirilmemelidir (40).

### 2.1.12. İnley/Onley Ölçü Yöntemleri

Kavite preparasyonu tamamlandıktan sonra direkt ya da indirekt yöntemlerle ölçü alınabilir.

**Direkt Ölçü Yöntemi:** Özellikle 1., 3., 4. ve 5. Sınıf kavitelere endikedir. Sınıf 2 kavitelere genellikle indirekt yöntem tercih edilir. Mum modelajı direkt olarak hasta ağızında yapılır. Sonra tij yardımı ile mum örnek kaviteden uzaklaştırılır ve hemen revetmana alınır.

**İndirekt Ölçü Yöntemi:** Özellikle sınıf 2 kavitelere endikedir. Bu yöntemde lastik esaslı bir ölçü maddesi ile ölçü alınır, model elde edilerek mum örnek hazırlanır. Daha sonra mum örneğin dökümü yapılır (22).

### 2.2. Adezyonun Temel Kavramları ve Diş Hekimliğinde Adezyon

Adezyon, iki farklı maddenin molekülleri arasında meydana gelen, katı ve/veya sıvı etkileşimli bir olaydır (27,97). Ara yüzeyler arasındaki bu bağlanma; atomik bağlanma tipine göre, fiziksel, kimyasal ve/veya mekanik bağlanma şeklinde sınıflandırılır (96). Adezyon oluşturmak için kullanılan malzemeye adeziv, adezivin uygulandığı materyale ise aderent adı verilir (27,98,99,100).

İki materyal arasında adezyonun sağlanabilmesi ve bu bağlantının uzun süreli olması için bazı koşulların sağlanması gerekmektedir (22). Bunların en önemlisi adeziv ve aderent arasında tam bir temas olması gerekliliğidir (22,101). Adezivin, aderent ile olan teması; yüzeyin temizliğine, yüzeyin ıslanabilirliğine, adezivin viskozitesine ve yüzeyin yüzey özellikleri ile pürüzlülüğüne bağlıdır (22,98).

**Yüzey gerilimi:** Madde yüzeyinin birim alandaki enerji artışına yüzey enerjisi veya yüzey gerilimi denir.

**Islanabilirlik:** Bir sıvı damlasının katı bir yüzey üzerinde oluşturduğu temas açısı ile açıklanır.

**Temas açısı:** Adeziv ile aderentin ara yüzeyinde adeziv tarafından oluşturulan açıdır. Adezivin yüzey gerilimi küçük olursa temas açısı azalır, yüzey üzerinde daha iyi akar ve yüzeyi iyi ıslatarak daha güçlü bir adezyon oluşturur (22,98).

İlk olarak 1955 yılında Bounocore'un mineye asit uygulaması ile başlayan adeziv diş hekimliğinde, bağlayıcı sistemlerin piyasaya sürülmesi ile önemli aşamalar kaydedilmiştir (100,102). 1962 yılında geliştirilen BisGMA, bağlantı

ajanlarının esasını oluşturmaktadır. Mine yüzeyinin %37'lik fosforik asit ile pürüzlendirilmesi fikri kısa zamanda yaygınlaşmıştır. Fakat bütün preperasyonlar mine yüzeyi ile sınırlanmadığından dentine bağlanmanın sağlanması ihtiyacı ortaya çıkmıştır (103). Asitle pürüzlendirme yönteminin hem mine hem de dentin dokusuna aynı anda uygulanması 1979 yılında "Total Etch Yöntemi" olarak tanıtılmıştır (101). Amaç, minedeki çukurcuklarda, açık dentin tübüllerinde ve açığa çıkmış kollajen ağında monomerlerin polimerizasyonunu gerçekleştirerek mikromekanik bir kilitlenme ve sonrasında kaliteli bir tabaka oluşumunu sağlamaktır (104). Kollajen ve rezin yapılarının iç içe geçtiği bu tabaka, "hibrid tabakası" olarak tanımlanmıştır (103,105,106). Monomerlerin demineralize dentin yüzeyine infiltrasyonu ve polimerizasyonu sonucu oluşan hibrid tabaka, rezin-dentin bağlanmasında önemli rol oynamaktadır (101).

### **2.2.1. Minenin Yapısı ve Mineye Adezyon Mekanizması**

İnsan vücudunun en sert dokusudur (103). İnorganik yapısı olgun minenin ağırlık olarak % 95-98'ini, hacim olarak ise % 86'sını oluşturmaktadır. Yapısını oluşturan esas madde hidroksiapatittir. Kalan kısmını ise su (ağırlıkça % 4, hacimce % 12 ) ve organik maddeler (ağırlıkça % 1-2, hacimce % 2) oluşturur. Mine, diş yüzeyindeki prizmasız mine kısmı haricinde derinliği ve yeri ne olursa olsun yapısal ve içerik olarak hemen hemen homojen sayılabilir (107).

Asit ile pürüzlendirme sonucu mine yüzeyi düzensiz bir yüzeye dönüşür ve böylece serbest yüzey enerjisi artmış olur. Resin bazlı materyal pürüzlendirilmiş yüzeye uygulandığında, kapiller hareket yardımı ile resin yüzeye penetre olur. Materyal içindeki monomerler polimerize olur ve materyal mine yüzeyine kilitli hale gelir (103). Mineye olan adezyon hidroksi apatit kristalleri ve asitlenmiş mine prizmalarına resinin mikromekanik kilitlenmesi sonucu oluşur (108).

### **2.2.2. Dentinin Yapısı ve Dentine Adezyon Mekanizması**

Dentin dokusu ağırlıkça % 50 inorganik yapı, %30 organik yapı ve % 20 kadar da sudan oluşur. Dentine bağlanma, dentinin derinliğine bağlı olarak değişir. Yüzeysel dentinle, derin dentinin nemliliği çok farklıdır. Derin dentinde tübül sayısı mm<sup>2</sup>'de 45.000 iken, yüzeysel dentinde ise 25.000' dir (107,109). Derin dentinde

yüzeysel dentinden daha geniş tübüller vardır. Dolayısıyla derin dentin yüzeysel dentinden daha nemli bir yapıya sahiptir (96,107,109,110,111). Önceleri dentin yüzeyinin nemli olması dentine bağlanmada büyük engel iken, günümüzde nemli yüzeye bağlanabilen wet-bonding sistemleri geliştirilmiştir. Ancak bunlarda da dentin yüzeyinin ne kadar nemli olması gerekliliğinin bilinmesi önemli bir problemdir. Ortalama mineral içeriği dentinin derinliğiyle değişmemesine rağmen, kollajenden zengin intertübüller dentinin miktarı, dentin derinliği arttıkça azalmakta, hipermineralize peritübüler dentin miktarı ise artmaktadır. Dentin hacmi başına düşen kollajen miktarı da yüzeysel dentinden, derin dentine doğru azalır (109). Tübüller içindeki sıvı, pulpadan belirli bir basınçla dışarıya doğru sürekli bir akış halindedir. Bu durum, dentin kurutulsa bile daha sonra tekrar nemli hale gelmesinin sebebidir (107,109). Derin dentine adezyon, intertübüller dentin alanının azalması ve buna bağlı olarak su içeriğinin artması nedeniyle yüzeysel dentine kıyasla çok daha güçtür (101,107,112).

Dentinin yüksek organik içeriği, tübül yapısındaki değişkenlikler, dışa doğru olan sıvı hareketinin varlığı, dentin sklerozu ve çürük gibi değişkenlerin varlığı, adeziv sistemlerin bu dokuya bağlanmasını zorlaştırmaktadır (113,114).

Smear tabakası terimi; diş yüzeyinin preparasyonu sonucunda çökelen debris tabakası için kullanılır. Preparasyonun kuru veya ıslak yapılmasına, kullanılan aletin tipine, yıkama solüsyonunun içeriğine bağlı olarak kalınlığı ve niceliğinin değişmesine rağmen, şekilsiz, düzensiz ve özelliksiz bir yapıdadır. Bu tabaka mekanik kaldırmaya karşı dirençli olup, ancak kimyasal ajanlar ile kaldırılabilir (97,100,115).

Diş dokusuna bağlanmanın artırılması ve smear tabakasının uzaklaştırılması için diş yüzeyi genellikle asit ile pürüzlendirilir. Bu uygulama smear tabakasını uzaklaştırıp tübüllerini açarak ve dentinin geçirgenliğini artırarak dentin yüzeyini değiştirir (40). Dentin yüzeyinin kısmi demineralizasyonu ve açığa çıkan kollagen fibril ağına hidrofilik rezin monomerlerin hibrid tabaka oluşturmak ve açık olan tübüllerini rezin uzantılarla örtmek için mikromekanik olarak kilitlenmesi, dentine bağlanmanın temel prensibini oluşturmaktadır (100,116). Dolayısıyla bağlantı ara yüzü; hibrid tabakası, rezin uzantıları, adeziv rezin ve dentinden oluşmaktadır (100).



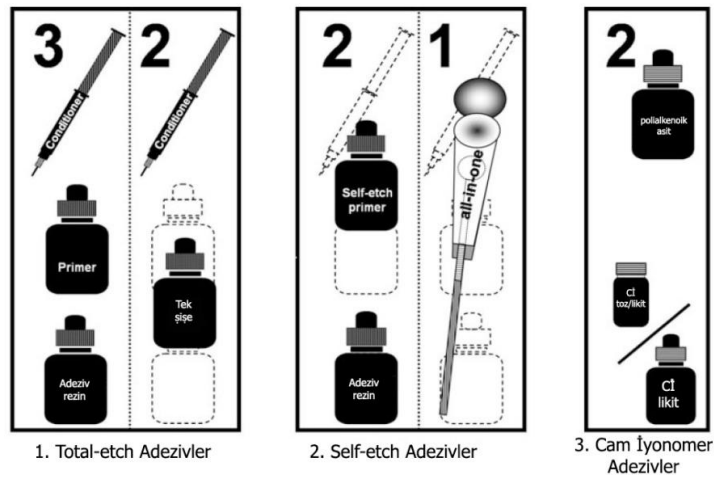
Sonuç olarak, dentine bağlanmadaki zorluk, kompleks yapısı, kimyasal içeriğinin farklı olması ve mineye göre fizyolojik olarak daha dinamik bir doku olmasından kaynaklanmaktadır (28,107,117,118).

### 2.2.3. Adeziv Sistemlerin Sınıflandırılması

Hastaların artan estetik beklentileri ve birçok yeni adeziv sistemlerin geliştirilmesi sonucunda rezin kompozit kullanımı giderek yaygınlaşmıştır. Adeziv sistemler rezin kompozitlerin diş ve özellikle de kavite kenarlarına adaptasyonunu arttırmak amacıyla kullanılmaktadır (102).

Adeziv dişhekimliğinin gerektirdiği restoratif prosedürlerin bir parçası olarak smear tabakası kaldırılmalı, modifiye edilmeli veya smear tabakası üzerine rezin uygulanarak diş ve restoratif materyal arasında bağlanma sağlanmalıdır (107,119). Mine ve dentine bağlanma mekanizması; diş sert dokularından uzaklaştırılan minerallerin rezin monomerlerle yer değiştirmesi esasına dayanan mikromekanik bir kilitlenmedir. Günümüzdeki modern adeziv sistemlerde adezyon stratejisi üzerine kurulmuş üç mekanizma vardır (Şekil 3 ) (120,121,122).

1. Total Etch/Etch-Rinse Sistemler
2. Self Etch Sistemler
3. Self Adeziv (Cam iyonomerler ve rezin modifiye cam iyonomerler) Sistemler



Şekil 3: Günümüz adeziv sistemlerinin adezyon mekanizması ve klinik basamak sayısına göre sınıflandırılması (120)

Literatürde bağlayıcı sistemlerle ilgili farklı sınıflandırmalar (smear tabakası üzerindeki etkilerine, kronolojik değişimlerine ve uygulama aşamalarına göre vs.) mevcuttur. Bağlanma mekanizması temel alınarak yapılan hazırlanan bu sınıflandırma basit olmakla birlikte güvenilirlik ve tutarlılık sağlar (104,120,123).

### **2.2.3.1. Total Etch Sistemler**

Total etch sistemler asit, primer ve adeziv rezinin ayrı ayrı uygulandığı üç basamaklı veya asidin ayrı primer ile adeziv rezinin tek şişede kombine edildiği (one-bottle) iki basamaklı total etch sistemler olarak ikiye ayrılırlar (104,120,121).

Total etch sistemlerde, smear tabakasını çözmek ve yüzeysel hidroksiapatit kristallerini demineralize etmek için mine ve dentine asit jel uygulanır (100). Demineralizasyon sonucunda minerallerin çözünmesi ile kollajen fibriller açığa çıkar ve intertübüler dentinin mikropörözitesi artar. Rezinin, intertübüler ve intratübüler penetrasyonu kolaylaşır. Asitleme sonrası açığa çıkan yüksek protein içeriği, dentinin kritik yüzey gerilim değerinin düşmesine dolayısıyla dentin yüzeyinin ıslatılmamasına ve optimal bağlanmanın zorlaşmasına neden olabilmektedir (123). Daha sonraki aşamada, üç basamaklı total etch sistemlerde uygulanan primer demineralize dentin alanının kritik yüzey gerilim değerinin artırır. Primerler su, aseton, etanol gibi organik çözücülerde çözülmüş hidrofilik monomerler içerirler (124). Uçucu karakterleri ile dentin yüzeyindeki ve nemli kollajen ağındaki su ile yer değiştirerek, kollajen ağındaki nano boşluklara monomerin infiltrasyonunu kolaylaştırırlar. Asitlenmiş dentine primer uygulanması çökmüş kollajenleri restore eder ve rezinin dentine daha iyi diffüze olmasını sağlar (123). Rezin, primer uygulanmış dentin yüzeyine ve tübüllerine girer. Burada kopolimerize olarak hibrid tabakayı ve rezin uzantılarını oluşturur. Dentine bağlanmadan büyük ölçüde bu hibrid tabakası sorumludur (122,124).

Adeziv rezinler BIS-GMA (Bisfenol glisidil metakrilat), UDMA (Uretan dimetakrilat) gibi hidrofobik monomerlerden, TEG-DMA (Trietilen glikol dimetakrilat) gibi viskozite düzenleyicilerden ve HEMA gibi ıslatıcı ajanlardan oluşurlar (123).

İlk geliştirilen total etch sistemler üç aşamalı iken, günümüzde çoğunlukla primer ve bağlayıcı ajan uygulamalarının birleştirildiği iki aşamalı sistemler kullanılmaktadır (119). Total etch adezivler rutin klinik uygulamada hala altın

standart olarak kabul edilmektedir (100,104). Ancak uygulamaları çok basamaklıdır ve teknik hassasiyet gerektirir (105).

### 2.2.3.2. Self Etch Sistemler

Self etch adezivler, asidik primer ve bonding ajanın bulunduğu iki veya asit, primer ve bonding ajanın birlikte bulunduğu tek aşamada (all-in-one) uygulanan dentin bağlayıcıları kapsarlar (122,125). Self etch adezivler eş zamanlı olarak demineralizasyon ve hibridizasyonun sağlanabilmesi için yıkanmayan asidik monomerlerin kullanılmasını esas alan bir yaklaşımdır. Bu sistemlerde asit yıkama aşaması kaldırılarak hem klinik uygulama süresi kısaltılmış, hem de teknik hassasiyet, yani uygulama sırasındaki hata riski büyük ölçüde azaltılmıştır (65,100,112,120,121,126,127,128). Bu sistemlerle klinik uygulama sırasında dentin tübülleri açığa çıkarılmadığı için postoperatif duyarlılığın azaldığı bildirilmiştir (129,130).

Self etch sistemler primerin asiditesine göre güçlü ( $\text{pH} < 1$ ), orta ( $\text{pH} 1-2$ ) ve zayıf ( $\text{pH} > 2$ ) şeklinde sınıflandırılır (100,128,131). Bu sistemlerde, smear tabakası çözülür, ancak yıkama fazı olmadığında çözülmüş kalsiyum fosfat ortamda bulunur. Sistemin asiditesi arttıkça bağlanma ara yüzündeki çözülmüş kalsiyum fosfat miktarı artar. Bu sistemler, içerdikleri 10-MDP (10-metakriloiloksidesil dihidrojenfosfat), 4-MET (4-metakriloyloksietil trimellitik asit ) ya da fenil-P (2-metakriloyloksietil fenil fosforik asit) gibi fonksiyonel monomerler ile rezidüel hidroksiapatit ile iyonik bağ oluştururlar. Bu sistemlerdeki bağlantı mekanizması (hem mikromekanik hem de kimyasal bağlanma) cam iyonomerlere benzer (104).

Self etch sistemlerin bir avantajı demineralizasyon derinliği ve rezin infiltrasyon derinliği arasında fark olmamasıdır. Yine de hibridizasyonla mikromekanik bağlanma sağlamak için yeterli yüzey pürüzlülüğü sağlarlar (107).

Self etch adezivlerin uygulanması sonrası oluşan hibrid tabakanın morfolojik özellikleri self etch solüsyonun asitlilik düzeyine göre farklılık göstermektedir. Zayıf asidik yapıda self-etch adezivlerin oluşturdukları hibrid tabaka total etch adezivlerin oluşturduklarına kıyasla daha yüzeyel ve submikron düzeyde olup, kuvvetli self etch adezivlerin oluşturdukları hibrid tabaka daha kalın ve derindir (121).

Zayıf self etch adezivler aside dirençli olan aprizmatik minede demineralizasyon sağlamak için yetersizdirler. Zayıf self etch adezivler kullanılırken mine kenarlarına bizotaj yapılması önerilir (107).

Self etch primerleri daha basitleştirmek için, üreticiler tek basamaklı self etch adezivleri sunmuşlardır. Basitleştirilmiş dentin adezivleri ıslak dentine bağlanmayı güçlendirmek için oldukça hidrofilik üretilmişlerdir (107). Tek aşamalı self etch sistemlerde ise asit, primer ve bonding ajan uygulama basamakları kombine edilmiştir. Bu şekilde uygulama prosedürü kısaltılmış ve basitleştirilmiş olur (100,119).

Tek aşamalı self etch sistemler, asidik, hidrofilik ve hidrofobik monomerlerin su ve organik çözücüler içerisinde tek bir şişede birleştirilmiş halidir. Tek aşamalı self etch adezivlerin yüksek hidrofil bileşenlere sahip olması, dentin ve adeziv katman arasında suyun difüzyonuna izin veren geçirgen bir yapı oluşmasına imkan sağlar. Bu nedenle tek aşamalı self etch sistemlerin suyu emmesi mekanik özelliklerinde azalmaya neden olur (114). Bu durum tek aşamalı self etch sistemlerin uzun dönem bağlanma etkinliklerinde azalmaya neden olur (132,133).

Tek aşamalı self etch sistemler, kullanım kolaylığı ve teknik hassasiyet gerektirmemesi gibi avantajlarına rağmen in vitro ortamda düşük bağlanma etkinliği göstermiştir (134,135). Bu sistemlerde bağlanma ara yüzündeki hızlı bozunmanın sebebi rezinin diş dokusuna yetersiz penetrasyonundan kaynaklanıyor olabilir (100).

Knobloch ve ark. yaptıkları bir çalışmanın sonucuna göre iki basamaklı total etch adezivin mikrotensil bağlanma dayanımını iki ve tek basamaklı self etch adezivlere oranla anlamlı derecede yüksek bulduklarını açıklamışlardır (136).

Villela-Rosa ve ark. iki basamaklı total etch adezivin mikromakaslama bağlanma dayanımı değerlerinin iki basamaklı self etch adezivden yüksek olduğunu bildirmişlerdir (137).

De Munck ve ark. 2001-2004 yılları arasında dentinde mikrotensil bağlanma dayanımı testi ile ilgili çalışmalarının sonuçlarına göre, üç basamaklı total etch adeziv sistemlerin iki basamaklı total etch ve yine iki basamaklı self etch adeziv sistemlere göre istatistiksel olarak anlamlı derecede yüksek değerler elde edildiğini ifade etmişlerdir (120). Üç basamaklı total etch sistemler günümüzde hala

laboratuvar ve klinik çalışmalara göre en iyi bağlanma dayanımını göstermektedir (100,121).

### **2.2.3.3. Self Adeziv Sistemler**

Cam iyonomerler günümüzde diş sert dokularına kendiliğinden bağlanabilen tek materyal olarak ele alınmaktadır. Cam iyonomer simanın likidinin içeriğindeki polialkenoik asit smear tabakasını kaldırıp kollajen fibrilleri açığa çıkararak mikromekanik bağlanmayı sağlar. Kimyasal bağlanma ise, diş sert dokusundaki hidroksiapatit kristallerine ait kalsiyum iyonları ile polialkenoik asitin karboksil grupları arasındaki iyonik etkileşim sonucunda oluşur (105,120,121,122). Burada oluşan tabaka hibrid tabakadan farklıdır ve iyon değişim tabakası olarak değerlendirilir (105). Cam iyonomerlerin içeriğindeki yüksek moleküler ağırlığa sahip polikarboksil polimeri infiltrasyon kapasitesini sınırladığından dolayı sığ bir hibrid tabakası oluşur. Ayrıca bu polimerler fosforik asit ile dekalsifiye edilmiş dentine infiltre olmazlar (120,121).

Günümüzde diş dokusuna herhangi bir yüzey hazırlığı yapılmadan uygulanan self adeziv rezin simanlar piyasaya sürülmüştür (138). Self adeziv rezin simanlar, fonksiyonel monomer bileşenlerinde bulunan fosforik metakrilatların asidik yapısı sayesinde diş dokusunu demineralize ederek, simanın penetrasyonunu sağlarlar. Bu moleküllerin polimerizasyonu ise çapraz bağlarla mikromekanik tutunmanın oluşmasına neden olur (9,130). Bu tür simanlar dentine sınırlı bir şekilde infiltre olduklarından postoperatif hassasiyeti de azaltırlar. Daha sonra oluşan sekonder reaksiyonun diş dokularına ilave bir kimyasal bağlantı oluşturduğu varsayılır (130).

### **2.3. Yapıştırma Simanları**

Simanlar, temel olarak diş ile restorasyon yüzeyi arasındaki küçük düzensizliklere tutunarak restorasyonu yerinde tutan materyallerdir (40). Simanların yapışma mekanizmaları kimyasal, mekanik ve mikromekanik olmak üzere üç çeşittir. Restorasyonun retansiyonu kullanılan simanın özelliğine göre bu mekanizmaların ikisi veya üçünün kombinasyonu ile elde edilir (139).

Yirminci yüzyılın başlarında kullanılan çinko fosfat, çinko oksit öjenol ve silikofosfat simanlar, yeni simanların geliştirildiği 1970'li yıllara kadar kullanılmışlardır. Önce polikarboksilat siman, ardından cam iyonomer simanlar; son yirmi yıl içinde de rezin simanlar ile rezin modifiye cam iyonomer simanlar geliştirilmiştir (140).

Literatürde farklı siman sınıflamaları mevcuttur. Simanlar, içeriklerindeki esas bileşenlere göre (çinko fosfat, çinko silikofosfat, çinko oksit öjenol, çinko poliakrilat, cam iyonomer ve rezin gibi) geleneksel olarak sınıflandırılabilirken; bağlayıcı matriks formuna göre dört grupta (fosfat bağlı, fenolat bağlı, polikarboksilat esaslı ve rezin esaslı) toplanabilir. Simanlar ayrıca, geleneksel (çinko fosfat, polikarboksilat, cam iyonomer siman) ve modern (rezin modifiye cam iyonomer siman, rezin siman) olmak üzere de ikiye ayrılabilir (141). Tüm bu simanlar farklı kimyasal içeriğe sahip olduklarından farklı fiziksel, mekanik ve biyolojik özelliklere sahiplerdir (142). Bu yüzden hiçbir siman türü tüm klinik durumlar için ideal özelliğe sahip değildir (143). Her siman değişik koşullarda uygun endikasyonu olduğu yerde idealdir (144,145,146).

### **2.3.1. İdeal Bir Simanın Özellikleri**

- 1.** Canlı diş dokuları ile iyi geçinebilmeli, yapısında pulpayı irrite edici toksik madde bulundurmamalı, alerjen potansiyeli olmamalı ve çürük önleyici özelliklere sahip olmalı (22,99,144,145,147,148).
- 2.** Ağız ortamındaki likitlerde çözünürlük oranı çok düşük olmalıdır (22,99,103,144,145,147,148).
- 3.** Restorasyon ile diş arasındaki en ince ayrıntılara kadar ulaşabilmesi için düşük viskozite ve film kalınlığına sahip olmalıdır (22,99,103,108,148).
- 4.** Çiğneme kuvvetlerine ve yapışkan gıdaların etkisi ile oluşan çekme kuvvetlerine karşı dirençli olmalıdır (147,148).
- 5.** Tekrarlayan çürüğün ayırt edilebilmesi için diş dokularından daha radyopak olmalıdır (22,99,144,145).
- 6.** Canlı diş termal etkilerden koruyacak kadar ısı yalıtımını sağlayabilmelidir (148).

7. Hekime yeterli çalışma süresi sağlayabilmeli ve manipülasyonu kolay olmalıdır (99,148).
8. Diş sert dokularına yapışabilmelidir (22,27).
9. Raf ömrü uzun olmalıdır (27).
10. Özellikle estetik restorasyonların simantasyonu için yeterli renk ve ışık geçirgenliğine sahip olmalıdır (22,144,145).
11. Mekanik yüklere karşı yeterli kırılma direncine sahip olmalıdır (22,99,103,145).

### 2.3.2. Rezin Simanlar

Rezin simanlar doldurucu içeren BIS-GMA rezinler ve diğer metakrilatların varyasyonlarıdır (40,108). Rezin simanlar; rezin matris ve doldurucu inorganik partiküllerden meydana gelen bir çeşit kompozittir (149). Rezin matris ile doldurucular arasındaki bağlanma, ara faz ajanı ile sağlanır. Bu ara faz organik silisyum bileşiği olan uzun moleküllü silanlardan oluşur (22). İçeriklerindeki daha düşük doldurucu yapısı ve viskoziteyle restoratif kompozitlerden ayrılırlar (149). Pek çok rezin simanda %20-80 arasında değişen oranlarda cam veya silika partikülleri bulunur (141). Silika partikülleri karışımın mekanik özelliklerini güçlendirir, ışığı geçirir ve yayar (22). Bu doldurucular simanın baskı ve gerilme kuvvetlerine karşı daha dirençli olmasını ve düşük çözünürlük göstermesini sağlar (40,108).

Rezin simanlar kimyasal olarak veya görünür ışıkla ya da hem kimyasal hem de görünür ışıkla (dual cure) aktive olabilirler (108,125).

Kimyasal olarak polimerize olan rezin simanlar çift pat sisteminde ya da toz-likit şeklinde üretilmiştir. Polimerizasyon, iki komponentin karıştırılması ile kimyasal yolla başlamaktadır. Pat sisteminde patlardan birinde polimerizasyonu başlatan benzoil peroksit, diğerinde ise polimerizasyonu hızlandıran tersiyer amin vardır (22,103).

Işık ile polimerize olan rezin simanlarda, monomerler direkt olarak halojen, plazma ark, lazer veya LED (Light Emitting Diode) ışık kaynakları ile aktive edilerek polimerize olabilirler (103). Işık ile polimerize olan rezin simanlar tek pat sisteminde

üretmişlerdir. Bu simanlarda ışık emici olarak kamforkinon ve hızlandırıcı olarak alifatik amin bulunur (22).

Dual sertleşen rezin simanlar, ışıkla polimerize olan yapıştırma simanlarında, restorasyonun altında tam polimerizasyon sağlanamama olasılığı nedeniyle geliştirilmiş olan yapıştırma simanlarıdır. Baz ve katalizör olmak üzere iki kısımdan oluşurlar. Baz yapının içerisinde ışıkla sertleşme reaksiyonunu başlatan kamforokinon, katalizörün içerisinde ise amin/peroksit vardır. Hem kimyasal hem de ışıkla polimerize olan kompozit rezin esaslı yapıştırma simanlarının çoğu sertleşme reaksiyonu için hala büyük ölçüde ışığa bağımlıdır ve ışık kullanılmadığı durumlarda mekanik özelliklerinde azalma gözlenir (103).

Kimyasal yolla polimerize olan rezin simanlar özellikle rezin bağlantılı köprülerin (108) ve ışık penetrasyonuna izin vermeyen yapıya sahip seramik kronların simantasyonu için önerilir. Işık ile polimerize olan rezin simanlar; görünür ışığın penetrasyonunu tamamen izin veren, kalınlığı 1,5-2 mm'den az olan ve translüent yapıdaki seramik veya kompozit laminate veneerlerin yapıştırılmasında kullanılır. Dual sertleşen rezin simanlar restorasyonun bir miktar ışık penetrasyonuna izin verecek kadar translüent olduğu, ancak sadece ışık ile polimerizasyonun sağlanamayacağı kalınlıktaki (1,5-2 mm'den fazla olan) restorasyonlarda kullanılır (22).

Restoratif kompozit rezinler gibi yapıştırıcı rezin simanlar da diş dokularına adeziv yardımı ile bağlanırlar. Bağlanma stratejilerine göre rezin simanlar üç gruba ayrılabilir; total etch adeziv sistemle uygulanan rezin simanlar, self etch adeziv sistemle uygulanan rezin simanlar ve self adeziv rezin simanlar (150).

Rezin simanların polimerizasyon büzülmesi, diş ve restorasyon ara yüzeyinde yıkıcı streslere neden olmaktadır. İnce siman tabakası aşırı streslere maruz kaldığında bu kuvvetleri karşılayamazsa bağlantıda bozulmaya neden olacaktır. Dentin bonding ajanların kullanımıyla, rezin ile dentin arasında hermetik bir kapanma sağlanmakta, postoperatif hassasiyet önlenmekte ve adezyon güçlenmektedir (109).

Rezin simanlar asitlenmiş ve silanlanmış porselene kimyasal olarak bağlanırlar. Rezin simanların bir taraftan yüzeyi hazırlanmış dişe bağlanırken diğer taraftan asitlenmiş ve silanlanmış porselene bağlanmaları diş üzerine gelen streslerin



dağılmasını sağlar. Çok sayıda laboratuvar ve klinik çalışmalara dayanılarak rezin simanların tam seramik restorasyonların simantasyonu için en iyi seçim olduğu söylenebilir (141).

Film kalınlığı göreceli olarak diğer simanlardan fazla olabilir. Pulpal uyumluluk ise özellikle derin preparasyonlarda sorun olabilir. Rezin simanlar geleneksel simanlardan daha hassas teknikler gerektirir ve maliyetleri daha yüksektir (141).

Preparasyonda optimal retansiyon ve direncin olmadığı durumlarda rezin simanlar geleneksel simanlardan daha yararlıdır. Farklı renk ve opasitede olan rezin siman çeşitleri mevcuttur (108).

Rezin simanlar geleneksel simanlara göre yüksek adezyon göstermesi, yüksek sertlik derecesi, ağız sıvılarında düşük çözünürlük, yüksek mekanik özelliklerin bulunması ve estetik olmaları gibi artılara sahip olduklarından son yıllarda popülaritesi artmıştır (117,146,149,150). Buna rağmen teknik hassasiyet gerektirmesi, ayrı bir primer ve/veya adeziv kullanılması gibi çok basamaklı uygulamalar gerektirmesi gibi dezavantajlara da sahiptir (150). Özellikle de total etch sistemler kullanılıyorsa asitle pürüzlendirme işlemine bağlı olarak postoperatif hassasiyet gelişebileceği de göz önünde bulundurulmalıdır. Bu nedenle son yıllarda rezin simanların dezavantajlarını gidermek için yapılan çalışmalar sonucunda restorasyon ve diş yüzeyinde herhangi bir ekstra yüzey uygulaması gerektirmeyen ve bu nedenle de uygulama basamakları sadeleştirilmiş self adeziv rezin simanlar geliştirilmiştir (151).

### **2.3.3. Self Adeziv Rezin Simanlar**

Self adeziv rezin simanlar günümüzde artan bir popülariteye sahip olan, asitleme ve adeziv ajan uygulama gereksinimi göstermeden diş dokusunu demineralize ederek penetre olan simanlardır. Bu simanlar, farklı simanların özelliklerini tek bir üründe toplayan, klinik uygulama aşamalarının azaltan ve dolayısıyla da teknik hassasiyetten kaynaklanan hataları azaltan simanlardır (99,117,152,153,154,155).

Kompozit rezin esaslı yapıştırma simanlarının üstün mekanik özelliklerinin, estetik kalitelerinin; geleneksel simanların uygulanım kolaylığı ile birleştirilmesi sonucu self adeziv rezin simanların geliştirilmesi amaçlanmıştır. Bu sınıf materyaller ilk defa 2002'de ortaya çıkmıştır ve günümüzde oldukça yaygın olarak kullanılmaktadır (Speed CEM, RelyX Unicem, Maxcem Elite, G-Cem) (103).

İçerikleri ve adeziv özellikleri hakkında sınırlı bilgi olmakla beraber multifonksiyonel fosforik asit tarafından modifiye edilmiş metakrilat monomerleri mine ve dentini eş zamanlı olarak demineralize ederek infiltre olur. Fosforik asit grupları hidroksiapatit ile reaksiyona girer, monomer asidik grupla hidrolize apatit arasında mikromekanik adezyon ve kimyasal etkileşim oluşur. (156,157). Ortofosforik asit grupları ile alkali doldurucular arasında oluşan reaksiyonla pH 1'den 6'ya yükselir. Nötralizasyon ile oluşan su, simanın başlangıçtaki hidrofilik özelliğine katkı sağlamaktadır (22,138,156,157,158,159,160,161). Bu reaksiyon sonucu açığa çıkan su, simanın hidrofilik özelliğini artırır ve nem toleransı ile dişe adaptasyon gelişir. Simanın iyon salan doldurucularla ve asidik fonksiyonel gruplarla olan reaksiyonlarında suyun tekrar kullanılması; simana, hidrofilik yapının hidrofobik matrikse dönüşmesi ve fluor salınımı gibi iki farklı avantaj sağlar. Sonuçta monomer asidik gruplar ve hidroksiapatit arasında oluşan adezyonun, mikromekanik ve kimyasal olduğu söylenir (158,162). Bu simanların diş dokusuna bağlanma mekanizmaları, hibrid tabaka ve rezin uzantılarının oluşumu ile değil de, sadece smear tabakasının kısmi demineralizasyon ve infiltrasyonuna bağlıdır. Dolayısıyla da, bağlanma mekanizmaları geleneksel rezin simanlardan çok, cam iyonomer simanlarla benzerlik göstermektedir (153). Smear tabakası kaldırılmadan uygulandığı için post operatif hassasiyet oluşturmaz. Fluor salar ve neme karşı toleranslıdırlar (22,138,160).

Self adeziv rezin simanlar, smear tabakasını tamamen demineralize edemediği/çözemediği ve dentinde belirgin bir infiltrasyon ve dolayısı ile gerçek bir hibridizasyon meydana gelmediği için, self adeziv rezin simanların geleneksel rezin simanlara göre daha düşük bağlanma değerlerine sahip olduğu belirtilmektedir (130,154,161,163).

Sarr ve ark. yaptıkları bir çalışmaya göre, self adeziv rezin simanların total etch ve self etch adeziv sistemlerle uygulanan rezin simanlara göre düşük bağlanma

dayanımlarının, bu simanların kimyasal içerikleri ve fiziksel özelliklerine bağlı olduğunu ifade etmişlerdir (150).

Self adeziv rezin simanların diş dokusunu sınırlı asitleme potansiyeli ve dentin dokusu ile yüzeyel olarak etkileşmesi rezinin derin penetrasyonunu engelleyen yüksek viskozitesi ile de ilişkilidir (164).

Fiziksel özellikleri kompozit rezin simanlara benzer. Yük altında deformasyona karşı yüksek dayanıklılığa sahiptir. Self adeziv rezin simanların başarısı, restorasyona ve dişe bağlanmayı sağlayan mekanizmaların doğru anlaşılması ve uygun tekniğin kullanılması ile mümkün olabilmektedir. Self adeziv rezin simanlar kimyasal olarak, ışık ile veya hem ışık hem kimyasal olarak (dual cure) polimerize olabilmektedir (147). Genellikle inley, onley, kron ve post simantasyonunda kullanılırlar (15). Kontrendike oldukları tek restorasyon türü laminate kronlardır (22,138,160,162).

### **2.3.4. Rezin-Seramik Bağlantısı**

Günümüzde seramik bir restorasyonun yüzeyine bağlanma prensibi seramik materyali ile yapıştırma simanı arasındaki mekano-kimyasal bağlantı üzerine kuruludur (1,99,139,165).

#### **2.3.4.1. Mekanik Bağlantı**

Rezinin seramiğe mikromekanik olarak bağlanabilmesi için seramiğin içerdiği doldurucu partiküllerin selektif olarak uzaklaştırılması gerekmektedir (166). Seramik yüzeylerinde mikropörözite oluşturarak yüzey alanı arttırmak için genellikle asit, alümina partikülleri ile air-abrazyon ya da frezle pürüzlendirme yöntemleri kullanılmaktadır. Adeziv rezin bu mikropörözite ve boşluklara doğru akar ve güçlü bir mekanik bağlanma gerçekleşir (1,99,165).

Mekanik yolla pürüzlendirme; seramik yüzeylerinin elmas frez ile pürüzlendirilmesi, alüminyum oksit ile kumlama ya da aşındırma. Kimyasal yolla yapılan yüzey pürüzlendirmesi ise; ortofosforik asit, sülfirik asit, nitrik asit, hidroflorik asit (HF), asitli fosfat florit veya amonyum hidrojen diflorit gibi asitlerle pürüzlendirmeyi takiben silan bağlanma ajanı uygulamasını içermektedir. Asit uygulamasıyla, camsı matriks bazı bölgelerde selektif biçimde uzaklaştırılır ve kristal yapı açığa çıkar. Kimyasal bilgilere dayanılarak, HF asit ile pürüzlendirmenin sadece

silika esaslı seramiklerde veya camlarda mümkün olduğu belirtilmiştir (167). HF asit, porselen pürüzlendirilmesinde en sık kullanılan ve fosforik asitten daha kuvvetli olan bir ajandır (168). Seramiğin camsı veya kristalin yapısındaki içeriğini çözer (169). Alümina partikülleri ile air abrazyon yönteminde basınç altında ince alümina partikülleri kullanılır. Böylelikle, seramiğin göreceli olarak zayıf olan fazı yüzeyden uzaklaştırılarak düzensiz ve pürüzlü bir yüzey hazırlanmış olur (170).

Mekanik yüzey işlemlerinden bir tanesi de, silika kaplamadır. Bu teknikte 30-37 µm'lik silanize edilmiş alümina oksit partikülleri ( $Al_2O_3$ ), air abrazyon cihazı yardımıyla bağlanma yüzeyine uygulanır. Yüzeye tribokimyasal kaplama uygulanmış olur (168).

Asitle yapılan pürüzlendirme işlemi ile gerçek bir mikroretansiyon sağlanırken, kumlama ile sadece kaba yüzeyler elde edilir. Asit uygulaması ile yüzey enerjisi artırılır (22).

Cam seramikler genellikle hidroflorik asitle pürüzlendirilirken, yüksek dirence sahip alüminus seramikler veya zirkonyum ile güçlendirilmiş seramiklerde HF asit ile yapılan pürüzlendirme işlemi rezin simanın bağlantısını güçlendirmez (22,125). Bu tip restorasyonların alümina ile kumlanmaları ya da silika ile kaplanmaları ve sonrasında fosfat bazlı bir simanla yapıştırılmaları tavsiye edilir (22,96). Hatta, zirkonyum ile güçlendirilmiş seramikler yüksek kırılma direncine sahip olduklarından adeziv simantasyona gerek kalmadan geleneksel simanlarla simante edilebilirler (60).

Literatürde, silika bazlı seramik yüzeylerinin %5-10'luk HF asit uygulaması ile pürüzlendirilmesi önerilmektedir (171). HF asit uygulaması sonucu seramiğin yüzeyel camsı matrisi birkaç mikron derinliğinde uzaklaştırılmış olur. Bu uygulama yüzey morfolojisini anlamlı derecede değiştirir. Yüzey alandaki artış, adeziv materyalin infiltrasyonunu artırarak retansiyona katkıda bulunur (172).

#### **2.3.4.2. Kimyasal Bağlantı**

Silan bağlanma ajanlarının kullanımı porselen yüzeyinin kimyasal olarak hazırlanmasına olanak verir (1,173). Kovalent ve hidrojen bağları oluşturarak seramik yüzeylere çok iyi bağlanan bir moleküldür (165). Silan bağlanma ajanlarının genel kimyasal formülleri;  $X - (CH_2)_3Si - (OR)_3$  şeklindedir. Silan bağlanma ajanları

silisyum atomları içeren organik yapılardır ve bifonksiyoneldirler. Organik fonksiyonel kısmı organik matriksle reaksiyona girerken, alkali grupları inorganik maddelerle reaksiyona girer (172). Yüzeyin hidrofobik olması hidrolitik bozunmayı önlerken, organofilik özellik göstermesi de seramik yüzeyinin ıslanabilirliğini artırır (22). Silanın seramiğe uygulanması ile silanın metakrilat grubu ile rezin adezivin metakrilat grupları arasında çapraz bağlar oluşur. Rezin adeziv ile rezin simanın metakrilat grupları arasında da çapraz bağlar oluşur (174).

Dışhekimliğinde en sık kullanılan silan bağlanma ajanı, su-etanol solüsyonu ile dilüe edilmiş 3-trimetoksisilylpropilmetakrilattır (MPS) (46,139). Piyasada prehidrolize (tek şişe) formda ve silan ile asidin karıştırılması ile hidrolize olabilen (iki şişe) formları mevcuttur (46).

Asitlenmiş porselen yüzeyine silan uygulaması porselen yüzeyinin yüzey enerjisini ve/veya kimyasal olarak değiştirerek kompozit rezin ile ıslanılabilirliğini arttırmaktadır. Bu da porselen yüzeyindeki mikropörözelere rezinin daha iyi penetrasyonunu sağlamaktadır (175,176). Organik ve inorganik yüzeyler arasında kimyasal bağlanmayı sağlayan silan bağlanma ajanları bifonksiyonel özellikleri sayesinde asitle pürüzlendirilmiş seramik ile rezin siman arasındaki kimyasal bağlanma dayanımını artırır (177,178).

Silikat seramiklerin simantasyonu öncesinde HF asit uygulaması ve takiben silan uygulaması sıklıkla uygulanan, klinik ve in vitro çalışmalarda başarılı olan bir yöntemdir (46,53,60,62,96,169,179,180,182). Bu yöntem silikat seramiklerin simantasyonunda altın standart olarak kabul edilmektedir (181). Silan bağlanma ajanlarının kullanımı porselenin bağlanma dayanımını oldukça arttırmaktadır (1,173).

Kim ve ark.'ları yaptıkları bir çalışmada, lityum disilikat seramiklerde kumlama, asitle pürüzlendirme ve silan uygulamasıyla rezin simanlarla en yüksek bağlantı değerlerinin ortaya çıktığını bildirmişlerdir (183).

#### **2.4. Seramik İncelemlerin Simantasyonu**

Son derece estetik olan seramik restorasyonun başarısı, doğru seçilen yapıştırıcı siman ve simantasyon tekniği ile bütünleşecektir. Seramik restorasyonların yapıştırılmasında, önceleri çinkofosfat simanlar daha sonraları ise, cam iyonmer

simanlar kullanılmıştır. Ancak bu simanlarla yapıştırılan inleylerin ince kısımlarında kırılmalar gözlenmiştir (43,86,109).

Cam iyonomer simanlar, sertleşme reaksiyonu sırasında ortamdaki neme çok hassas olmaları ve suyu çekerek genişlemeleri ve bu nedenle dentin tübüllerindeki sıvıyı çekme eğilimiyle hassasiyete, su alıp şişerek özellikle içerisinde mikro çatlak bulunan lityum disilikat tam seramik restorasyonların yapıştırma sonrasında kırılmasına sebep olabilir (103,184).

Poliasit modifiye kompozit rezin esaslı yapıştırma simanları (kompomerler), rezin ve cam iyonomer simanların üstün özelliklerini birleştirmek amacıyla geliştirilmişlerdir. Ancak, kompomerler tam seramik restorasyonlarda kırıkların oluşmasına neden olabilir (35). Kompomerin su alımı ve takiben genişmesi kompomer ile simante edilmiş tam seramiklerde çatlak formasyonu ve kırık oluşumuna neden olabilir (90). Bu yüzden, tam seramik restorasyonların yapıştırılmasında kullanılmaması gerektiği belirtilmiştir (144).

Günümüzde seramik restorasyonların yapıştırılmasında, hem seramiğe hem de dişin sert dokularına kimyasal ve mekanik olarak bağlanan kompozit rezin esaslı yapıştırma simanları kullanılmaktadır (43,109). Rezin simanlar üstün mekanik özelliklere sahiptir; retansiyonu arttırarak seramik materyalin kırılma direncini artırırlar. Bükülme dirençleri, cam iyonomer siman ve rezin modifiye cam iyonomer simanlardan daha yüksektir (64).

Önceleri kimyasal olarak sertleşen rezin simanlar kullanılmıştır, ancak bu ürünler kontrol edilemeyen sertleşme zamanı ve ışık ile sertleşen rezin simanlar kadar sert olmamaları gibi dezavantajlara sahiptirler. Ayrıca bu simanlarda reaksiyonu başlatan tersiyer aromatik aminlerin ağız ortamında kimyasal değişikliğe uğraması ile amin renklenmesi görülmektedir (7).

Seramik inley simantasyonunda genellikle mükemmel estetik ve mekanik özelliklerinden dolayı dual sertleşen kompozit rezin yapıştırma simanları tercih edilir (90). Dual sertleşen rezin simanların dentin bonding ajanlar ile birlikte kullanımı, seramik inleylerin simantasyonunda hermetik bir kapama sağlayarak tutuculuk problemini de azaltmaktadır. Ayrıca, seramik ve kompozit rezin siman ara yüzeyinde

stres kırıcı bir kaide oluşturmaktadır (109,185). Seramiğin diş yapılarına kompozit rezin yapıştırma materyali ile adezyonu, diş ve restorasyonun kırılma direncini artırır, kenar sızıntısını azaltır dolayısıyla da tedavinin uzun dönem başarısını artırır (7). Rezin simanlar silanlanmış porselen yüzeylerinin kimyasal olarak dişe yapışmasını sağlar. Böylece rezin simanlar asitlenmiş ve silanlanmış seramiklerin kırılmaya karşı olan dirençlerini artırır (108).

Laboratuvarda indirekt restorasyonun hazırlanmasından sonra simantasyon işlemine geçilir. Simantasyon altı aşamayı kapsar: laboratuvardan gelen restorasyonun denenmesi ve renk kontrolü, restorasyonun iç yüzeyinin adeziv simantasyon için hazırlanması, kavite yüzeyinin adeziv simantasyona hazırlanması, adeziv simantasyon, oklüzyonun kontrol edilmesi ve düzeltilmesi, bitirme ve polisaj (186).

Laboratuvarda yapılan restorasyonun model üzerinde kontrolü yapılır; aproksimal kontaklar, kenar uyumu ve pasif uyum kontrol edilir. Geçici restorasyon bir ekskavatör yardımıyla kaviteden uzaklaştırılır ve inley-onley kavitede prova edilir (22,186). Renk kontrol edilir. Kırılma riski olduğundan oklüzyon kontrol edilmez. Gerek duyulursa lokal anestezi uygulanır ve lastik örtü yerleştirilir (186). İndirekt restorasyonun yapımında kullanılan malzemeye göre, restorasyonun iç yüzeyine bazı işlemler uygulanır (31). Pürüzlendirici ajanın konsantrasyonu ve uygulanma süresi, materyalin cinsine göre farklılık gösterir (22). Diş-restorasyon sisteminin biyomekaniği açısından sağlam ve dayanıklı bir bağlanma elde etmek için bağlanma yüzeylerinin uygun bir şekilde hazırlanmış olması önemlidir (59). Yüzey hazırlığı tamamlanmış olan seramik yüzeyi rezin siman ile mikromekanik ve kimyasal olarak bağlanmaya hazır hale gelmiştir (53).

Üç basamaklı total etch adeziv sistem kullanılacaksa, mine kenarları, 30 saniye %35-37'lik fosforik asit kullanılarak asitlenir, bol su ile yıkanır ve basınçlı hava ile kurutulur. Kaviteye bir dakika boyunca primer uygulanır ve ılık hava ile kurutulur. Kavitenin tüm yüzeylerine, ince bir tabaka ışıkla sertleşen rezin bağlayıcı uygulanır (31). Kavitenin tüm yüzeyleri ışıkla ya da dual olarak polimerize olan ve önceden ısıtılmış kompozit rezin ile kaplanır. Restorasyon kaviteye yerleştirilir, önce el ile daha sonra ise ultrasonik uç kullanılarak basınç uygulanır. Kompozit rezin

artıkları tamamen uzaklaştırılır (186). İnterproksimal bölgedeki taşan simanlar diş ipi ile temizlenmelidir. Her bölgeden en az 30 saniyelik sürelerle ışık cihazı ile simanın fotopolimerizasyonu sağlanır (22). Simantasyonun ardından, ince grenli elmas frezler kullanılarak rezin fazlalıkları uzaklaştırılmalı ve takiben polisaj işlemleri gerçekleştirilmelidir (5).

### **2.5. Ultrasonik Yerleştirme Tekniği**

Diş hekimliğinde kullanılan ultrasonik cihazlar ilk defa Catuna tarafından 1953'te diş kesimi için geliştirilmiştir. Zinner 1955'te diş yüzeyindeki birikintilerin ultrasonik cihaz yardımı ile kaldırılabilceğini göstermiştir (187).

Ultrasonik titreşimler ses dalgalarıyla aynı tipte ancak frekansları daha fazla olan mekanik titreşimlerdir. Ultrasonik terimi, insan kulağı tarafından duyulmayan akustik titreşimlerin bir çeşidini açıklar (188). Diş hekimliğinde ultrasonik frekans aralığı 20.000-50.000 titreşim arasındadır. Bu ultrasonik titreşimler saniyede "hertz" ya da "cycle" gibi birimlerle ifade edilir (187).

Ultrasonik dental cihazlar magnetostriktif ya da piezoelektrik jeneratörler tarafından, elektrik enerjisinin mekanik titreşimlere dönüştürüldüğü ve titreşim sıklığının genellikle 25-45 kHz (kilohertz) arasında olduğu cihazlardır (189,190).

Diş hekimliğinde çeşitli klinik uygulamalarda ultrasonik cihazlar kullanılmaktadır (191,192). Farklı tipteki ultrasonik cihazlar kullanılarak en çok detertraj (189,190,1932), endodontik tedavi, kavite preparasyonu, irrigasyonu, polisaj işlemleri yapılabilir (192); ayrıca post (194), amalgam kor (195) veya kırılmış kanal aletlerinin kök kanalından uzaklaştırılması ve kron sökümü (190,196,197) gibi durumlarda da ultrasonik cihazlar kullanılabilir. Biyolojik dokulara ultrason uygulamalarının etkileri termal ya da mekanik mekanizmalarla gerçekleşmektedir (191). Günümüzde, ayrıca laminate veneer ve fiber post simantasyonlarında da ultrasonik cihazlar kullanılabilir (192).

Ultrasonik cihaz ile oluşan vibrasyon enerjisi, adezivin boş dentinal alanlara kolayca akmasını sağlayarak rezin uzantılarının oluşumunu kolaylaştırabilir. Adezivin içeriğindeki su ve çözücüler ultrasonik enerji ile kolayca buharlaşarak adezivin dentin yüzeyine iyice yayılmasını sağlayabilir (192).

Ultrasonik enstrümantasyonda, vibrasyon kuvvetleri simanın diş dokusu ile kron restorasyonu arasındaki yüzey düzensizliklerini doldurmaktadır (196).



Ultrasonik yerleştirme tekniği kompozit rezinin tiksotropik özelliğine (tikstropi: jel kıvamındaki bir maddeyi oluşturan moleküler bağların yapısının mekanik bir etki ile değişebilmesi durumu) etki ederek avantaj sağlar (13,18).

Yüksek miktarda doldurucu içeren rezin materyallerin akıcılık özellikleri restorasyonun ultrasonik yerleşimi ile geliştirilebilir (13,15,198,199,200). Titreşim kuvvetleri, simanın tiksotropik özelliklerini etkileyerek film kalınlığını azaltabilir (198,199,200). Bu da, kompozit rezin materyalinin diş yüzeyini ıslatma yeteneğini arttırarak restorasyonun daha kontrollü bir şekilde yerleşimini sağlar (15,200).

Ultrasonik yerleştirme tekniği, titreşim hareketleri sayesinde, diş-restorasyon ara yüzündeki nihai siman kalınlığını oluşturmada kullanılabilir. Ultrasonik cihazın uygulama ucundan yayılan titreşim kuvvetleri aradaki restoratif materyal vasıtası ile simana ulaşır. Bu kuvvetler, cihazdan uygulama ucuna hızlı mikroskobik atışlar meydana getiren ultrasonik frekanstan kaynaklanır. Ultrasonik titreşimler simanın viskozitesini değiştirerek restorasyonun kaviteye kolayca yerleşimine imkan verir. Simantasyonu yapan hekimin parmak basıncı farklılık gösterebilmektedir. Ultrasonik yerleştirme tekniğinde ise sadece film kalınlığındaki azalmanın yanı sıra, siman restorasyonun altına iyice yayılarak potansiyel bir aralığı ve dolayısı ile sızıntıyı da minimize etmiş olur (201).

Restorasyonların kaviteye etkin bir şekilde simantasyonunu sağlayabilmek için vibrasyon kuvvetleri uygulanması alternatif bir yöntemdir. Bu yöntemle ilgili çalışmalar literatürde mevcuttur. Bu uygulamanın restorasyonun kaviteye yerleşimini kolaylaştırdığını bildirmişlerdir (199,202,203). Peutzfeldt vibrasyon kuvvetlerinin düşük viskozitedeki simanlarla simante edilen inleylerin kaviteye yerleştirilmesinde parmak basıncına kıyasla bir farklılık olmadığını ancak yüksek viskozitedeki simanlarla simante edilen inleylerin kaviteye yerleşimini etkilediğini bildirmiştir (199).

Koyano ve ark. optimal bir film kalınlığı elde edebilmek için başlangıçta restorasyonun parmak basıncı ile yerleştirilmesini, daha sonra vibrasyon kuvvetlerinin uygulanmasını önermişlerdir (202).

Yapılan çalışmalarda, ultrasonik titreşimler ortamın sıcaklığını arttırarak cam iyonomer simanın sertleşme reaksiyonunu başlattığı ve reaksiyonu tamamlamış simanın daha uniform olduğu ve pörözitelerin azaldığı bildirilmiştir (14,204,205).

Noack ve ark. yaptıkları bir çalışmanın SEM değerlendirmesine göre ultrasonik yerleştirme tekniği ile simante edilmiş estetik inleylerde herhangi bir marjinal açıklığa rastlanılmadığını belirtmişlerdir. Bu çalışmaya göre, ultrasonik yerleştirme tekniği klinikte simantasyonu kolaylaştırır ve iyi bir marjinal adaptasyon sağlar (203).

MOD (mezio-oklüzo-distal) kompozit inleylerin üç farklı viskozitedeki simanla parmak basıncı ya da ultrasonik yerleştirme tekniği ile simante edildiği bir çalışmada, simantasyonu tamamlanmış inleylerin siman aralığı ölçülmüş; iki siman grubunda ultrasonik yerleştirme tekniğinin inleylerin kaviteye simantasyonunu kolaylaştırdığı bildirilirken bir siman grubunda ultrasonik yerleştirme ve parmak basıncı ile simante edilen gruplarda anlamlı bir farklılık olmadığı gözlenmiştir. Ultrasonik yerleştirme tekniği ile simante edilen inleylerin kaviteye yerleştirilmesinin simanın viskozitesine bağlı olmadığı bildirilmiştir (199).

Cantoro ve ark.'nın self adeziv rezin simanlarla inley simantasyonu yaptığı bir çalışmada, ultrasonik yerleştirme tekniği kullanılan grupların SEM değerlendirmesinde simanın film kalınlığında ve pörözitelere azalma olduğu bildirilmiştir. Statik yerleştirme basıncı uygulanan grupların SEM görüntülerinde ise simanın içine dağılmış hava kabarcıkları görüldüğü bildirilmiştir. Simanın bünyesindeki bu boşluk alanların restorasyonun klinik ömrünü etkileyebileceği bildirilmiştir (15).

Özcan ve ark.'nın yaptığı bir çalışmaya göre, parmak basıncı ya da ultrasonik yerleştirme tekniğinin indirekt restorasyonun kırılma direncini etkilemediğini bildirmişlerdir (201).

İnley türü restorasyonların ultrasonik yerleştirilmesi, restorasyonun daha uygun bir şekilde kaviteye yerleşimini sağlar ve restorasyon üzerine gelen basınç da azaltılmış olur (200).

## 2.6. Bağlanma Dayanımı Testleri

Bağlanma kuvveti, birbirine yapışmış iki yapının birbirinden ayrılabilmesi için birim alan başına gerekli olan minimum kuvveti ifade eder (110). Diş hekimliğinde bağlanma dayanımı, diş ve restorasyon ara yüzeyindeki birim alana düşen kuvvet olarak tanımlanır. Diş yüzeyine paralel yönde gelen kuvvetler

makaslama stresleri olarak adlandırılırken, dik yönde gelenler gerilim stresleridir (206).

Bağlanma dayanımı testleri restoratif sistemlerin etkinlikleri ve adeziv sistemlerin klinik performansları hakkında ön bilgi elde edebilmek amacıyla sıklıkla kullanılan testlerdir (120,207,208,209). Uzun dönem klinik takiplerin, zaman alıcı, maliyeti yüksek ve standart olarak gerçekleştirilmesi zor olduğundan, laboratuvar bağlanma dayanımı testleri adeziv materyaller ve tekniklerin değerlendirilmesinde tercih edilen testlerdir (110,210,211). Özellikle adeziv restoratif materyaller için bağlanma dayanımı testleri kullanılmakta ve yüksek bağlanma dayanımlarının daha iyi klinik performans için ölçü olduğuna inanılmaktadır (210).

Bağlanma dayanımını ölçen testler kolay ve hızlı yapılabilen testlerdir. Bağlanma dayanımı testleri çoğunlukla mine ve dentine bağlanmış kompozitin çekme ve kopma testleri ölçülerek yapılmaktadır (121,208).

İn-vitro koşullarda bağlayıcı ajanların diş dokularına olan bağlantı dayanıklılıklarını belirlemede aşağıdaki test yöntemleri kullanılmaktadır (16,104,212).

1. Makaslama (shear)
2. Gerilme (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. Oblik Gerilme (oblique-tensile)
8. Mikro Gerilme (micro-tensile)'dir.

Temelde diş-restorasyon ara yüzünde oluşan gerilim, paralel veya dik olmalarına göre makaslama veya çekme gerilimi şeklinde tanımlanabilir (110). Bu sebeple makaslama ve çekme gerilimlerini taklit eden test yöntemleri sıklıkla kullanılmaktadır (213,214,215).

Geleneksel makaslama ve çekme bağlanma dayanım testlerinin tercih edilme nedenleri arasında ayrıca; uygulanmalarının kolay olması, minimal ekipman ve minimal örnek preparasyonu gerektirmeleridir (216).

Adezivlerin geliştirilmesine karşın, geleneksel makaslama (shear) ve gerilim (tensile) bağlanma dayanım testlerinde kırılmaların %80'i dentinde koheziv başarısızlıkla sonuçlanmıştır (217). Bu da adeziv ve dentin arasındaki gerçek ara yüzey bağlanma dayanımının ölçülemediğini göstermektedir (206,207,210,215,218). Bağlanma testi esnasında dentinde meydana gelebilecek koheziv kopmalardan kaçınmak için düzensiz stres dağılımını ortadan kaldırmak gereklidir (210).

Araştırmacılar, klasik bağlanma test yöntemlerinin yüksek bölgesel stres alanları oluşturduğunu ve kırılmanın bu alanlarda gerçekleştiğini, adeziv-dentin ara yüzündeki adezyonun gerçekçi bir şekilde saptanamadığını ifade etmişlerdir (113,210,216). Ayrıca adeziv sistemlerin bağlanma dayanımlarının sağlıklı bir şekilde incelenebilmesi için yüzey alanının  $1 \text{ mm}^2$  veya daha az olarak belirlenmesinin yararlı olacağını da vurgulamaktadırlar. Bu görüşler doğrultusunda, mikrogerilim (mikrotensile) ve mikromakaslama (microshear) test yöntemleri geliştirilmiştir (113,219). Bağlanma kuvveti, bağlanma alanının genişliğine bağlıdır ve bu yüzden bağlanma gücünün hesaplanmasında bu bölgenin ölçülerinin standardize edilmesi ve alanının bilinmesi son derecede önemlidir (110).

İdeal bir bağlanma dayanımı testinde olması gereken özellikler şöyle sıralanabilir;

1. Kolay uygulanabilir olmalı,
2. Hızlı bir şekilde istenilen bir parametre ile ilgili bilgi elde edilebilmeli,
3. Diğer parametreleri sabit tutarak sadece bir parametreyi test edebilme kapasitesi olmalı,
4. Yeni bir materyali ‘‘altın standart’’ olarak kabul edilen başka bir materyal ile karşılaştırma yeteneği olmalı,
5. Birden çok deney grubunu aynı deney ortamında karşılaştırabilme özelliği olmalı,
6. Pahalı ve karmaşık olmayan protokol veya aletlerle test yapabileceği olanağı sunmalı (104).

### 2.6.1. Mikrotensil Bağlanma Dayanımı Testi

Mikrotensil bağlanma dayanımı testi; mineralize ve demineralize dentinin çekme dayanımı ve elastisite modülünü ölçmek amacıyla 1994 yılında diş hekimliğine tanıtılmıştır (104,208,209,217,220,221). Mikrotensil bağlanma dayanımı testinin geleneksel makaslama test yöntemine bir alternatif olduğu bildirilmektedir (222,223,224,225,226).

Mikrotensil bağlanma dayanım testi değerleri yükleme sonucunda gerilimin adeziv uygulanan yüzey alanına bölünmesi ile elde edilir (104,221). Bu test; geleneksel bağlanma dayanımı testleri ile ulaşılamayan bir çok yönlülük sağlar ve geleneksel testlerde olmayan ilave çalışma dizaynlarına olanak sağlar (120,221).

Günümüzde bağlanma dayanımı test yöntemleri ile ilgili yapılan araştırmaların yaklaşık %60'ında bu test yöntemi kullanılmıştır (104).

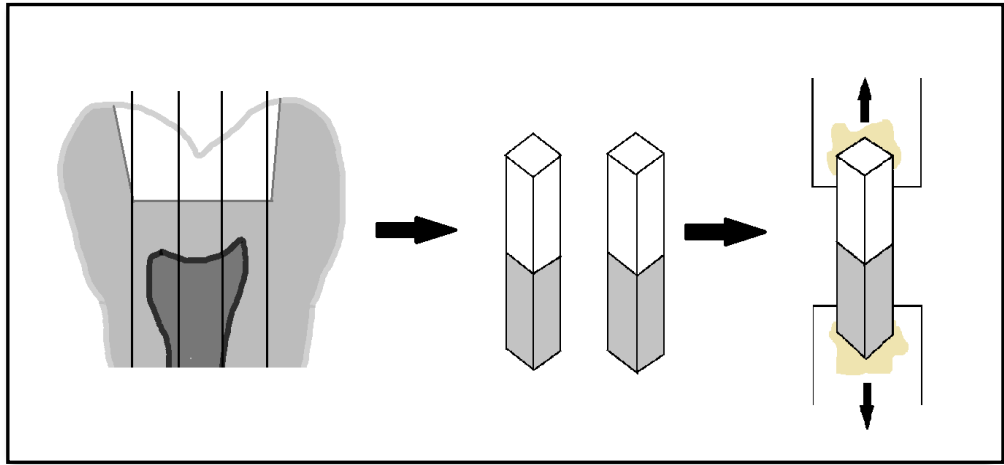
Mikrotensil test yönteminde düşük hızda çalışan elmas separe ile tek bir diştten 1mm<sup>2</sup>'lik çok sayıda seri kesitler alınır. Böylelikle aynı şartlarda hazırlanmış tek bir diştten çok sayıda örnek hazırlanabilmektedir (Şekil 4) (207,208,209,210,220,227). Bu test yöntemiyle ara yüz bağlantı yüzeyleri daraltılarak, küçük alana sahip örnekler hazırlandığından kuvvet uygulanması sırasında daha iyi stres dağılımı oluşur ve geleneksel test yöntemlerinden farklı olarak bağlanma dayanımı testi esnasında örneklerde daha çok adeziv, daha az koheziv başarısızlık görülür (104,178,208,217,218,221,228). Bundan dolayı bağlantı başarısızlıkları örneklerin gerçek bağlanma dayanımı değerlerine yakın olur (1).

Mikrotensil bağlanma dayanımı testinde, geleneksel makaslama ve gerilim testlerine göre daha yüksek bağlanma dayanımı değeri ve çok düşük varyasyon katsayısı elde edilmektedir. Böylece güvenilir sonuçların ortaya çıktığı düşünülmektedir. Bu testin uygulanmasıyla dentinde koheziv başarısızlıkların sayısı yok denecek kadar azaltılmıştır (229,230).

Mikrotensil bağlanma dayanımı testinde, örnekler trimlenmiş (aşındırılma yapılmış) ya da trimlenmemiş olarak hazırlanabilir. Trimleme yapılmamış örnekler kolay ve hızlı olarak hazırlanabilir. Trimleme yapılan teknikte ise, ara yüzdeki stres

konsantrasyonunu azaltmak amacıyla örnekler kum saati şeklinde hazırlanır. Eğer trimleme dikkatli bir şekilde yapılmazsa, ara yüz defektleri kolaylıkla meydana gelebilir ve örneklere çekme yükleri uygulandığı sırada erken dönemde çatlak oluşumu meydana gelebilir. Burada trimleme yapan operatörün el becerisi önemlidir (104). Trimleme yapılmadan (non-trimming) hazırlanan örneklerde daha az travma oluşması, trimleme yapılan örneklere oranla daha az test öncesi başarısızlık görülmesi söz konusudur (169,231).

İn vitro çalışmalar için çok sayıda sağlam premolar ve molar dişi aynı anda bulmak oldukça zor olduğundan mikrotensil test yönteminde, tek bir diştten birçok sayıda örnek çubuk elde edilebilmektedir. Ayrıca farklı dentin bölgelerinden ölçüm yapılabilmekte, çok dar alanlar test edilebilmekte ve kopan kısımlar çeşitli mikroskoplar (SEM) yardımıyla rahatça incelenebilmektedir (113,229). Bu yöntemle adeziv bağlantının olduğu bölgelere daha az kuvvet yoğunlaşması olmakta ve 5 MPa gibi çok düşük bağlanma dirençlerini bile ölçmek mümkün olabilmektedir (113).



Şekil 4: Mikrotensil bağlanma dayanımı için kesit elde edilmesi ve testin uygulanması

### 2.6.2. Mikrotensil Bağlanma Dayanımı Testinin Avantajları

1. Örneklerde daha çok adeziv başarısızlık, daha az koheziv başarısızlık meydana gelir (215,221,226,232).

2. Geleneksel test yöntemlerine göre bağlanma ara yüzündeki homojen stres dağılımı ve dolayısıyla azalmış defektler nedeniyle daha yüksek ara yüz bağlanma dayanımı değerleri elde edilir (221,226,232,233).
3. Her dişten elde edilen örneklerin ortalama ve varyansına göre her bir dişin ayrı ayrı ortalama ve varyans değerleri hesaplanabilir (221,229,232).
4. Düzensiz diş yüzeylerinin incelenmesine olanak sağlar (221,229,232,234).
5. Gerektiğinde çok küçük yüzey alanlarının değerlendirilmesi mümkündür; çürükten etkilenmiş dentin gibi.
6. Örneklerin SEM/TEM ile görüntülenerek hangi başarısızlık modunun meydana geldiği saptanabilir (221,232).
7. Daha az sayıda dişe gereksinim vardır (221).
8. Örneklerin farklı bölge ve derinliklerindeki bağlanma dayanımlarının değerlendirilmesine olanak tanır (104,120,220,221,229,230,231,233).
9. İlave çalışma dizaynlarının yapılabilmesi; bir kaviteden çok sayıda örnek elde edilebilmesi, dişteki çeşitli substratların değerlendirilebilmesi, aköz saklama koşullarında dayanıklılık testi yapılabilir.
10. Kısa diffüzyonel mesafeler nedeniyle aköz saklama koşullarında örneklerin hızlandırılmış bir şekilde yaşlandırılması (aging) mümkündür.
11. Makaslama etkisini minimize edebilir. Farklı restorasyon maddelerinin klinik durumlarını tahmin etmede bu testten yararlanılabilir (221).

### 2.6.3. Mikrotensil Testinin Dezavantajları

1. Çalışması zordur, hassas teknikler ve özel ekipman gerektirir (169,221,227).
2. Çok düşük bağlanma dayanımı değerlerini ( $< 5\text{Mpa}$ ) ölçmek zordur.
3. Örnekler kolayca dehidrate olabilir ve kolayca zarar görebilir.
4. Fraktür sonrası örnekler kolayca kaybolabilir (siyanoakrilat yapıştırıcı ile yapıştırıldıkları test cihazından ayrılabilirler) (221).
5. Özel ekipman olmadığında, örneklerin aynı geometride fabrikasyonu zordur (195,221).

Klinik çalışmalar ile karşılaştırıldığında çok daha hızlı, kolay ve ideal şartlarda uygulandığında güvenilir olmasına rağmen, bu tür laboratuvar deneylerinin

sonuçlarına etki eden birçok faktör bulunmaktadır. Literatürde bu tür testlerde kullanılan dişler, saklama koşulları ve preparasyon şekilleri gibi birçok parametrenin bağlanma dayanımı sonuçlarına etkisi araştırılmıştır. Ayrıca dişlerde örneklerin elde edildiği bölgesel farklılıklar, hazırlanan örneklerin şekli ve boyutu veya başka bir deyişle bağlanma yüzey alanı ve geometrisi araştırılan konular arasındadır (215).

Mikrotensil testinden sonra elde edilen kırık yüzeyleri stereomikroskop altında incelenerek başarısızlık tipleri belirlenmektedir. Başarısızlık tipinin belirlenmesi, test edilen materyalin klinik kullanım için ne kadar güvenilir olduğunun tespit edilmesi açısından önemlidir. Başarısızlık tipleri stereomikroskopta incelendiğinde üç tipe gözlenmektedir (217,235,236):

- Adeziv ( kopma bağlantı ara yüzeyinde) tip kopma
- Koheziv (kopma dentin, siman veya seramik içerisinde) tip kopma
- Karma (kopma hattının bir bölümü ara yüzeyde, bir bölümü ise dentin, siman veya seramik içerisinde) tip kopma

## **2.7. Örneklerin Saklama Koşulları**

Dişlerin deney gerçekleştirilmeden önce hangi koşullarda saklanacaklarının belirlenmesi önem taşımaktadır (107). Bağlanma dayanımını inceleyen çalışmalarda başarılı sonuçlar elde etmenin ön koşulu çalışmada kullanılacak dişlerin çekim sonrası saklanma koşullarının uygun olmasıdır. Saklama solüsyonu dişin dehidrate olmasını engelleme özelliğine sahip olması gerektiği gibi dişleri fungal ve bakteriyel koloni oluşumunu da önleyici özellikte olması gerekmektedir (237).

Literatürdeki çalışmalar incelendiğinde, çekilen dişlerin sıklıkla deney zamanına kadar oda sıcaklığında, serum fizyolojik, distile su veya musluk suyu içerisinde bekletildiği, enfeksiyon riskini önlemek amacıyla musluk suyu veya serum fizyolojik yerine sıklıkla tamponlanmış %10 formalin kullanıldığı görülmektedir (110).

## **2.8. Hazırlanan Örnekler Üzerinde Bağlanma Deneyi Öncesi Yapılan İşlemler**

Materyallerin uzun süre ağızda kullanımları sonucunda diş-restorasyon ara yüzünde oluşabilecek olası olumsuz etkiler in vitro ortamda taklit edilmelidir. Bu konuda literatürdeki çalışmalar arasında çok büyük farklılıklar görülmektedir. ISO



standartları uyarınca, örnekler üzerinde deney öncesi uygulamalar için iki farklı yöntem öngörülmektedir (110,128).

**Termosiklus İşlemi:** İn vitro termal siklus (termal döngü) çalışmaları dental materyallerin in vivo kullanımlarını taklit etmek için yapılırlar. Literatürde termal döngü yöntemine hala bir standart geliştirilemediğinden (126), dental materyallerin termal döngü çalışmalarında standart bir ısı aralığı ve işlem sayısı yoktur (16,51,238). Örnekler genellikle 37 °C'deki suda 24 saat bekletilir, ardından (5 ± 2) °C ile (55 ± 2) °C arasında 500-50.000 devir arasında termal döngü uygulanır (51).

**Suda Bekletme:** Rezin bazlı restoratif materyallerin in vitro ortamdaki davranışlarını gözlemlemede en çok kullanılan yöntem suda bekletme yöntemidir (120,239). Kısa dönem için örnekler 37 °C'deki suda 24 saat bekletilir. Uzun dönem için örnekler 37 °C'deki suda yaklaşık 4-5 ay bekletilir (128).

Örnekler oda sıcaklığında (23 ± 2 °C) hazırlanmalı ve deney zamanına kadar 37 ± 2 °C sıcaklıktaki suda bekletilmelidir. Örnekler termal döngü işlemine tabi tutulacaksa; maddelerin ısıl genleşme katsayılarının iyi değerlendirilmesi gerekir. Yaratılacak yapay ısı değişim sürecinin ara yüzey kırılmalarına neden olmaması için gerekli önlemlerin alınması ve bunu sağlayacak doğru örnek geometrisinin seçilmesi gereklidir (212,240).

Suda bekletme veya termal döngü işlemi, su absorbe eden materyallerin çeşitli fiziksel özelliklerini ve bağlanma kuvvetlerini etkileyebildiğinden deney sonuçları açısından bu durumun da göz ardı edilmemesi gerekmektedir (110).

## **2.9. Taramalı Elektron Mikroskobu (SEM) Analizi**

Taramalı elektron mikroskobu (SEM) analizi, diş hekimliğinde mine ve dentin bağlanma ara yüzlerinin morfolojileri hakkında değerlendirme yapabilmek amacıyla kullanılan yüzey analiz tekniklerinden birisidir (241).

SEM cihazının çalışmasında, temel prensip primer bir elektron demeti ile örnek yüzeyinin taranmasıdır. Bu elektronlar diğer tanecikleri uzaklaştırmak için örnekle etkileşime girerler. Bunların arasında görüntü oluşturmak için sıklıkla kullanılan sekonder elektronlar, kendilerini oluşturan elemente bağlı enerji seviyelerine sahip saçılan elektronlar ve yine element hakkında bilgi içeren X-ışınları vardır. Sekonder elektronlarla görüntü elde edilmesinde sekonder elektron

algılayıcısına ulaşan elektron sayısı ne kadar fazla ise o bölgenin görüntüsü o kadar parlak olur. Daha az elektronun algılayıcıya ulaştığı bölgelerde görüntü karanlıktır. Bu şekilde örnek topografisi hakkında bilgi veren gri tonlu görüntü elde edilir (242,243). SEM ile yapılan değerlendirmede incelenen dış yüzeyinin mikro ve ultramorfolojik görünümünü elde etmek mümkündür (244).

### 3.GEREÇ VE YÖNTEM

#### 3.1. Çalışmada Kullanılan Materyaller ve Cihazlar

Seramik inleylerin farklı rezin simanlarla simantasyonunda ultrasonik yerleştirme tekniğinin dentine mikrotensil bağlanma dayanımı üzerine olan etkisinin in vitro olarak değerlendirildiği bu çalışma; Dicle Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı, İstanbul Dere Diş Laboratuvarı, Ankara Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Eğitim ve Araştırma Laboratuvarı ve Erciyes Üniversitesi Teknoloji Araştırma ve Uygulama Merkezi'nde gerçekleştirilmiştir.

Tablo 1: Çalışmada kullanılan materyaller

Ticari isim	Materyalin türü	İçeriği	Üretici firma ve Seri numarası
IPS e-max Press LT A1 İngot	Lityum disilikat ile güçlendirilmiş cam seramik	Ağırlıkça % 57-80 SiO <sub>2</sub> , % 0-5 Al <sub>2</sub> O <sub>3</sub> , % 11-19 Li <sub>2</sub> O, % 0,1-6 La <sub>2</sub> O <sub>3</sub> , % 0-13 K <sub>2</sub> O, % 0-11 P <sub>2</sub> O <sub>5</sub> , % 0-8 ZrO <sub>2</sub> , % 0-8 ZnO, % 0-5 MgO ve % 0-8 pigment maddeleri	Ivoclar- Vivadent AG, Schaan, Liechtenstein SN: P8-5002
RelyX ARC	Dual sertleşen rezin bazlı yapıştırma simanı, çift pat formunda ve clicker ambalajda	Pat A: Bis-GMA, trietileneglikol dimetakrilat, zirkon/silika doldurucular, fotoinitiatörler, amin ve pigmentler Pat B: Bis-GMA, trietileneglikol dimetakrilat, benzoik peroksit ve zirkon/silika doldurucular	3M ESPE, Dental Products, St. Paul, USA SN: N328770
Scotchbond Etchant	Asit (diş yüzeyi için)	Fosforik asit jel ( % 35 )	3M ESPE, Dental Products, St. Paul, USA SN: N323914

Adper Single Bond 2	İki basamaklı total etch adeziv	HEMA, Bis-GMA, DMA's, poliakrilik ve poliitakonik asidin metakrilat fonksiyonel kopolimeri, su, etanol, nanodoldurucular, fotoinitiatörler	3M ESPE, Dental Products, St. Paul, USA SN: N326193
Panavia F 2.0 A ve B patı	Dual sertleşen rezin bazlı yapıştırma simanı, çift pat formunda	Pat A: 10-Metakriloyloksidesil dihidrojen fosfat, hidrofobik aromatik dimetakrilat, hidrofobik alifatik dimetakrilat, hidrofilik alifatik dimetakrilat silanlanmış silika doldurucular, silanlanmış koloidal silika, dI-kamforkinon, başlatıcılar Pat B: Hidrofobik aromatik dimetakrilat, hidrofobik alifatik dimetakrilat, hidrofilik alifatik dimetakrilat silanlanmış baryum camı, doldurucular, başlatıcılar, hızlandırıcılar, pigmentler, sodyum florid	Kuraray Medical Co. Tokyo, Japan A Patı SN: 00532A B Patı SN:00101A
Panavia F 2.0 ED Primer A+B	Tek basamaklı self etch primer	Primer A: HEMA, 10-Metakriloyloksidesil dihidrojen fosfat, su, hızlandırıcılar. Primer B: Metakrilat monomerler, su, başlatıcılar, hızlandırıcılar	Kuraray Medical Co. Tokyo, Japan Likit A SN:00308B Likit B SN:00182B
RelyX U200	Dual sertleşen self adeziv rezin yapıştırma simanı,	Baz patı: Fosforik asit grupları içeren metakrilat monomerleri, metakrilat	3M ESPE, Dental Products, St. Paul, USA

RelyX U200	çift pat formunda ve clicker ambalajda	monomerleri, silanlanmış doldurucular, reaksiyon başlatıcılar, stabilizerler. Katalizör patı: Metakrilat monomerleri, alkalın doldurucular, silanlanmış doldurucular, reaksiyon başlatıcılar, stabilizerler ve pigmentler	SN:473883
G-Cem	Dual sertleşen self adeziv rezin yapıştırma simanı, otomiks ambalajda	UDMA, fluoroaluminosilikat camı, dimetakrilat, fosforik asit ester monomeri, silikon dioksit, başlatıcı, inhibitör ve pigment	GC Corporation, Tokyo, Japan SN: 1108191
Clearfil Ceramic Primer	Silan bağlanma ajanı	3-Metakriloksipropil-trimetoksi silan 10-Metakriloiloksidodesil dihidrojen fosfat (MDP) Etanol	Kuraray, Osaka, Japan SN:00019D
Porcelain etchant	Asit (seramik yüzeyi için)	% 9,5' luk konsantrasyonda hidroflorik asit jel	Bisco, Inc, Schaumburg, USA SN: 1100001470
Zapit	Siyanoakrilat esaslı yapıştırıcı	% 60-100 Etil-2 siyanoakrilat, % 10-30 polimetil metakrilat, % 0-1 hidrokinon	Zapit, Dental Ventures of America, Inc., Corona, Calif, USA SN: C26A

Tablo 2: Çalışmada kullanılan cihazlar

Ticari isim	Cihazın türü	Üretici firma ve Seri Numarası
KaVo Compact Torque 636P	Aeratör	KaVo Dental GmbH, Bismarckring, Germany SN: 11-1029461

BlueLEX Cordless LED Curing Light	LED ışık cihazı	Monitex Industrial Co, Ltd, Taiwan SN: 08H6122
NSK Varios 170	Ultrasonik cihaz	NSK, Nakanishi Inc, Japan SN: 0BC40142
NSK G21 ve G22 Tips	Ultrasonik cihaza ait uygulama uçları	NSK, Nakanishi Inc, Japan
KaVo 2068 FGBN	Anguldruva	KaVo Dental GmbH, Bismarckring, Germany SN: 07-0078646
KaVo L-Motor 181DBN	Mikromotor	KaVo Dental GmbH, Bismarckring, Germany SN: 07-0074732
Microcut, Precision Cutter	Hassas kesme cihazı	Metcon, Kemet IL, USA
Micro Tensile Tester	Mikrotensil test aleti	Bisco Inc., Schaumburg, IL, USA SN: T-61010K/T-61020K
Olympus C5060- ADU	Stereomikroskop	Olympus Co, Tokyo, Japan SN:4F09476
LEO 440	Taramalı elektron mikroskobu	Leica-Zeiss, Cambridge, UK SN: 440-70-02

### 3.2. Örnek Dişlerin Seçimi

Bu in vitro çalışmada, mikrotensil testi için 64 adet ve SEM değerlendirmesi için 8 adet olmak üzere toplam 72 adet çekilmiş insan premolar dişi kullanıldı. Çürük, aşırı derecede aşınmış, kırık, çatlak, restore edilmiş ve apeksifikasyonu tamamlanmamış dişler çalışmaya dahil edilmedi. Dişler çekildikten sonra distile suda muhafaza edildi. Dişlerin üzerlerindeki çeşitli artıklar ultrasonik cihaz (NSK Varios 170, NSK, Nakanishi Inc, Japan) yardımıyla temizlenerek 24 saat süresince dişler oda sıcaklığında ağız kapalı bir kapta % 10' luk formol solüsyonu içerisinde bekletildi ( Resim 1 ). Dişler deney aşamasına kadar tekrar distile suda muhafaza edildi.



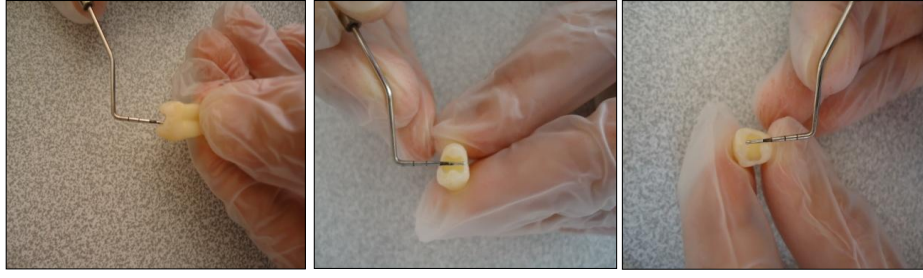
Resim 1: % 10'luk formol solüsyonu içerisinde bekletilen dişler

### 3.3. Test İçin Kullanılacak Dişlerin Hazırlanması

Dişler çekimi takiben en fazla 3 ay içerisinde kullanıldı. Dişlere oklüzal derinliği 2 mm, mesio-distal genişliği 4 mm, vestibülo-lingual kalınlığı 3 mm ve kavite duvarları arasındaki açı  $6^{\circ}$  olacak şekilde standart Sınıf 1 inley kaviteleri özel inley frezleri (acurata a-diamant elmas frezler 172, 544 ve 545 no'lu, Acurata, Germany) ile açıldı ( Resim 2 ). Kavitelerin boyutları periodontal bir sond ile kontrol edildi ( Resim 3 ).



Resim 2: İnley kavite preparasyonu için kullanılan frezler



Resim 3: Periodontal bir sond ile inley kavite boyutlarının kontrol edilmesi

Kavite preparasyonu tamamlanan dişlerden polivinil siloksan esaslı ölçü maddesi (Elite P&P, Zhermack, Italy) ile ölçü alındı. Elde edilen ölçülerden model elde edilerek seramik inleylerin yapımına geçildi ( Resim 4 ).



Resim 4: Ölçülere day alçısı dökülerek model elde edilmesi

### 3.4. IPS e-max Press Seramik İnleylerin Hazırlanması

Elde edilen alçı modeller üzerinde, inley mumları (Crown wax, Bego GmbH, Bremen, Germany) kullanılarak restorasyonların mum modelasyonları yapıldı (Resim 5 ). Daha sonra modelasyonlar manşet yatağına uyacak şekilde hazır plastik çubuklar yardımı ile tijlenerek manşet tabanına oturtuldu (Resim 6).

Mum örnekler silikon manşete yerleştirildikten sonra üretici firmanın talimatları doğrultusunda özel revetmanı (IPS PressVest, Ivoclar, Liechtenstein) kullanılarak revetmana alındı (Resim 7). Yaklaşık olarak bir saat süre ile revetmanın sertleşmesi beklendi. Daha sonra revetman, silikon manşetten çıkarıldı ve mum atımı yapmak üzere ön ısıtma fırınına yerleştirildi (Resim 8). Fırının ısısı 850 ° C'ye ulaştığında revetman bir saat bekletildi. Mum atım işlemini takiben IPS e-max Press



ingot ve IPS Alox itici sıcak revetmendaki yuvaya yerleştirildi. Revetman presleme fırınına yerleştirildi. Programat EP 3000 (Ivoclar, Liechtenstein) fırınında uygun program seçildi ve presleme işlemi başlatıldı (Resim 9-10).

Revetman, presleme işleminden sonra bir saat kadar oda ısısında soğumaya bırakıldı. Daha sonra fazla revetman separe yardımı ile uzaklaştırıldı. Kuşlama makinası ile (Toptec 4, Bego, Bremen, Almanya) restorasyona ulaşana dek önce 4 bar'lık, daha sonra 2 bar'lık basınç altında 125 µm'lik alüminyum oksit partikülleri (Perlablast 125, Bego, Bremen, Almanya) ile kuşlama yapıldı, son olarak 50 µm'lik alüminyum oksit kumu (Korox, Bego, Bremen, Almanya) ile kuşlandı. (Resim 11). Örneklerle bağlı olan tij bağlantıları elmas separe yardımı ile kesildi (Resim 12).

Üretici firmanın talimatlarına göre presleme işlemi yapılan IPS e-max Press inleyler daylar üzerine oturtulduktan sonra üst yapı seramiği olan IPS e-max Ceram (Ivoclar, Liechtenstein) tabakalama tekniği ile uygulandı. Son olarak glazür tabakası uygulandı.

Glaze işlemi tamamlandıktan sonra restorasyonların önce laboratuvarında model üzerinde (Resim 13), sonra da prepare edilmiş diş üzerinde kaviteye adaptasyonları kontrol edilerek simantasyon işlemine geçildi (Resim 14).



Resim 5: Restorasyonların mum modelasyonu



Resim 6: Modelasyonların manşet tabanına bağlanması



Resim 7: Modelasyonların revetmana alınması



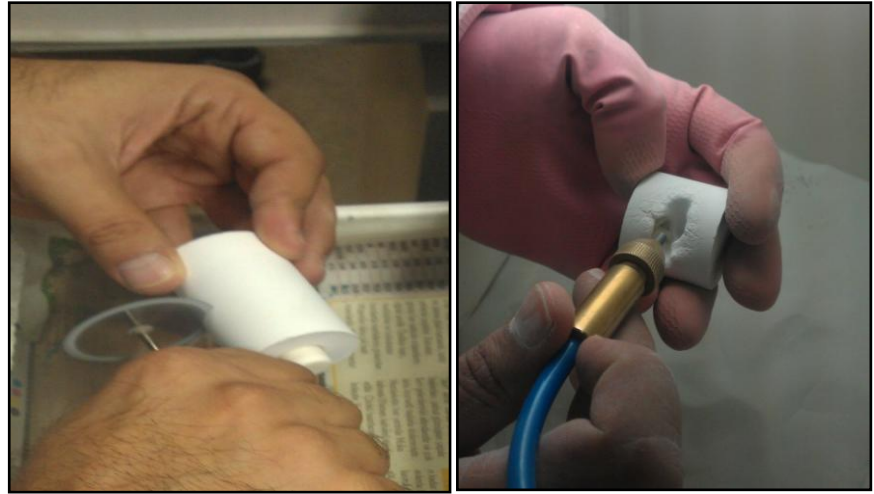
Resim 8: Revetmanın ön ısıtma fırınına yerleştirilmesi



Resim 9: EP 3000 Empress fırını



Resim 10: Manşetin presleme işlemi için EP 3000 Empress fırınına yerleştirilmesi



Resim 11: Fazla revetmanın separe ve kumlama cihazı ile uzaklaştırılması

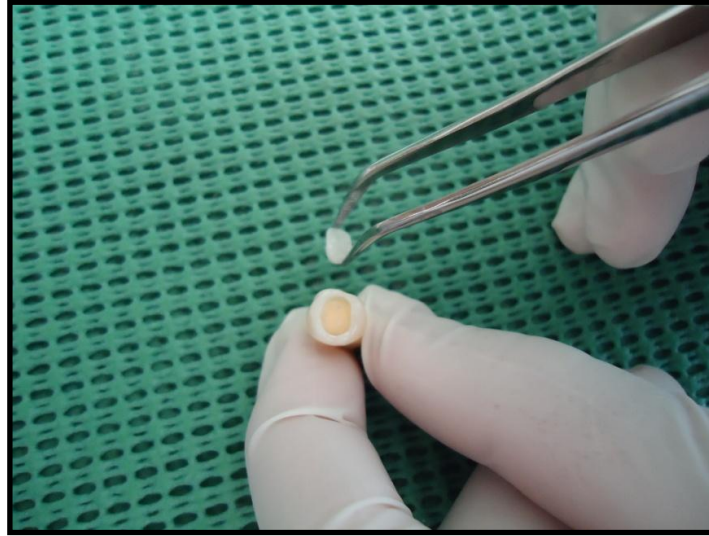


Resim 12: Tijlerin elmas separe ile restorasyonlardan uzaklaştırılması



Resim 13: Revetmandan ayrılıp modele adapte edilmiş inley restorasyonları





Resim 14: İnley restorasyonun kaviteye adaptasyonunun kontrol edilmesi

### 3.5. Deney Gruplarının Oluşturulması

Deney grupları Tablo 3'te yer almaktadır.

Tablo 3: Deney gruplarının oluşturulması

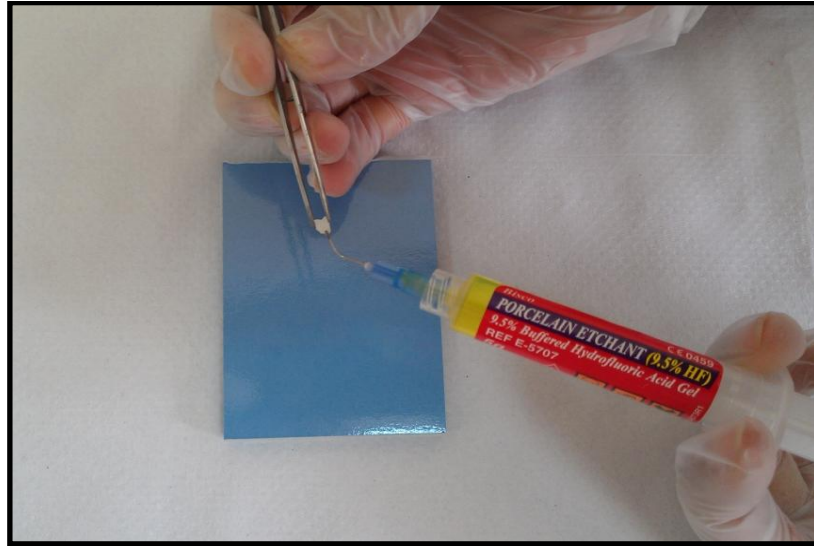
Adeziv/Rezin Siman	Simantasyon Tekniği	Seramik iç yüzeyine uygulanacak işlem
İki basamaklı total etch adeziv sistemle kullanılan rezin siman (RelyX ARC)	Parmak basıncı ile	Asit + Silan uygulaması
İki basamaklı total etch adeziv sistemle kullanılan rezin siman (RelyX ARC)	Ultrasonik yerleştirme tekniği ile	Asit + Silan uygulaması
Tek basamaklı self etch adeziv sistemle kullanılan rezin siman (Panavia F 2.0)	Parmak basıncı ile	Asit + Silan uygulaması
Tek basamaklı self etch adeziv sistemle kullanılan rezin siman (Panavia F 2.0)	Ultrasonik yerleştirme tekniği ile	Asit + Silan uygulaması
Self adeziv rezin siman (RelyX U200)	Parmak basıncı ile	Asit + Silan uygulaması
Self adeziv rezin siman (RelyX U200)	Ultrasonik yerleştirme tekniği ile	Asit + Silan uygulaması

Self adeziv rezin siman (G-Cem)	Parmak basıncı ile	Asit + Silan uygulaması
Self adeziv rezin siman (G-Cem)	Ultrasonik yerleştirme tekniği ile	Asit + Silan uygulaması

### 3.6. Simantasyon İşlemi

#### 3.6.1. Seramik İnley Restorasyonların İç Yüzeylerinin Simantasyon İşlemi İçin Hazırlanması

Üretici firma talimatlarına göre % 9,5'luk hidroflorik asitle (Bisco, Inc, Schaumburg, USA) 20 saniye asitlenmiş, yıkanmış ve kurutulmuş seramik inleylerin iç yüzeyine silan bağlanma ajanı (Clearfil Ceramic Primer) uygulandı ve bir dakika beklendi. Üzerindeki parlak görüntü kaybolana kadar hava-su spreyi ile hava uygulandı (Resim 15-16 ).



Resim 15: HF asit ile inleynin iç yüzeyinin pürüzlendirilmesi



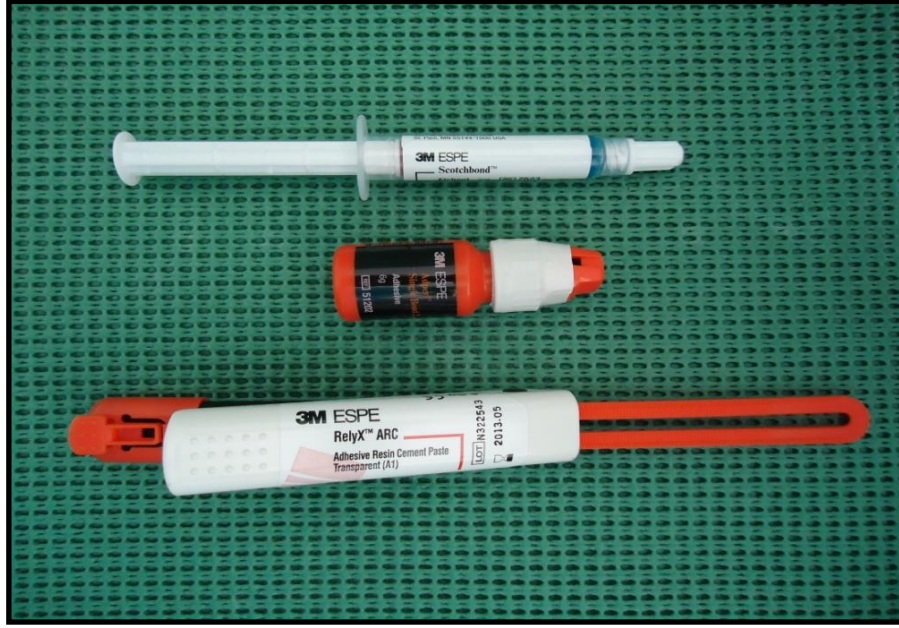
Resim 16: Clearfil Seramik Primerin inleyn iç yüzeyine uygulanması

### 3.6.2. Seramik İnlelerin Parmak Basıncı ile Simantasyonu

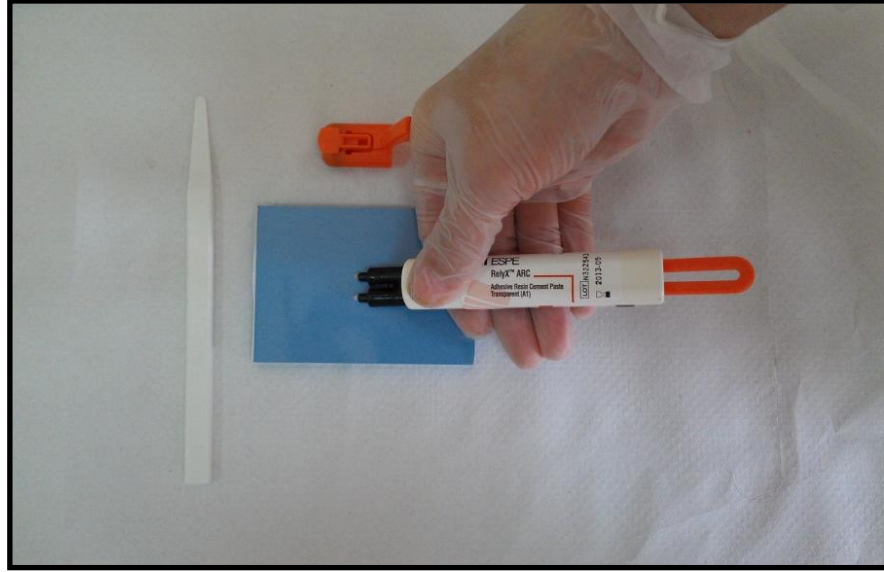
#### 3.6.2.1. Seramik İnlelerin RelyX ARC Rezin Siman ile Simantasyonu

- Kavite 15 saniye süreyle %37'lik fosforik asitle asitlendi.
- Asitlemeyi takiben kavite basınçlı su ile 10 sn süreyle yıkandı ve pamuk peletlerle fazla su alınarak hafifçe kurutuldu.
- Adper Single Bond 2, kaviteye 15 sn boyunca uygulandı ve 5 sn boyunca hafif hava ile seyreltildi.
- 10 sn boyunca bağlanma ajanının fotopolimerizasyonu LED ışık cihazı ile gerçekleştirildi.
- Karıştırma kağıdına clicker ambalajdaki RelyX ARC rezin siman yeterli miktarda bırakıldı ve 10 sn boyunca bir siman spatülü yardımı ile karıştırıldı (Resim 17-18).
- Siman inleye uygulandı. İnley bir presel yardımıyla kaviteye yerleştirildi ve parmak basıncı ile kaviteye iyice oturtuldu.
- Taşan siman artıkları pamuk peletlerle uzaklaştırıldıktan sonra 40 sn boyunca kavite kenarlarından simanın fotopolimerizasyonu gerçekleştirildi (Resim 19).
- Polimerizasyonu takiben parlatma diskleriyle (Flexi-Snap KIT, Edenta AG, Switzerland ) bitirme işlemi tamamlandı (Resim 20).

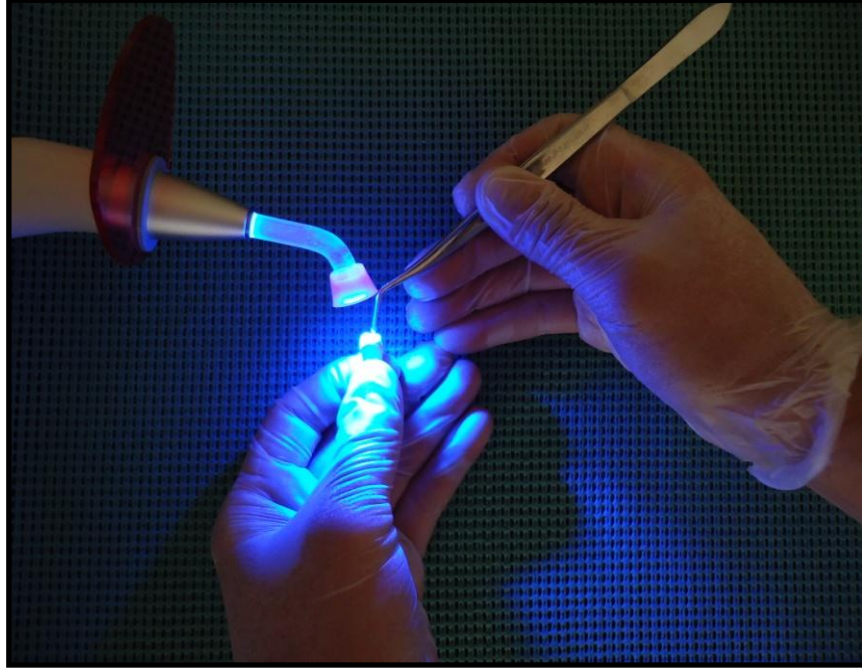




Resim 17: RelyX ARC rezin bazlı yapıştırma simanı, asit ve adeziv ile birlikte



Resim 18: Karıştırma kağıdına clicker ambalajdaki RelyX ARC rezin simanın bırakılması



Resim 19: Simanın fotopolimerizasyonu



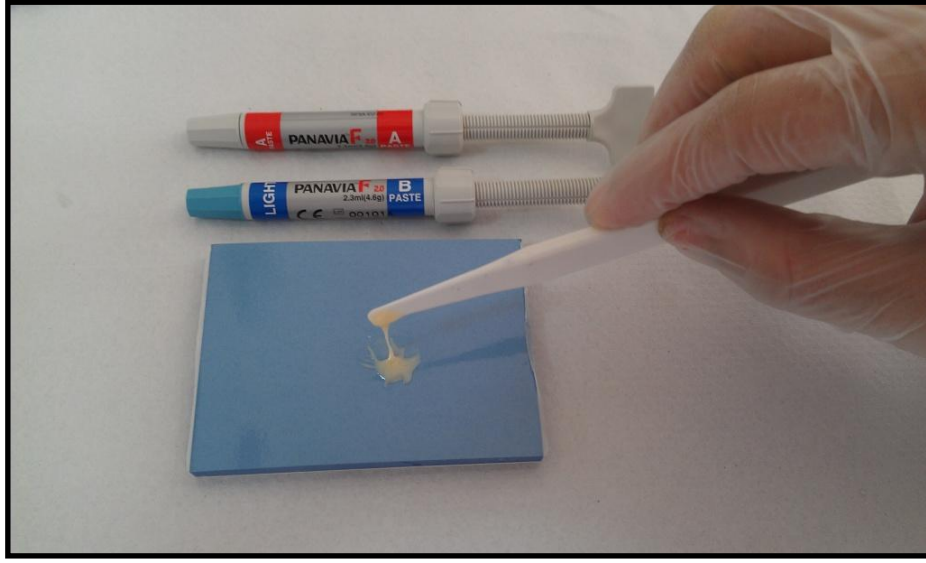
Resim 20: Çalışmada kullanılan parlatma diskleri

### 3.6.2.2. Seramik İnlelerin Panavia F 2.0 Rezin Siman ile Simantasyonu

- ED Primer II A ve B'den birer damla karıştırılıp dişe uygulandı, 30 sn beklenip hava ile hafifçe kurutuldu.
- İki tüp içerisinde kullanıma sunulmuş olan Panavia F 2.0 A ve B patları karıştırma kağıdına eşit miktarda bırakılarak 20 sn kadar karıştırıldı (Resim 21-22).
- Siman inleye uygulandı. İnley bir presel yardımıyla kaviteye yerleştirildi ve parmak basıncı ile kaviteye iyice oturtuldu.
- Kaviteden taşan siman pamuk peletler yardımıyla temizlendi.
- Her bir kavite kenarından 20 sn boyunca simanın fotopolimerizasyonu LED ışık cihazı ile gerçekleştirildi.
- Polimerizasyonu takiben parlatma diskleriyle ( Flexi-Snap KIT, Edenta AG, Switzerland) bitirme işlemi tamamlandı.



Resim 21: Panavia F 2.0 rezin bazlı yapıştırma simanı seti



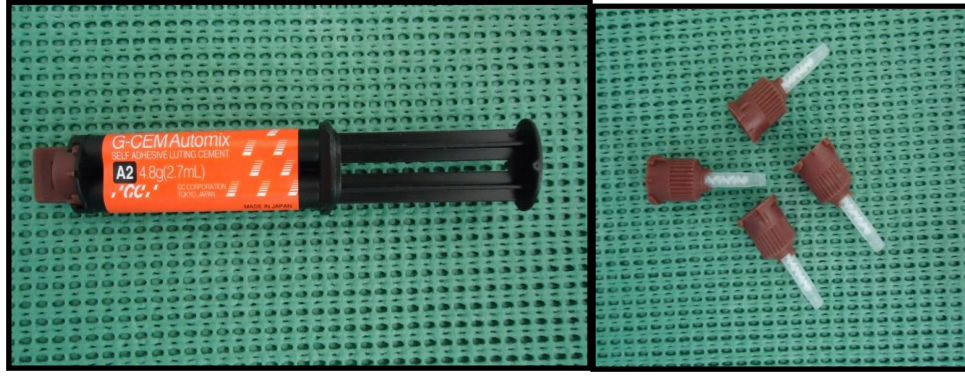
Resim 22: Panavia F 2.0 A ve B patlarının karıştırma kağıdında karıştırılması

### 3.6.2.3. Seramik İnlelerin G-Cem Self Adeziv Rezin Siman ile

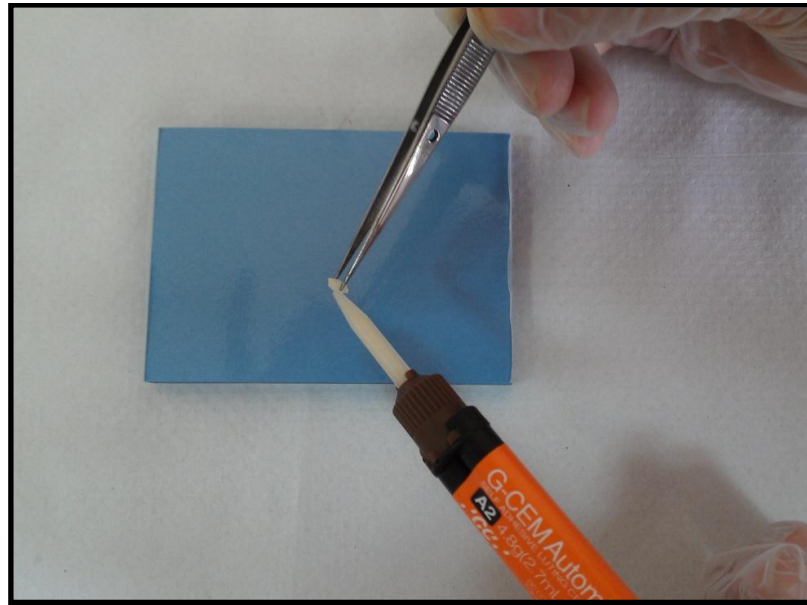
#### Simantasyonu

- Kavite yüzeyleri su ile yıkanarak hava ile kurutuldu. Kurutma işlemi yapılırken diş yüzeylerini aşırı kurutmamaya özen gösterildi.
- Otomiks siman ambalajının uygulama kısmına tek kullanımlık karıştırma ucu takıldı (Resim 23).
- İnleğin iç yüzeyine siman uygulandı (Resim 24) ve inley bir presel ile kaviteye yerleştirilerek parmak basıncı ile kaviteye tam olarak oturtuldu.
- Kaviteden taşan siman pamuk peletler yardımıyla temizlendi.
- Her bir kavite kenarından 20 sn boyunca simanın fotopolimerizasyonu LED ışık cihazı ile gerçekleştirildi.
- Polimerizasyonu takiben parlatma diskleriyle ( Flexi-Snap KIT, Edenta AG, Switzerland ) bitirme işlemi tamamlandı.





Resim 23: G-Cem self adeziv rezin siman ve uygulama uçları

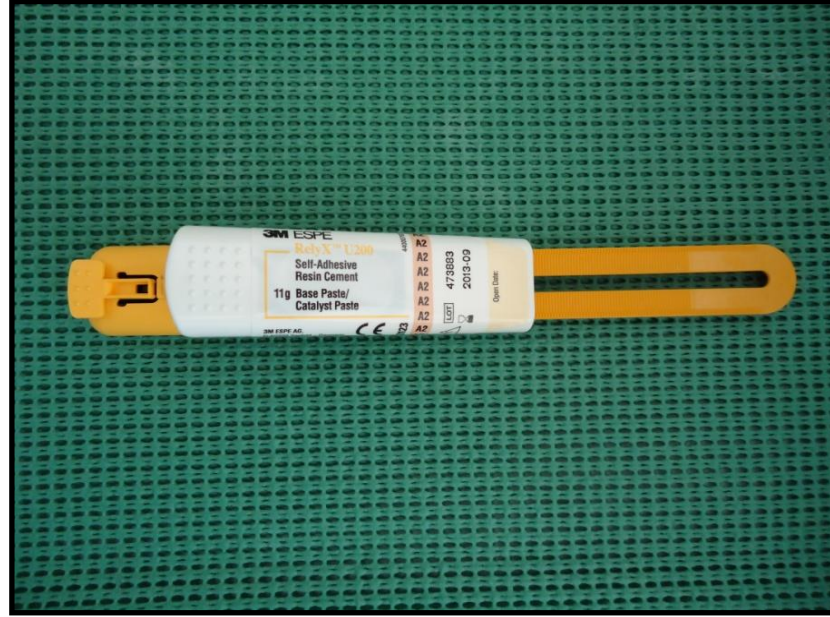


Resim 24: İnleynin iç yüzeyine G-Cem otomiks simanın uygulanması

#### 3.6.2.4. Seramik İnleynlerin RelyX U200 Self Adeziv Resin Siman ile Simantasyonu

- Kavite yüzeyleri su ile yıkandı ve hava ile kurutuldu. Kurutma işlemi yapılırken dış yüzeylerini aşırı kurutmamaya özen gösterildi.
- Clicker ambalajdaki siman karıştırma kağıdına bırakıldı (Resim 25-26) ve 20 sn kadar siman, siman spatülü yardımı ile karıştırıldı.
- İnleynin iç yüzeyine siman uygulandı. İnley bir presel ile kaviteye yerleştirilerek parmak basıncı ile kaviteye tam olarak oturtuldu.

- Kaviteden taşan siman pamuk peletler yardımıyla temizlendi.
- Her bir kavite kenarından 20 sn boyunca simanın fotopolimerizasyonu LED ışık cihazı ile gerçekleştirildi.
- Polimerizasyonu takiben parlatma diskleriyle ( Flexi-Snap KIT, Edenta AG, Switzerland ) bitirme işlemi tamamlandı.



Resim 25: RelyX U200 self-adeziv rezin siman



Resim 26: Clicker ambalajdaki simanın karıştırma kağıdına bırakılması

### 3.6.3. Seramik İnleylerin Ultrasonik Yerleştirme Tekniği ile Simantasyonu

Ultrasonik yerleştirme tekniği ile simantasyon işleminde, her bir siman grubunun üretici firma talimatları doğrultusunda, parmak basıncı ile yerleştirme tekniğinde anlatıldığı gibi diş yüzeyleri hazırlandı. Restorasyonlar kaviteye presel yardımı ile taşındıktan sonra tüm gruplarda aynı şekilde ultrasonik cihaz ile yerleştirme işlemi yapıldı.

Ultrasonik el aletinin plastik bir başlık içeren uç kısmı (G22) simantasyon esnasında inleyin oklüzal yüzeyinin orta kısmına aksiyal yönde konumlandırıldı ve cihaz üretici firmanın talimatları doğrultusunda ve susuz modda çalıştırıldı ( Resim 27-28). Ultrasonik el aletinin uç kısmının aşırı ısınmasını önlemek amacıyla cihaz kısa periyotlarda çalıştırıldı (< 5 saniye). Bu işleme inley marjinleri boyunca taşmış siman kalmayana kadar devam edildi. Fazla siman pamuk peletler yardımıyla uzaklaştırıldı. Daha sonra simanların fotopolimerizasyonu, parmak basıncı ile yerleştirilen gruplardaki gibi sağlandı. Polimerizasyonu takiben parlatma diskleriyle (Flexi-Snap KIT, Edenta AG, Switzerland) bitirme işlemi tamamlandı.



Resim 27: NSK Varios 170 ultrasonik cihaz ve uygulama uçları (G21-G22)



Resim 28: Ultrasonik cihaz ve uygulama ucu vasıtasıyla simantasyon işleminin yapılması

### 3.7. Hazırlanmış Deney Örneklerinin Akrilik Bloklara Gömülmesi

Tüm grupların simantasyon işlemi tamamlandıktan sonra dişler, otopolimerizan akrilik (Akrileks, Gülsa Tıbbi Cihazlar ve Malz. San. Ve Tic. Ltd. Şti, İzmir, Türkiye) bloklara gömüldü. Akrilik blokların şekli, hassas kesme cihazına bloğun kolayca yerleşimini sağlamak üzere ‘L’ harfi şeklinde yapıldı (Resim 29-30).



Resim 29: ‘L’ harfi şeklindeki akrilik blok ve otopolimerizan akrilik





Resim 30: Simantasyon işlemi tamamlanan dişlerin akrilik bloklara gömülmüş halleri

### 3.8. Akrilik Bloklara Gömülen Dişleri Etüvde Bekletme İşlemi

Örnekler, oda sıcaklığında ( $23 \pm 2$  °C) hazırlandı. Rezin simanların tam polimerizasyonlarının sağlanması için, tüm örnekler etüvde ( Heraeus, Heraeus Instruments, Hanau, Germany ) distile su içinde 37 °C'de 48 saat bekletildi ( Resim 31).



Resim 31: Örneklerin 48 saat süre ile muhafaza edildiği etüv

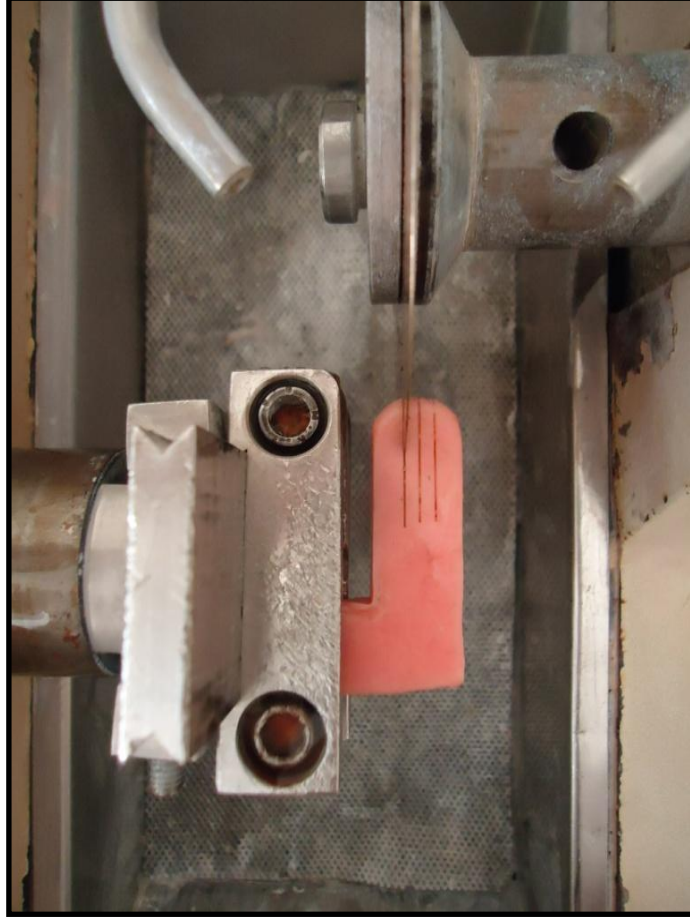
### 3.9. Mikrotensil Bağlanma Dayanımı Testi

#### 3.9.1. Mikrotensil Bağlanma Dayanımı Testi İçin Kesitlerin Alınması

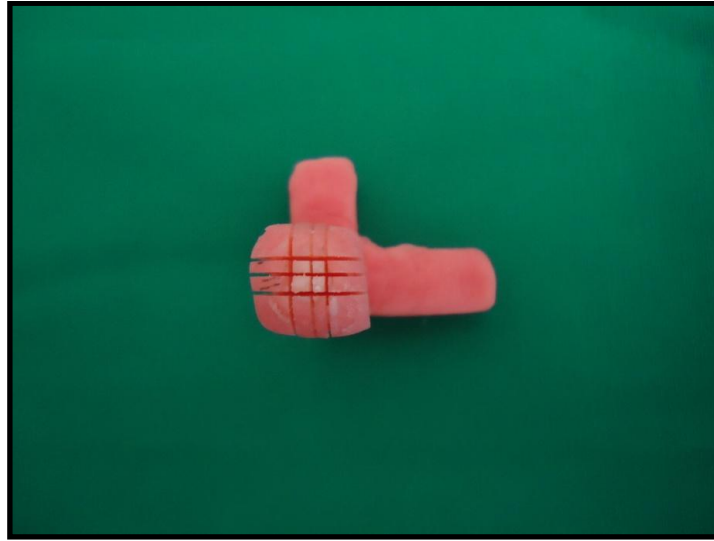
Akrilik blok düşük hızda çalışan hassas kesme cihazının (Microcut, Precision Cutter, Metcon, Kemet IL, USA) akrilik aparatına sıkıca tutturuldu (Resim 32-34). Dişlerden bağlanma yüzeyine dik olacak şekilde önce 1.2 mm'lik oklüzo-gingival doğrultuda kesitler alındı. Daha sonra akrilik blok yerinden çıkarılarak 90° çevrilerek tekrar sabitlendi. Örneklerden yaklaşık olarak 1.2 mm'lik kesitler alındı. Böylece 1.2 mm ×1.2 mm yüzey alanına sahip ‘I’ şeklinde dentin-seramik çubuklar elde edildi (Resim 35-36). Bu çubuklara herhangi bir trimleme işlemi yapılmadı. Çubukların pulpa üzerinde kalan dentin kalınlığı dijital mikrometre ( Digimatic caliper, Mitutoyo Corporation, Tokyo, Japan) ile ölçülerek 2-3 mm arasında olanları seçildi (Resim 37). Her diştten ortalama 1-3 adet çubuk elde edilebildi. Her grupta 16 tane olmak üzere toplam 128 örnek çubuğa mikrotensil testi uygulandı. Tüm laboratuvar işlemleri sırasında, her bir gruptaki kesitler nemli ortamda ayrı ayrı kapalı kutularda saklandı.



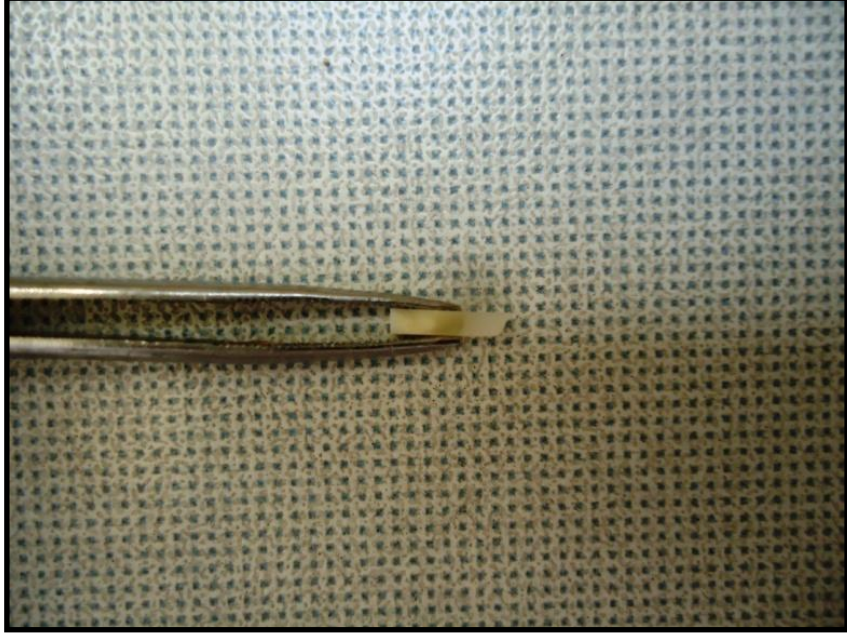
Resim 32: Hassas kesme cihazı



Resim 33: Akrilik bloktan kesit elde edilmesi



Resim 34: Kesit alma işlemi tamalanmış akrilik blok

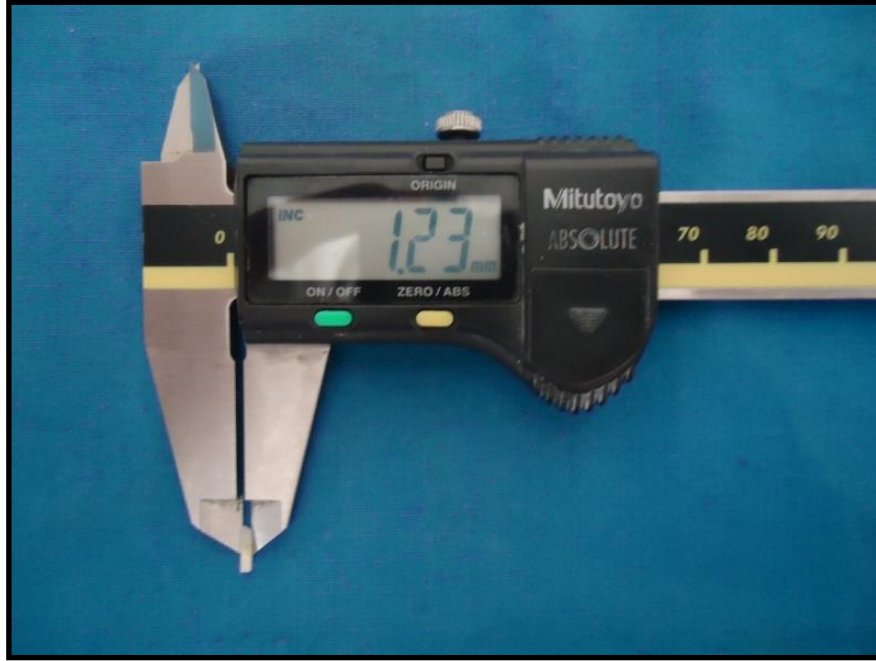


Resim 35: Mikrotensil testi için elde edilmiş dentin-rezin-seramik çubuk



Resim 36: Panavia F 2.0-Ultrason grubuna ait örnek çubuklar





Resim 37: Dijital mikrometre ile örnek çubukların yüzey alanlarının hesaplanması

### 3.9.2. Mikrotensil Bağlanma Dayanımı Testinin Uygulanması

Dijital bir mikrometre aracılığıyla test edilecek örneklerin kenar uzunlukları ölçülerek bağlanma yüzey alanı hesaplandı. Daha sonra örnekler mikrotensil test cihazının (Micro Tensile Tester, BISCO, Inc., Schaumburg, IL, USA) test bloğuna siyanoakrilat yapıştırıcı (Zapit, Dental Ventures of America, Inc., Corona, Calif, USA) ile iki ucundan yapıştırıldı (Resim 38-39). Test cihazının yükleme ucu 1 mm/dk olarak belirlendi. Örnekte kopma olana kadar 1 mm/dk hız ile tensil kuvveti uygulandı (Resim 40-41). Örneklerin kırıldığı andaki kuvvet Newton (N) cinsinden kaydedildi ve alana bölünerek  $Mpa = \text{Kuvvet(Newton)} / \text{Alan}(mm^2)$  formülüyle megapaskal (Mpa)'a çevrilerek kaydedildi.



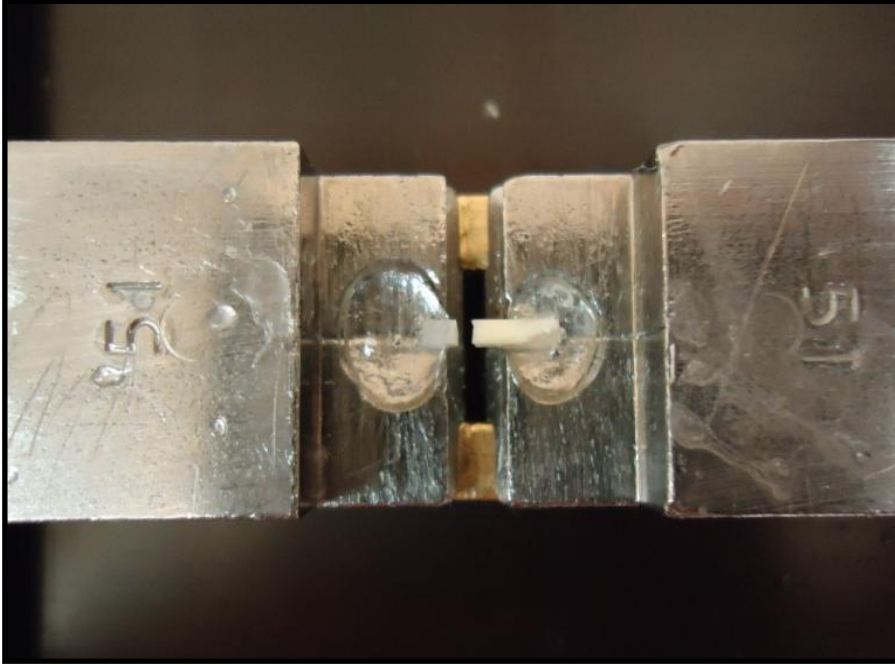
Resim 38: Çalışmada kullanılan mikrotensil test cihazı



Resim 39: Siyanoakrilat yapıştırıcı



Resim 40: Test cihazına yapıştırılmış örneğin test öncesi görünümü



Resim 41: Test cihazına yapıştırılmış örneğin test sonrası görünümü

### 3.10. Kırık Tiplerinin Stereomikroskop ile İncelenmesi

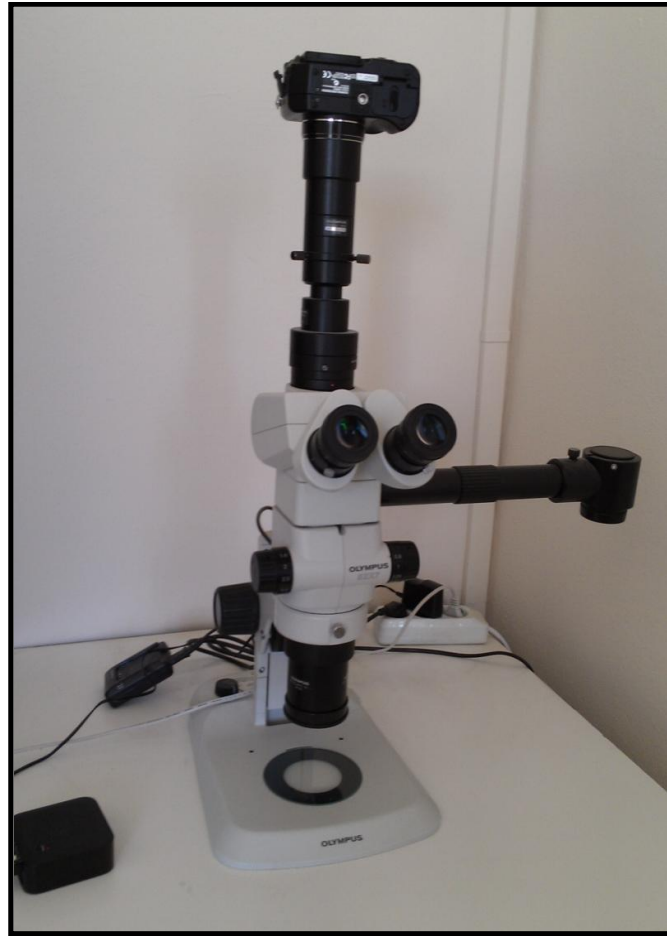
Mikrotensil testini takiben her gruptaki dentin-seramik çubuklarının kopma yüzeyleri stereomikroskop altında (Olympus C5060-ADU, Olympus Co, Tokyo, Japan) tek bir operatör tarafından incelendi (Resim 42).  $\times 30$  ve  $\times 40$  büyütmelerde görüntüler alındı.

Kopma tipleri;

Tip 1: Adeziv kopma (Rezin simanın dentin dokusundan veya seramikten kopması)

Tip 2: Koheziv kopma (Rezin simanın, dentinin ve seramiğin kendi içinden kopması)

Tip 3: Adeziv ve koheziv kopmanın birarada görüldüğü kopma (karma tip kopma) şeklinde kaydedildi.



Resim 42: Çalışmada kullanılan stereomikroskop



### 3.11. SEM Değerlendirmesi

Dentin-rezin-seramik ara yüzünün taramalı elektron mikroskopunda (SEM) incelenmesi için her grubu temsilen 1'er tane olmak üzere seramik inley ile restore edilmiş toplam 8 adet premolar diş kullanıldı. Örnekler simantasyon işlemini takiben 48 saat distile suda bekletildi ve daha sonra hassas kesme cihazı (Micracut, Precision Cutter, Metkon, Kemet IL, USA) kullanılarak bağlanma yüzeyine dik olacak şekilde mesio-distal yönde iki parçaya kesildi. Örnekler 240, 300 ve 600 gritlik silikon karbid kağıtlarla düzeltildi. 3-5 saniye süreyle % 10'luk fosforik asit uygulanmasının ardından 5 dakika süre ile %5'lik sodyum hipoklorit solüsyonu içerisinde bekletildi. Dikkatlice yıkanan örneklerin görüntü alınacak yüzeyleri altın tozu (Bal-Tec SCD 050 Sputter Coater, Bal-Tec AG, Liechtenstein) ile kaplandı ve taramalı elektron mikroskobu (LEO 440, Leica-Zeiss, Cambridge, UK) (Resim 43) altında ( $\times 500$ ,  $\times 1000$ ,  $\times 2000$ ) farklı büyütmelerde incelendi.



Resim 43: Çalışmada kullanılan taramalı elektron mikroskobu (SEM)

### 3.12. İstatistiksel analiz

Bu çalışmada tanımlayıcı istatistik olarak ortalama, standart sapma, minimum ve maksimum değerleri verilmiş olup tüm veriler bilgisayar ortamında değerlendirilmiştir. Verilerin normal dağılım varsayımına uygunluğu Kolmogorov-Smirnow testi, homojenliği ise Levene testi ile incelenmiştir.

Farklı simantasyon tekniklerine göre mikrotensil bağlanma dayanımı testi ortalamalarının karşılaştırılmasında One Way Anova (tek yönlü varyans analizi) testi kullanılmış olup, istatistiksel anlamlılık söz konusu olduğunda farklılığın hangi teknikler arasında olduğunu belirlemede Student-Newman-Keuls çoklu karşılaştırma testi kullanılmıştır.

Aynı siman grubunun, alt grupları arasındaki iki ortalamanın farklarının araştırılmasında bağımsız (independent) Students' t-testi kullanılarak analiz yapılmıştır.

Bu çalışmadaki bütün testlerde % 95 lik güven aralığı uygulanmış olup; tanımlayıcı istatistikler ve analizler "SPSS 15.0 for Windows" ve "Medcalc for Windows XP" bilgisayar paket programı kullanılarak yapılmıştır.  $p < 0,05$  için sonuçlar istatistiksel olarak anlamlı kabul edilmiştir.

Kırık tipi analizi sonucu adeziv, koheziv ve karma kopma tiplerinin dağılımı grafiksel olarak sunulmuştur.

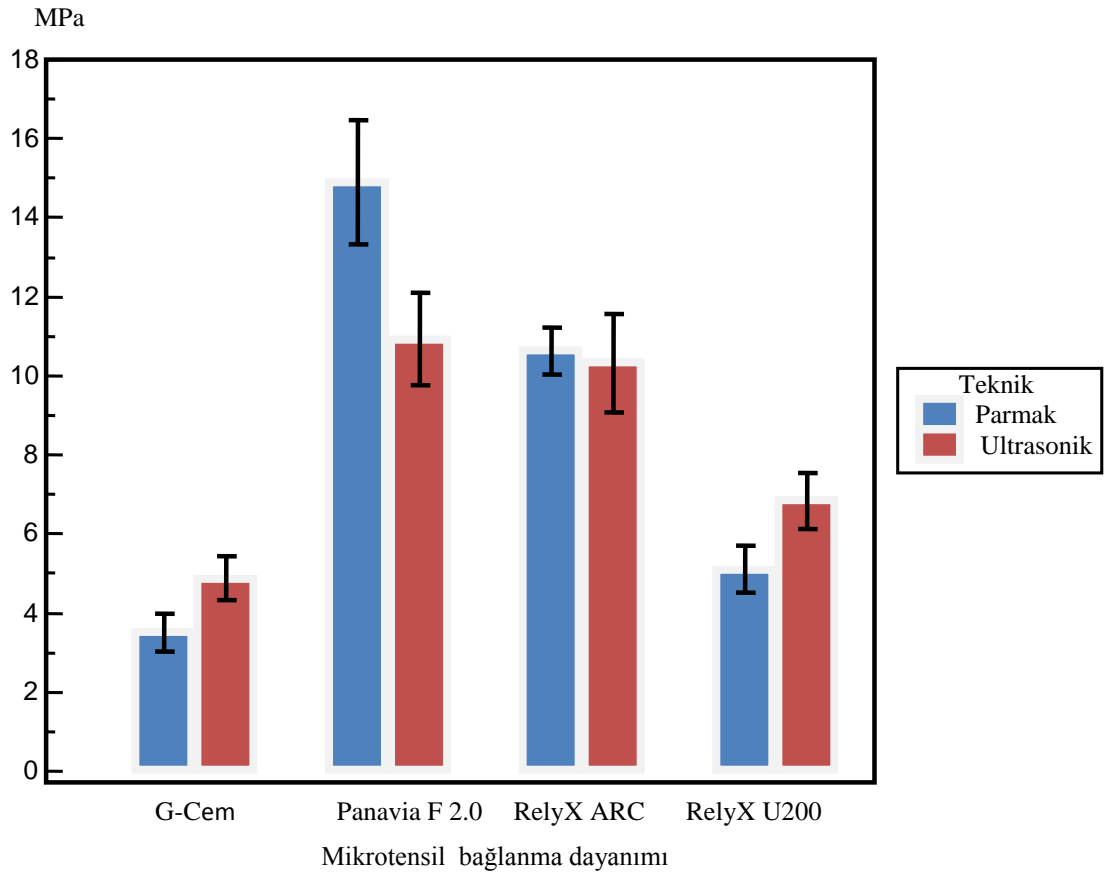
## 4. BULGULAR

### 4.1. Mikrotensil Bağlanma Dayanımı Testi Bulguları

Farklı rezin simanlarla simante edilen seramik inleylerin dentine bağlanma dayanımını değerlendirmek üzere yapılan mikrotensil bağlanma dayanımı testi sonuçlarına göre; tüm grupların bağlanma dayanımı ortalama değerleri ve standart sapmaları Tablo 4' te ve Grafik 1' de gösterilmektedir.

Tablo 4: İki farklı simantasyon tekniği ve dört farklı simanla simante edilen seramik inleylerin mikrotensil bağlanma dayanımı testi ortalama değerleri ve standart sapmaları

Grup	n	Ortalama (MPa)	Standart sapma
Panavia F 2.0-Parmak basıncı	16	14,8975	6,32886
Panavia F 2.0-Ultrasonik yerleştirme	16	10,9319	4,60819
RelyX ARC-Parmak basıncı	16	10,6338	2,3593
RelyX ARC-Ultrasonik yerleştirme	16	10,3294	5,00723
G-Cem-Parmak basıncı	16	3,5156	1,92528
G-Cem-Ultrasonik yerleştirme	16	4,8731	2,18627
RelyX U200-Parmak basıncı	16	5,11	2,33273
RelyX U200-Ultrasonik yerleştirme	16	6,8413	2,83653



Grafik 1: İki farklı simantasyon tekniği ve dört farklı rezin siman ile simante edilmiş grupların mikrotensil bağlanma dayanımı testi ortalalamaları

1. Farklı simantasyon tekniklerinin, siman tipine göre karşılaştırılması

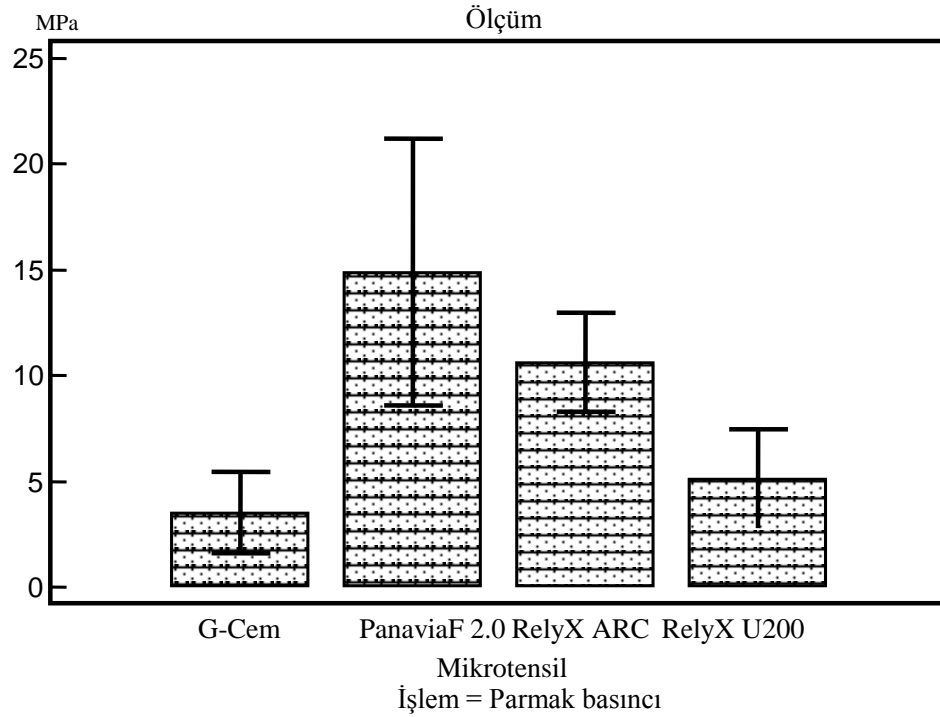
Farklı simantasyon tekniklerinin, siman tipine göre karşılaştırılmasında, Student-Newman-Keuls çoklu karşılaştırma testi kullanılmıştır.

1.a. Parmak basıncı ile simantasyonu yapılan tüm gruplar

Tablo 5: Parmak basıncı ile simante edilen tüm grupların ortalama ve p değerleri

Gruplar	Ortalama	İstatistiksel anlamlılık* (p<0,05)
(1) G-Cem	3,5156	(2)(3)
(2) Panavia F 2.0	14,8975	(1)(3)(4)
(3) RelyX ARC	10,6337	(1)(2)(4)
(4) RelyX U200	5,1100	(2)(3)

\*Farklı rakamlar ile gösterilen gruplar arasında istatistiksel olarak anlamlı fark bulunmaktadır (p< 0,05).



Grafik 2: Parmak basıncı ile simantasyonu yapılan tüm gruptaki ortalamalar

Parmak basıncı ile simantasyonu yapılan tüm gruptaki ortalamalar önemli ölçüde değişmekte olup bu değişimler birbirlerine göre önemli ölçüde farklılıklar göstermektedir. Bu farklılıklar istatistiksel olarak anlamlı bulunmuştur ( $p < 0,05$ ).

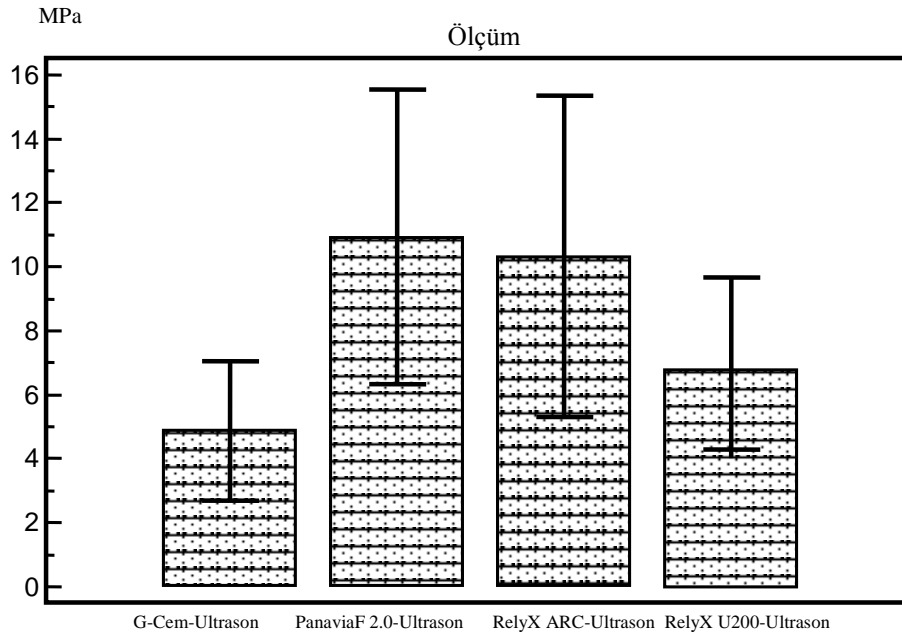
RelyX ARC ve Panavia F 2.0 gruplarının bağlanma dayanımı değerleri, self adeziv rezin siman gruplarının (G-Cem ile RelyX U200) bağlanma dayanımı değerlerinden istatistiksel olarak anlamlı derecede yüksek bulunmuştur ( $p < 0,05$ ). Self adeziv rezin siman grupları arasında (G-Cem ile RelyX U200) anlamlı fark gözlenmezken, Panavia F 2.0 grubunun bağlanma dayanımı değerleri RelyX ARC grubunun bağlanma dayanımı değerlerinden istatistiksel olarak anlamlı derecede yüksek bulunmuştur.

### 1.b. Ultrasonik yerleştirme tekniği ile simante edilen tüm gruplar

Tablo 6: Ultrasonik yerleştirme ile simante edilen tüm grupların ortalama ve p değerleri

Gruplar	Ortalama	İstatistiksel anlamlılık* (p<0,05)
(1) G-Cem-Ultrason	4,8731	(2)(3)
(2) Panavia F 2.0-Ultrason	10,9319	(1)(4)
(3) RelyX ARC-Ultrason	10,3294	(1)(4)
(4) RelyX U200-Ultrason	6,8413	(2)(3)

\*Farklı rakamlar ile gösterilen gruplar arasında istatistiksel olarak anlamlı fark bulunmaktadır (p<0,05).



Mikrotensil

İşlem = Ultrasonik yerleştirme

Grafik 3: Ultrasonik yerleştirme ile simantasyonu yapılan tüm gruplardaki ortalamalar

Ultrasonik yerleştirme tekniği ile simante edilen tüm gruplardaki ortalamalar önemli ölçüde değişmekte olup bu değişimler birbirlerine göre önemli ölçüde farklılıklar göstermektedir. Bu farklılıklar istatistiksel olarak anlamlı bulunmuştur (p<0,05).

Geleneksel rezin siman grupları olan RelyX ARC ve Panavia F 2.0 gruplarının bağlanma dayanımı değerleri ile self adeziv rezin siman gruplarının (G-Cem ile RelyX U200) bağlanma dayanımı değerlerinden istatistiksel olarak anlamlı derecede yüksek bulunmuştur ( $p<0,05$ ). RelyX ARC ile Panavia F 2.0 gruplarının bağlanma dayanımı değerleri arasında anlamlı farklılık gözlenmemektedir. Self adeziv rezin siman grupları arasında da (G-Cem ile RelyX U200) anlamlı fark gözlenmemektedir.

## 2. Farklı siman tiplerinin, simantasyon tekniğine göre karşılaştırılması

Aynı siman grubunun farklı simantasyon yapılan alt grupları arası iki ortalamanın farkların araştırılmasında bağımsız Students' t-testi kullanılarak analiz yapılmıştır.

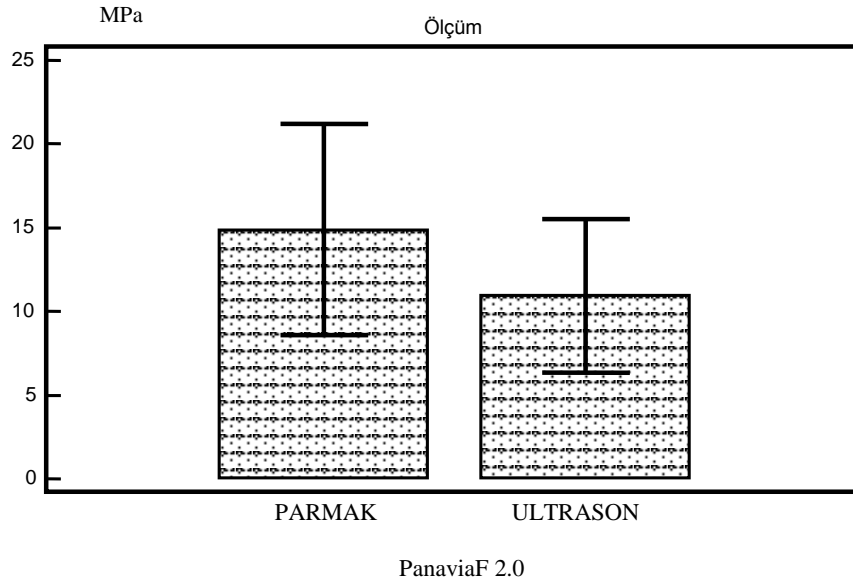
2.a. Panavia F 2.0 rezin siman alt gruplarının mikrotensil bağlanma dayanımı testi sonuçlarının ortalama ve standart sapma değerleri Tablo 7' de ve Grafik 3' te verilmiştir.

Tablo 7: Panavia F 2.0 rezin siman alt gruplarının mikrotensil bağlanma dayanımı testi sonuçlarının ortalama ve standart sapma değerleri (MPa=Megapaskal)

### Grup İstatistikleri

İşlem	Ortalama	Standart sapma
Parmak	14,8975	6,32886
Ultrasonik	10,9319	4,60819

Panavia F 2.0



Grafik 4: Panavia F 2.0 rezin siman alt gruplarının mikrotensil bağlanma dayanımı testi sonuçlarının ortalama ve standart sapma değerleri (MPa=Megapaskal)

Parmak basıncı ve ultrasonik yerleştirme ile simante edilen Panavia F 2.0 gruplarının mikrotensil bağlanma dayanımı ortalamaları arasındaki farklar istatistiksel olarak farklı bulunmamıştır ( $p>0,05$ ).

2.b. RelyX ARC rezin siman alt gruplarının mikrotensil bağlanma dayanımı testi sonuçlarının ortalama ve standart sapma değerleri Tablo 8’te ve Grafik 4’de verilmiştir.

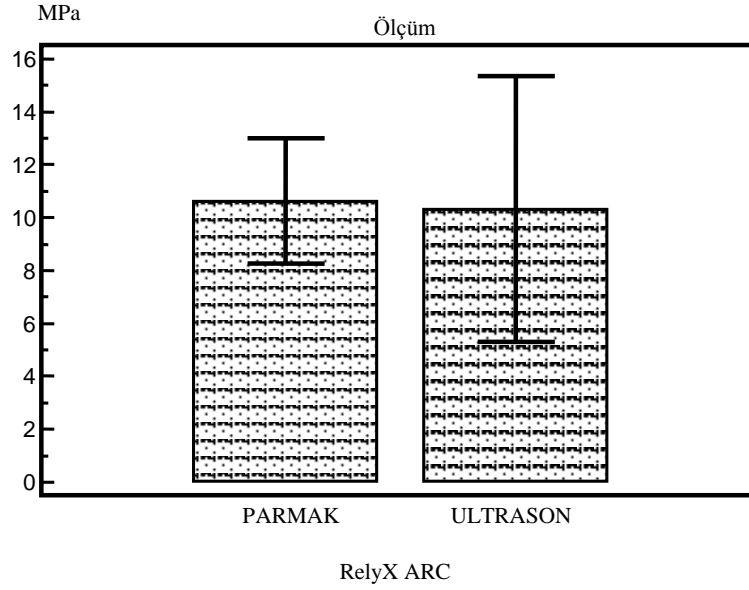
Tablo 8: RelyX ARC rezin siman alt gruplarının mikrotensil bağlanma dayanımı testi sonuçlarının ortalama ve standart sapma değerleri (MPa=Megapaskal)

#### Grup İstatistikleri

İşlem	Ortalama	Standart sapma
Parmak	10,6338	2,35930
Ultrasonik	10,3294	5,00723

RelyX ARC





Grafik 5: RelyX ARC rezin siman alt gruplarının mikrotensil bağlanma dayanımı testi sonuçlarının ortalama ve standart sapma değerleri (MPa=Megapaskal)

Parmak basıncı ve ultrasonik yerleştirme ile simante edilen grupların ortalamaları arasındaki farklar istatistiksel olarak farklı bulunmamıştır ( $p>0,05$ )

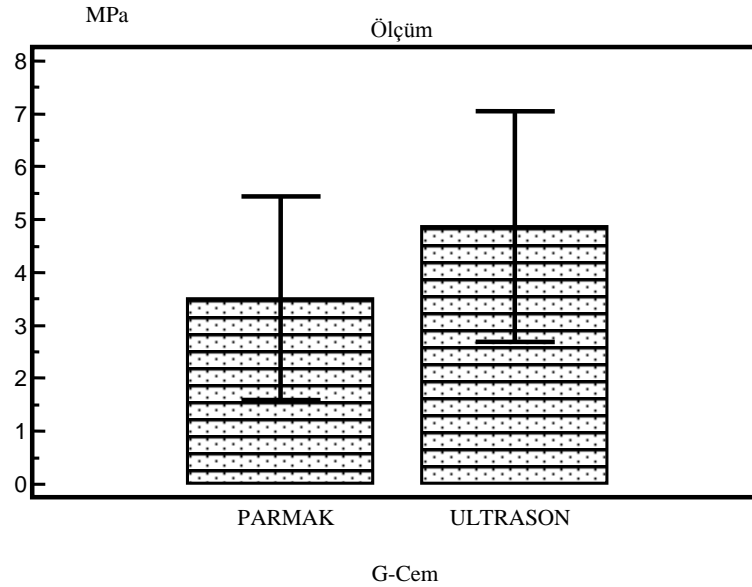
2.c. G-Cem self adeziv rezin siman alt gruplarının mikrotensil bağlanma dayanımı testi sonuçlarının ortalama ve standart sapma değerleri Tablo 9' da ve Grafik 5' te verilmiştir.

Tablo 9: G-Cem self adeziv rezin siman alt gruplarının mikrotensil bağlanma dayanımı testi sonuçlarının ortalama ve standart sapma değerleri (MPa=Megapaskal)

#### Grup İstatistikleri

İşlem	N	Ortalama	Standart sapma
Parmak	16	3,5156	1,92528
Ultrasonik	16	4,8731	2,18627

G-Cem



Grafik 6: G-Cem self adeziv rezin siman alt gruplarının mikrotensil bağlanma dayanımı testi sonuçlarının ortalama ve standart sapma değerleri (MPa=Megapaskal)

Parmak basıncı ve ultrasonik yerleştirme ile simante edilen grupların ortalamaları arasındaki farklar istatistiksel olarak farklı bulunmamıştır ( $p>0,05$ ).

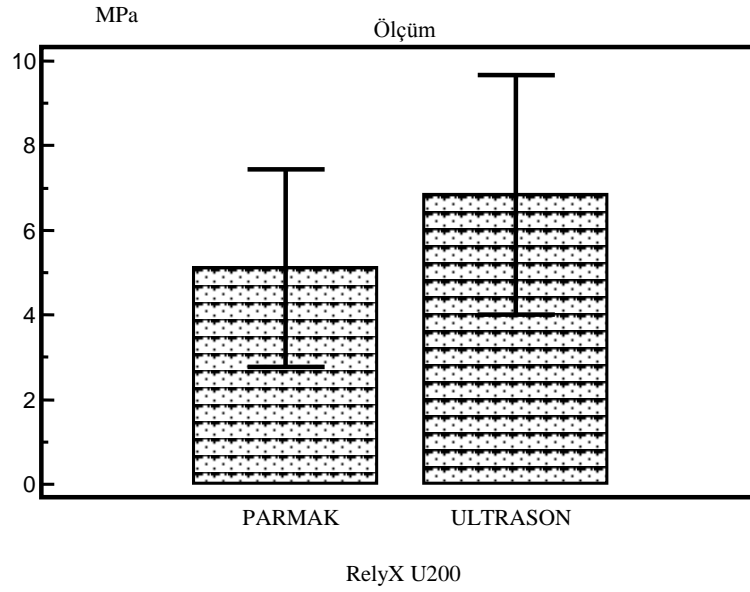
2.d. RelyX U200 self adeziv rezin siman alt gruplarının mikrotensil bağlanma dayanımı testi sonuçlarının ortalama ve standart sapma değerleri Tablo 10 'da ve Grafik 6' da verilmiştir.

Tablo 10: RelyX U200 self adeziv rezin siman alt gruplarının mikrotensil bağlanma dayanımı testi sonuçlarının ortalama ve standart sapma değerleri (MPa=Megapaskal)

#### Grup İstatistikleri

İşlem	N	Ortalama	Standart sapma
Parmak	16	5,1100	2,33273
Ultrasonik	16	6,8413	2,83653

RelyX U200



Grafik 7: RelyX U200 self adeziv rezin simanın alt gruplarının mikrotensil bağlanma dayanımı testi sonuçlarının ortalama ve standart sapma değerleri (MPa=Megapaskal)

Parmak basıncı ve ultrasonik yerleştirme ile simante edilen grupların ortalamaları arasındaki farklar istatistiksel olarak farklı bulunmamıştır ( $p>0,05$ ).

#### 4.2. Mikrotensil bağlanma Dayanımı Testi Sonrasında Kırık Tiplerinin Stereomikroskop Bulguları

Mikrotensil testi uygulandıktan sonra örneklerin başarısızlık tipleri stereomikroskop altında incelendi. Seramik-rezin siman-dentin dokusu arasındaki kopma şekilleri aşağıdaki şekilde kaydedildi. Sonuçlar Tablo 10' da verildi ve başarısızlık tiplerinin dağılımı grafikte gösterildi (Grafik 11).

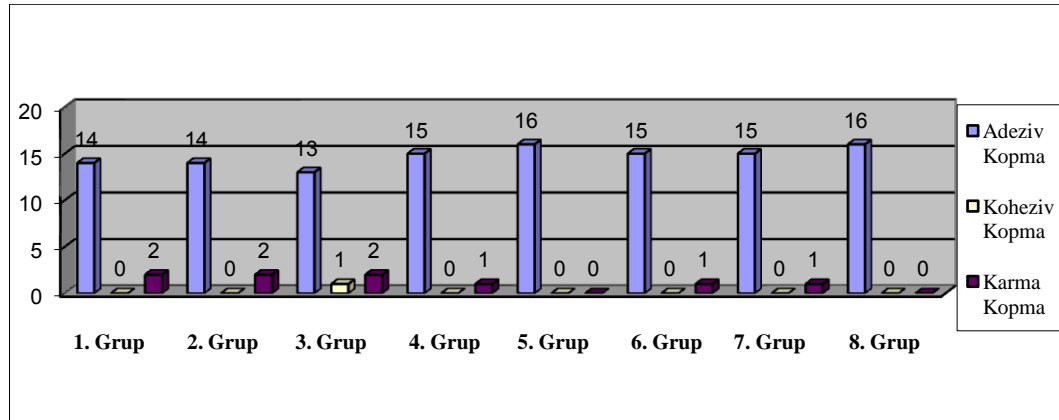
Tip 1: Adeziv kopma (Rezin simanın dentin dokusundan veya seramikten kopması)

Tip 2: Koheziv kopma (Rezin simanın kendi içinden kopması)

Tip 3: Karma kopma (Adeziv ve koheziv kopmanın birarada görüldüğü kopma)

Tablo 11: Stereomikroskop incelemesi sonucu örneklerde görülen başarısızlık tipleri

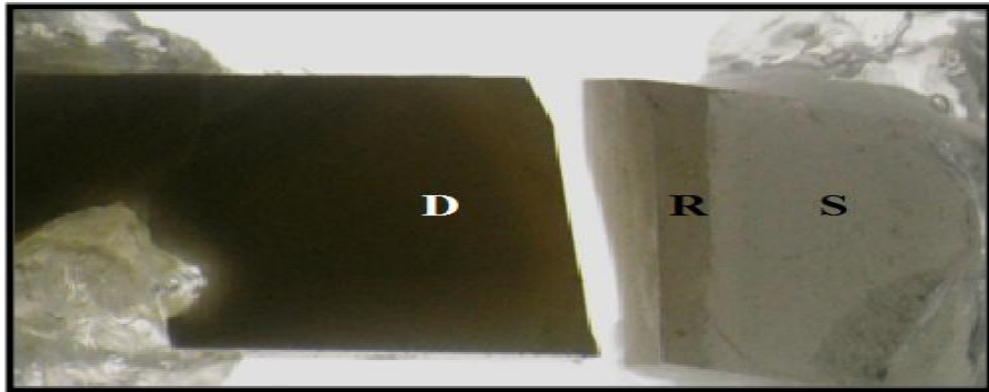
Kırık Tipleri Gruplar	Adeziv	Koheziv	Karma
	1. Grup (RelyX ARC-Parmak basıncı)	14	0
2. Grup (RelyX ARC-Ultrason uygulaması)	14	0	2
3. Grup (Panavia F 2.0-Parmak basıncı)	13	1	2
4. Grup (Panavia F 2.0- Ultrason uygulaması)	15	0	1
5. Grup (RelyX U200-Parmak basıncı)	16	0	0
6. Grup (RelyX U200- Ultrason uygulaması)	15	0	1
7. Grup (G-Cem- Parmak basıncı)	15	0	1
8. Grup (G-Cem- Ultrason uygulaması)	16	0	0



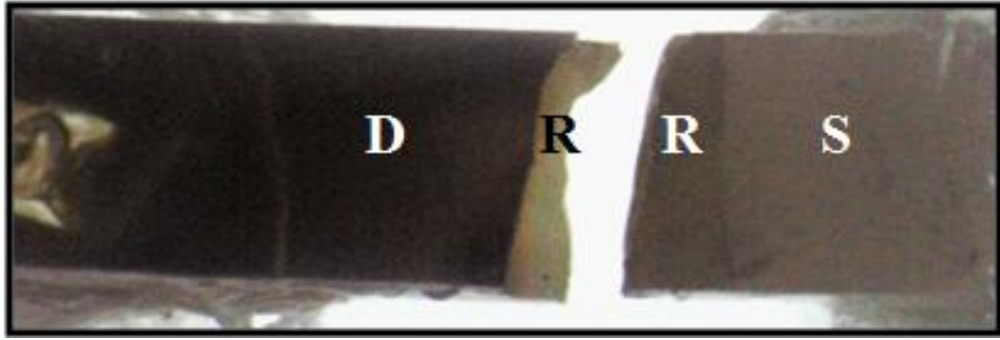
Grafik 8: Stereomikroskop incelemesi sonucu örneklerde görülen başarısızlık tiplerinin dağılımı

Adeziv materyallerin tümü birden ele alındığında; en fazla oranda adeziv başarısızlık tipinin olduğu görüldü (% 92,18), daha sonra karma (% 7,03) ve en az koheziv (% 0,78) başarısızlık tipi tespit edildi.

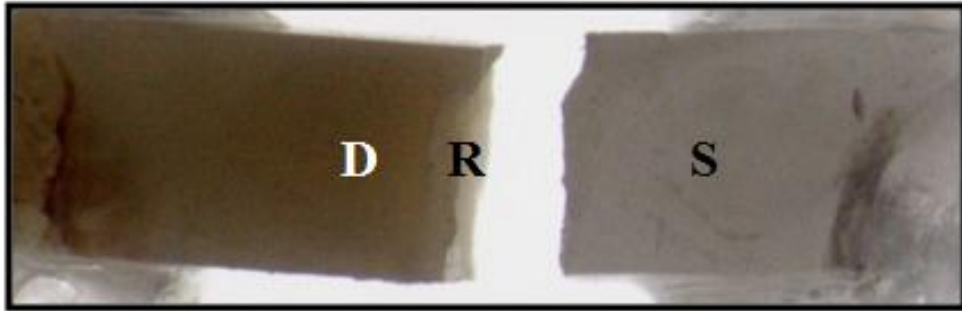
Stereomikroskop incelemesi sonucu örneklerde görülen başarısızlık tiplerinin görüntüleri Resim 44-51' de yer almaktadır.



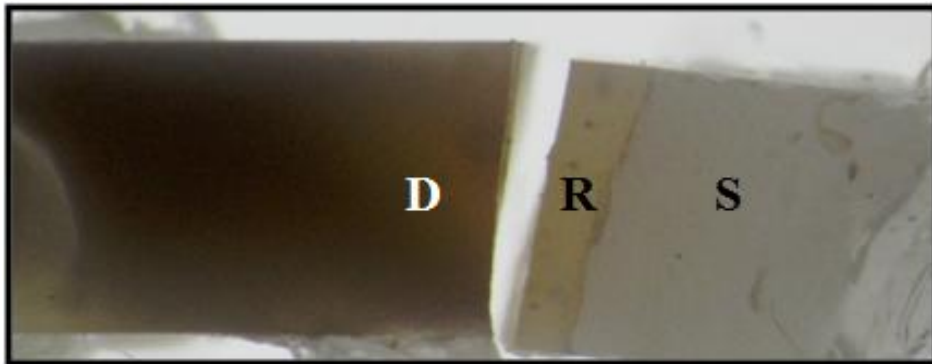
Resim 44: RelyX ARC grubunda adeziv (dentin ile siman arasında) başarısızlık. (D: Dentin, R: Rezin siman, S: Seramik)



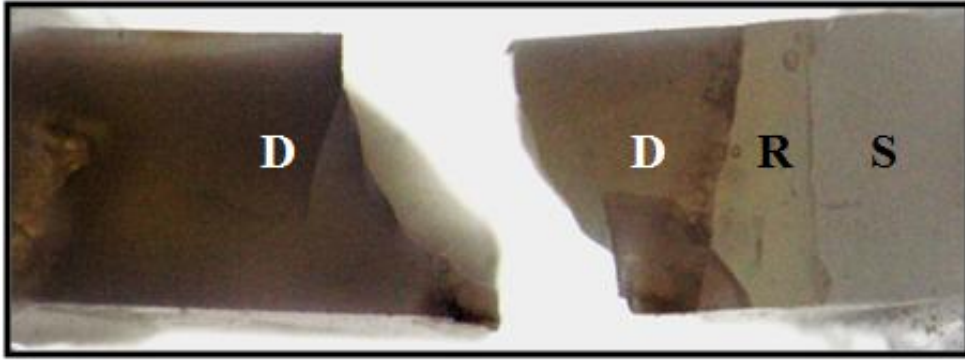
Resim 45: RelyX ARC grubunda karışık tipte başarısızlık (D: Dentin, R: Rezin siman, S: Seramik)



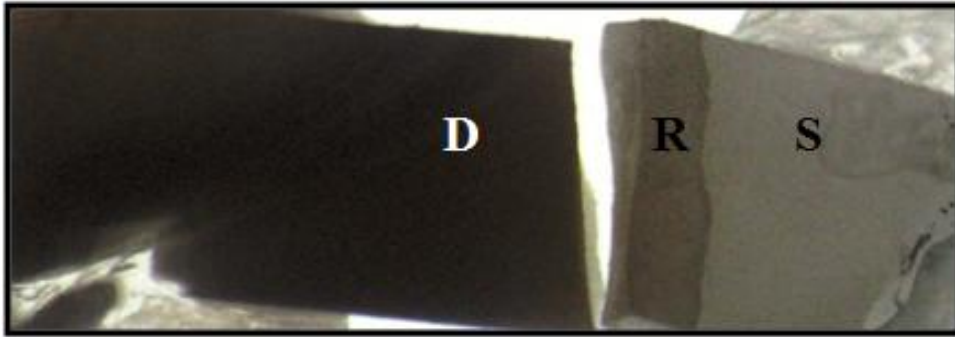
Resim 46: RelyX ARC grubunda adeziv (seramik ile siman arasında) başarısızlık (D: Dentin, R: Rezin siman, S: Seramik)



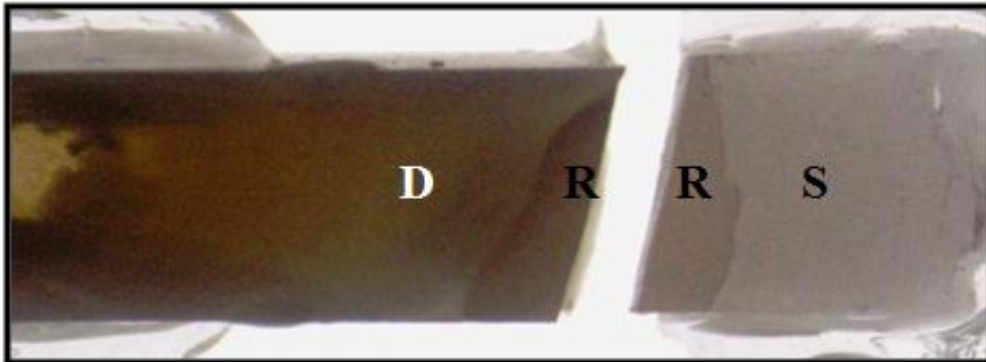
Resim 47: Panavia F 2.0 grubunda adeziv (dentin ile siman arasında) başarısızlık (D: Dentin, R: Rezin siman, S: Seramik)



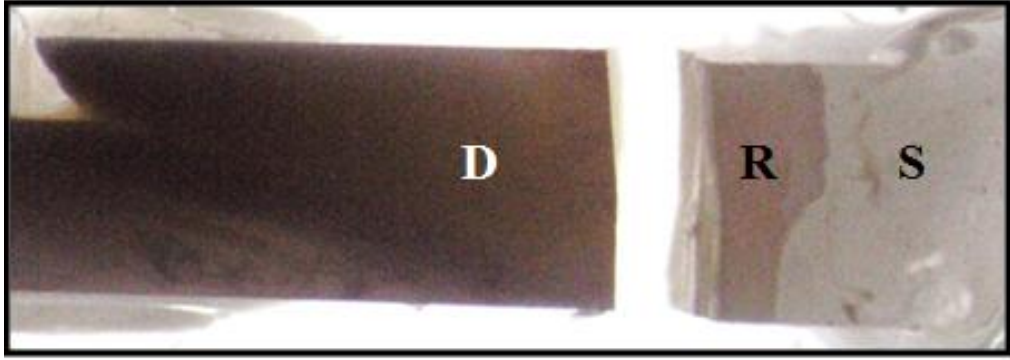
Resim 48: Panavia F 2.0 grubunda koheziv ( dentinde ) başarısızlık (D: Dentin, R: Resin siman, S: Seramik)



Resim 49: G-Cem grubunda adeziv (dentin ile siman arasında) başarısızlık



Resim 50: G-Cem grubunda karışık tipte başarısızlık

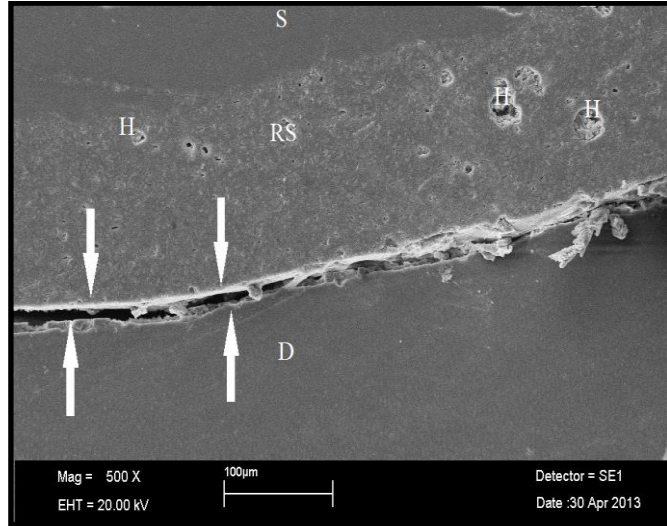


Resim 51: RelyX U200 grubunda adeziv (dentin ile siman arasında) başarısızlık

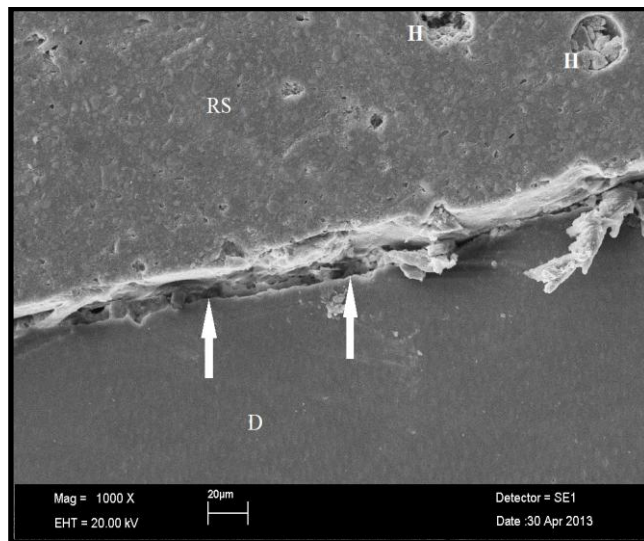


### 4.3. SEM Değerlendirmesi Bulguları

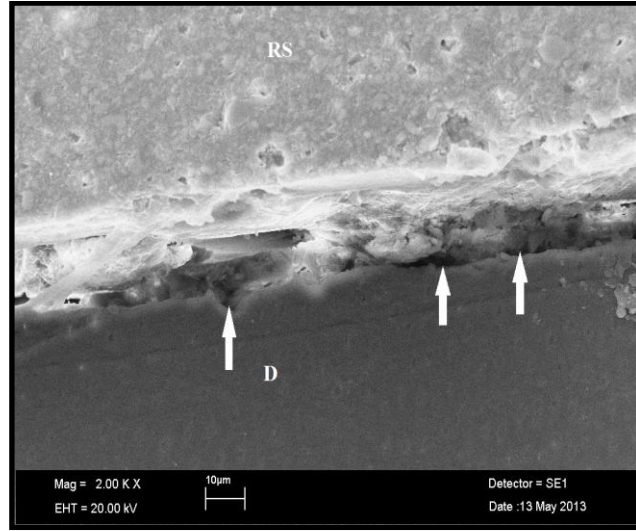
#### 4.3.1. Seramik-rezin siman-dentin ara yüzünün SEM ile incelenmesine ilişkin bulgular



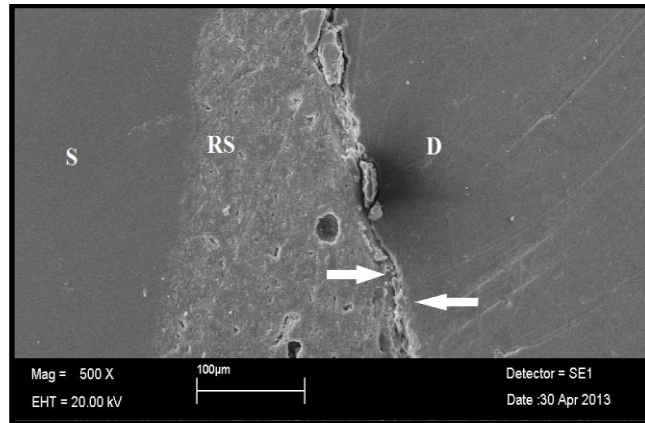
Resim 52: RelyX U200-Parmak grubunun seramik-rezin siman-dentin ara yüzünün SEM görüntüsü ( x 500 büyütme). Oklar, bağlanmanın en zayıf olduğu bölge olan resin siman-dentin ara yüzündeki ayrılmayı göstermektedir. Resin siman tabakasında hava kabarcıklarına rastlanmaktadır. ( S: Seramik, RS: Resin siman, D: Dentin, H: Hava kabarcığı)



Resim 53: RelyX U200-Parmak grubunun rezin siman-dentin ara yüzünün SEM görüntüsü ( x 1000 büyütme). Oklar yer yer rezin siman ile dentinin birbirinden ayrıldığını göstermektedir. Resin siman tabakasında hava kabarcıkları gözlenmektedir. (RS: Resin siman, D: Dentin, H: Hava kabarcığı)

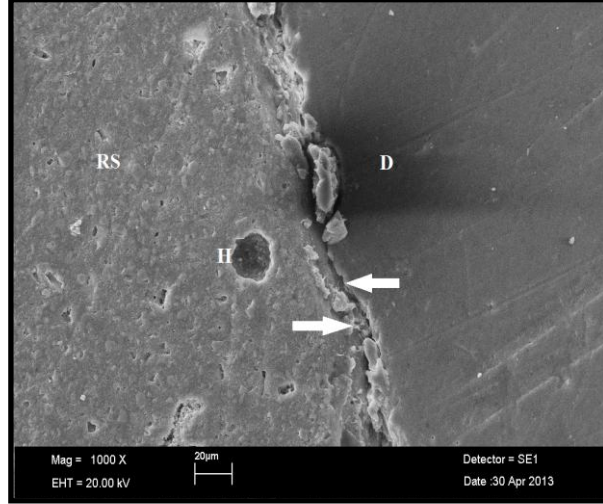


Resim 54: RelyX U200-Parmak grubunun rezin siman-dentin ara yüzünün SEM görüntüsü ( x 2000 büyütme). Oklar yer yer rezin siman ile dentinin birbirinden ayrıldığını göstermektedir. (RS: Resin siman, D: Dentin)

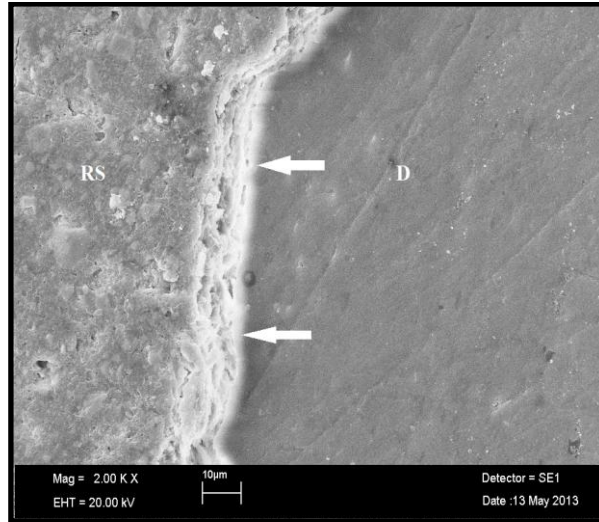


Resim 55: RelyX U200-Ultrason grubunun seramik-rezin siman-dentin ara yüzünün SEM görüntüsü ( x 500 büyütme). Yer yer rezin siman ile dentinin birbirinden

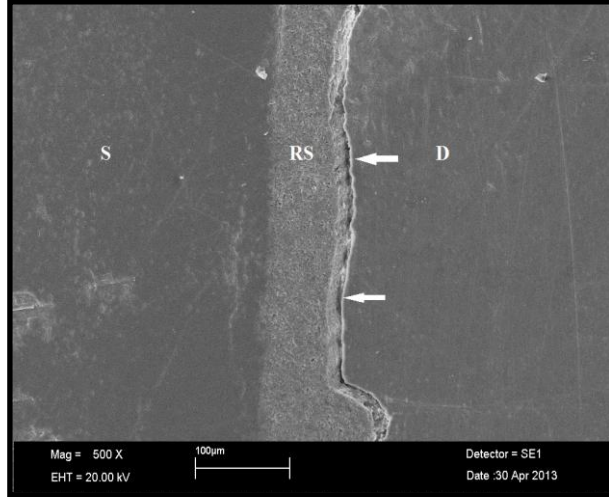
ayrıldığı görülmektedir. Bununla birlikte rezin siman tabakasında hava kabarcıkları izlenmektedir. ( S: Seramik, RS: Rezin siman, D: Dentin)



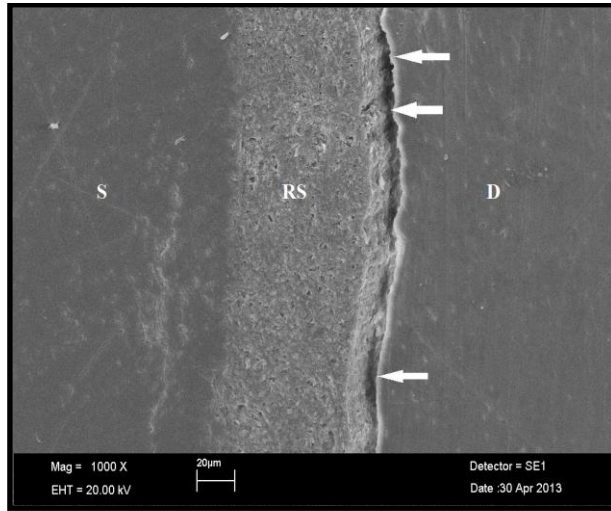
Resim 56: RelyX U200-Ultrason grubunun rezin siman-dentin ara yüzünün SEM görüntüsü ( x 1000 büyütme). Yer yer rezin siman ile dentinin birbirinden ayrıldığı görülmektedir. Bununla birlikte rezin siman tabakasında hava kabarcıkları izlenmektedir. (RS: Rezin siman, D: Dentin, H: Hava kabarcığı)



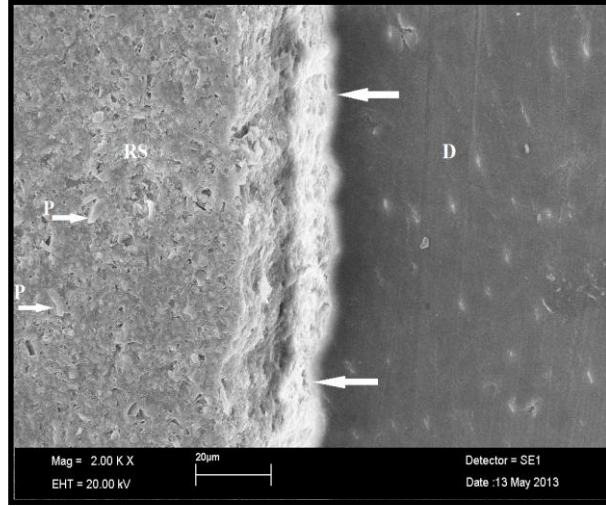
Resim 57: RelyX U200-Ultrason grubunun rezin siman-dentin ara yüzünün SEM görüntüsü ( x 2000 büyütme). Oklar dentindeki kısmi demineralizasyon sahalarını göstermektedir. (RS: Rezin siman, D: Dentin)



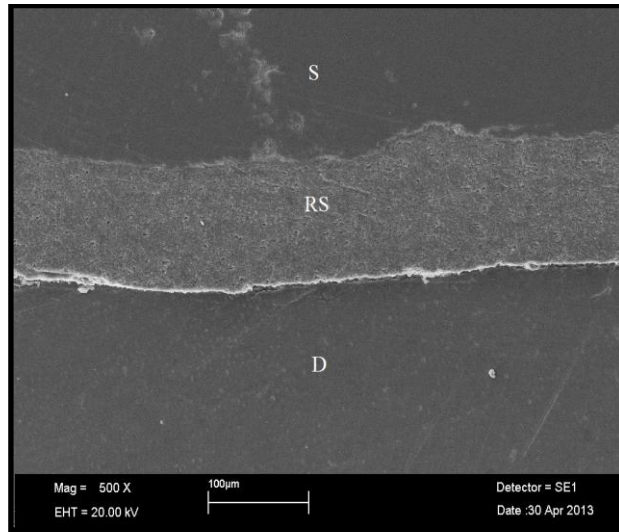
Resim 58: G-Cem-Parmak grubunun seramik-rezin siman-dentin ara yüzünün SEM görüntüsü ( x 500 büyütme). Bu grupta rezin siman tabakasında hava kabarcıklarına rastlanmamıştır. Oklarla gösterilen alanlarda rezin siman ile dentin arasında ayrılmalara rastlanmaktadır. ( S: Seramik, RS: Rezin siman, D: Dentin)



Resim 59: G-Cem-Parmak grubunun seramik-rezin siman-dentin ara yüzünün SEM görüntüsü ( x 1000 büyütme). Yer yer rezin siman ile dentinin birbirinden ayrıldığı ve yüzeyel bir bağlanmanın gerçekleştiği görülmektedir. ( S: Seramik, RS: Rezin siman, D: Dentin)

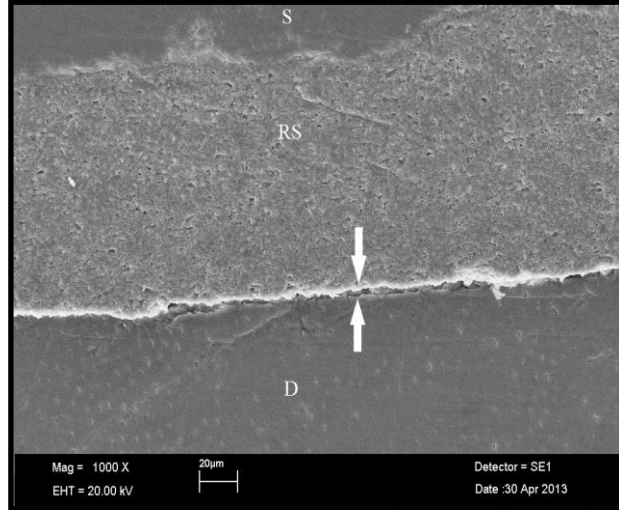


Resim 60: G-Cem-Parmak grubunun rezin siman-dentin ara yüzünün SEM görüntüsü ( x 2000 büyütme). Dentin-rezin siman arasındaki oklar dentinde kısmi demineralizasyon sahalarının oluştuğunu göstermektedir. (RS: Rezin siman, D: Dentin, P: Rezin simanın içeriğindeki doldurucu partiküller)

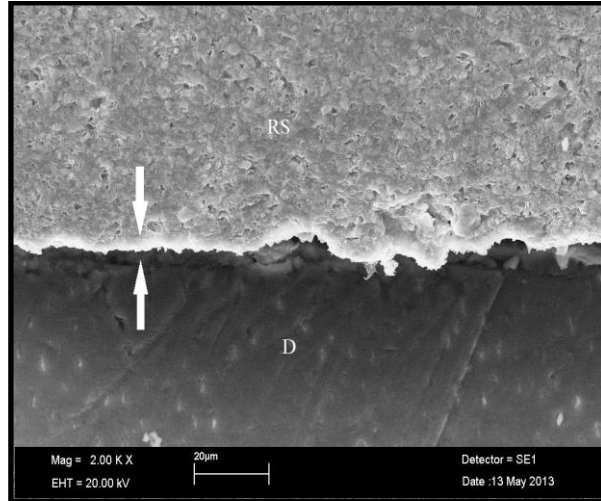


Resim 61: G-Cem-Ultrason grubunun seramik-rezin siman-dentin ara yüzünün SEM görüntüsü ( x 500 büyütme). Bu grupta rezin siman tabakasında hava kabarcıklarına rastlanmamıştır. ( S: Seramik, RS: Rezin siman, D: Dentin)

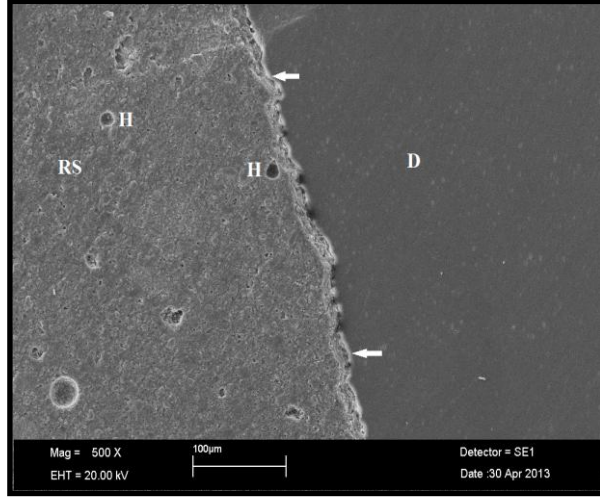




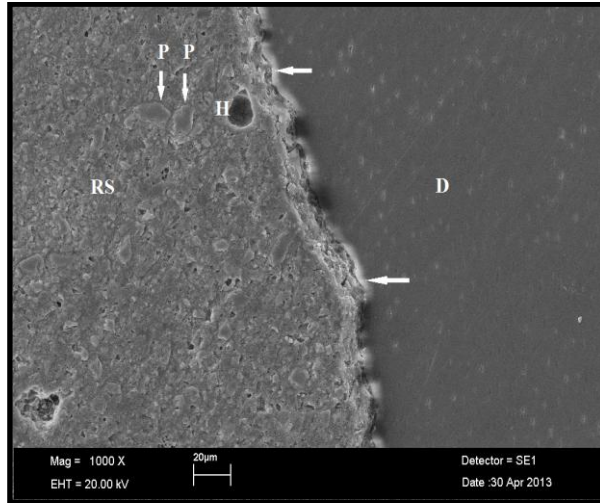
Resim 62: G-Cem-Ultrason grubunun seramik-rezin siman-dentin ara yüzünün SEM görüntüsü ( x 1000 büyütme). Bu grupta da rezin siman tabakasında hava kabarcıklarına rastlanmamıştır. Oklar arasındaki alan rezin siman-dentin ara yüzünü göstermektedir. ( S: Seramik, RS: Rezin siman, D: Dentin)



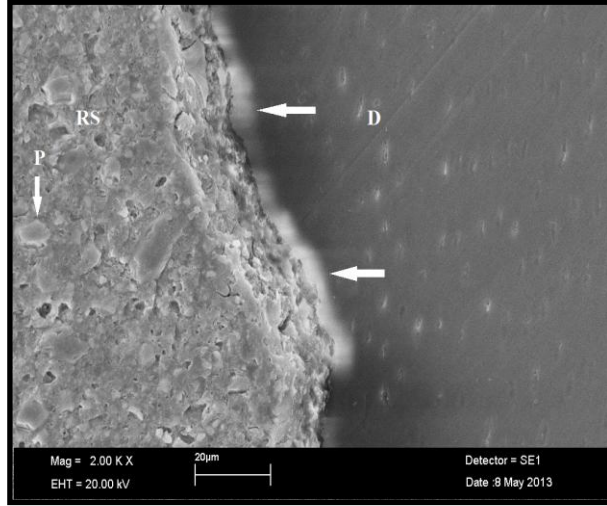
Resim 63: G-Cem-Ultrason grubunun rezin siman-dentin ara yüzünün SEM görüntüsü ( x 2000 büyütme). Bu grupta rezin siman tabakasında hava kabarcıklarına rastlanmamıştır. Oklar arasında dentindeki yüzeyel demineralizasyon alanları izlenmektedir (RS: Rezin siman, D: Dentin).



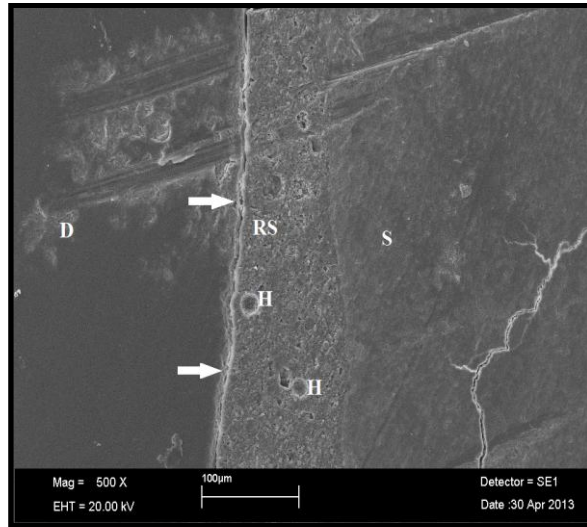
Resim 64: Panavia F-Parmak grubunun rezin siman-dentin ara yüzünün SEM görüntüsü ( x 500 büyütme). Oklar dentindeki demineralize sahaları göstermektedir. Rezin siman tabakası içerisinde hava kabarcıklarına rastlanmaktadır. (RS: Rezin siman, D: Dentin, H: Hava kabarcığı)



Resim 65: Panavia F-Parmak grubunun rezin siman-dentin ara yüzünün SEM görüntüsü ( x 1000 büyütme). Yatay yöndeki oklar dentindeki demineralize sahaları göstermektedir. (RS: Rezin siman, D: Dentin, H: Hava kabarcığı, P:Doldurucu rezin partiküller)

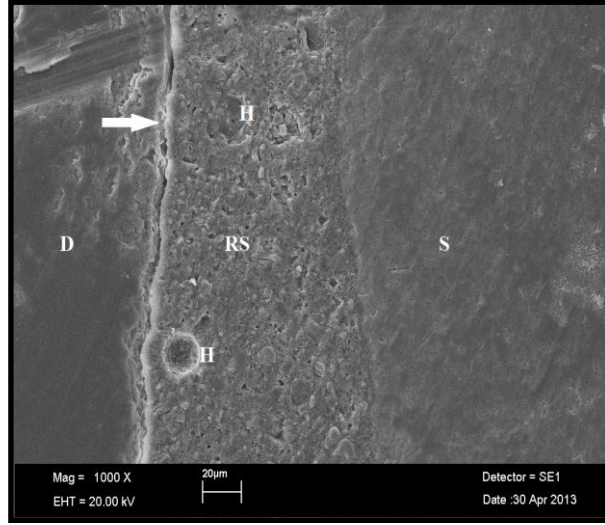


Resim 66: Panavia F-Parmak grubunun rezin siman-dentin ara yüzünün SEM görüntüsü ( x 2000 büyütme). Yatay yöndeki oklar dentindeki demineralize sahaları göstermektedir. (RS: Rezin siman, D: Dentin, P:Doldurucu rezin partiküller)

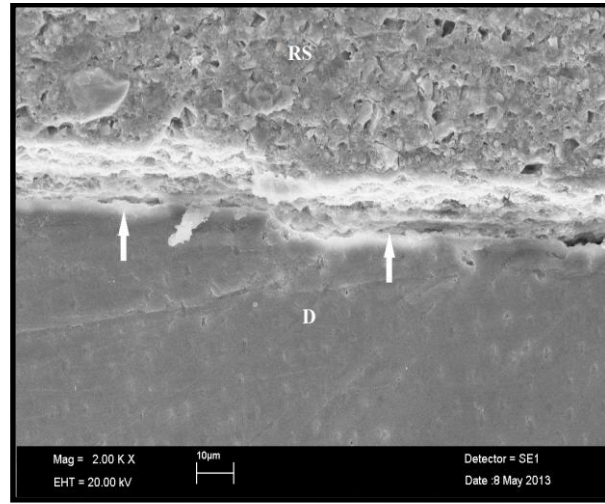


Resim 67: Panavia F-Ultrason grubunun seramik-rezin siman-dentin ara yüzünün SEM görüntüsü ( x 500 büyütme). Oklar dentin ile rezin siman arasında hafif bir aralanmayı göstermektedir. Rezin siman tabakasında hava kabarcıklarına rastlanmaktadır. (S:Seramik, RS: Rezin siman, D: Dentin, H: Hava kabarcığı)

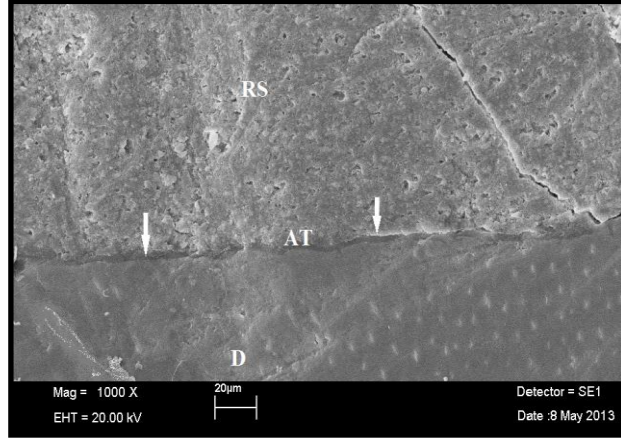




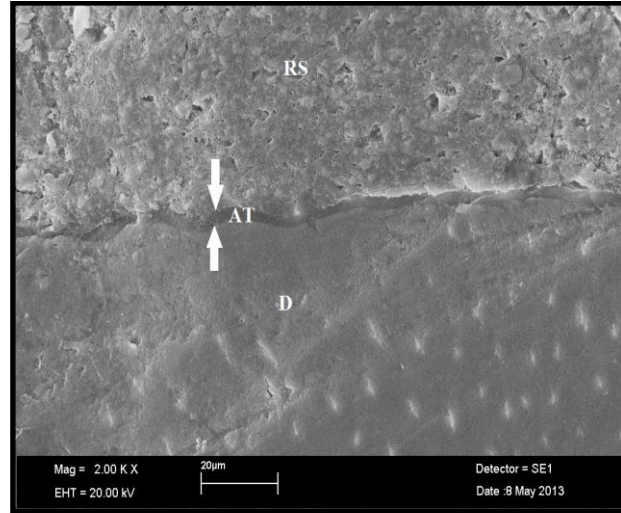
Resim 68: Panavia F-Ultrason grubunun seramik-rezin siman-dentin ara yüzünün SEM görüntüsü ( x 1000 büyütme). Ok işareti dentin ile resin siman arasında hafif bir aralanmayı göstermektedir. (S:Seramik, RS: Rezin siman, D: Dentin, H: Hava kabarcığı)



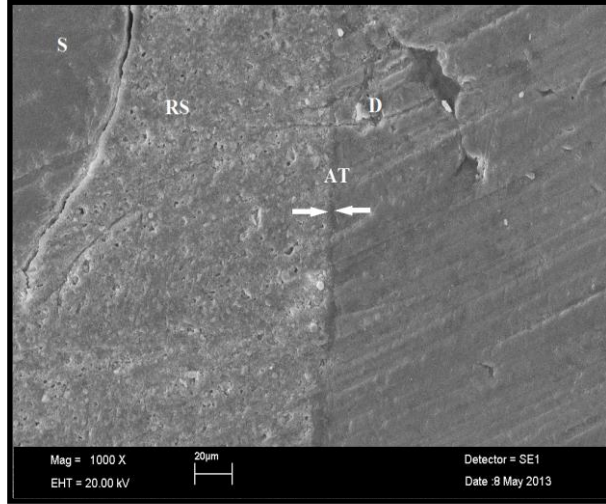
Resim 69: Panavia F-Ultrason grubunun resin siman-dentin ara yüzünün SEM görüntüsü ( x 2000 büyütme). Ok işaretleri dentindeki demineralize sahaları ve resinin dentine kısmi infiltrasyonunu göstermektedir. (RS: Rezin siman, D: Dentin)



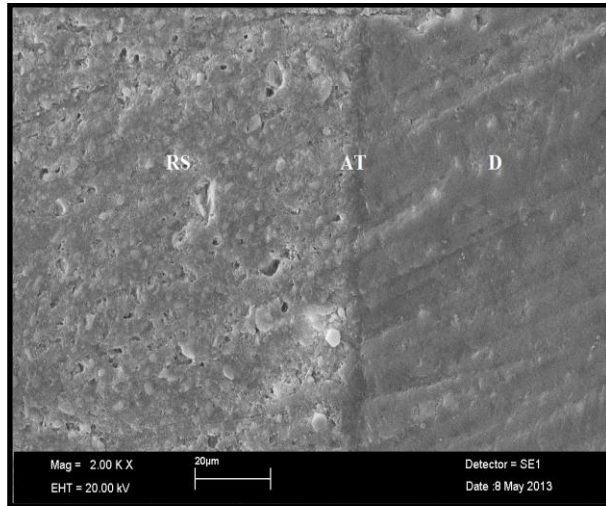
Resim 70: RelyX ARC-Parmak grubunun rezin siman-dentin ara yüzünün SEM görüntüsü ( x 1000 büyütme). Bu grupta polimerize edilmiş ince bir adeziv tabakası ile rezin siman ayrı ayrı izlenebilmektedir. Ok işaretleri adeziv tabakayı göstermektedir. (RS: Resin siman, D: Dentin, AT: Adeziv tabaka)



Resim 71: RelyX ARC-Parmak grubunun rezin siman-dentin ara yüzünün SEM görüntüsü ( x 2000 büyütme). Ok işaretleri adeziv tabakayı göstermektedir. (RS: Resin siman, D: Dentin, AT: Adeziv tabaka)



Resim 72: RelyX ARC-Ultrason grubunun seramik-rezin siman-dentin ara yüzünün SEM görüntüsü ( x 1000 büyütme). Polimerize edilmiş ince bir adeziv tabakası ile resin siman ayrı ayrı izlenebilmektedir. Ok işaretleri adeziv tabakayı göstermektedir. (S:Seramik, RS: Resin siman, D: Dentin, AT: Adeziv tabaka)



Resim 73: RelyX ARC-Ultrason grubunun resin siman-dentin ara yüzünün SEM görüntüsü ( x 2000 büyütme). (RS: Resin siman, D: Dentin, AT: Adeziv tabaka)

Self adeziv resin siman gruplarının SEM değerlendirilmesinde, simanların dentin yüzeyinde daha yüzeysel bir tabaka oluşturdukları izlenirken; RelyX ARC ve

Panavia F 2.0 gruplarında, rezinin dentin tübüllerine doğru olan penetrasyonu görülmektedir. RelyX U200 ve Panavia F 2.0 gruplarında, siman tabakasında daha çok p roziteye ve hava kabarcığına rastlanılmıştır.

## 5. TARTIŞMA

Günümüzde, estetik diş hekimliğinin ilk hedefi dişin yapısal bütünlüğünü ve fonksiyonunu sağlayan doğal görünüşlü restorasyonların yapılmasını sağlamaktır. Bunun yanında birçok hasta biyouyumlu, dayanıklı, uzun ömürlü ve sağlam bir restorasyon istemektedir (245).

Günümüzde, hastalar ön bölge dişlerinde olduğu gibi arka grup dişleri için de estetik restorasyonları tercih etmektedir (246). Tam seramik materyaller kullanılarak hazırlanan inley ve onley restorasyonlar, özellikle posterior bölgede, metal destekli seramik restorasyonlara iyi bir alternatif oluşturabilmekte ve uzun süre güvenle kullanılabilirler (5). Seramik inleyler, uygun restorasyon konturları ve estetik özellikleri ile orta derecede madde kaybına sahip dişler için ideal bir tedavi seçeneğidir (247).

İnley ve onley restorasyonların preparasyon sırasında minimal düzeyde kesim gerektirmeleri ve böylece diş dokularında daha az kayba neden olmaları, günümüz diş hekimliğinde oldukça ilgi görmelerini sağlamıştır (5).

İnley ve onley restorasyonlar kalan diş yapılarını maksimum derecede korumakta ve bir kron restorasyonunun uygulamasını geciktirmektedir. Böylece olabilecek bir diş kaybı ile gerçekleşecek restorasyon süreci bu şekilde geciktirilmiş olur (23).

Bu çalışmada, adeziv materyallerdeki gelişmeler neticesinde dişe daha iyi bağlanma sağlanması ve bunun sonucunda dişin ağızda kalma süresinin artması, tam kron restorasyonlara göre daha konservatif olması ve estetik olması nedeniyle seramik inleyler tercih edildi.

Diş hekimlerinin sıklıkla tercih ettiği inley yapım tekniklerinden birisi ısı ve basınç altında üretim yapılan tekniktir (1). Empress tekniği ile hazırlanmış seramik inleyler rutin klinik uygulamalarda başarı ile kullanılmaktadır (93). Ayrıca bu sistem toz-likit seramik sistemlerine göre boyutsal stabilitesi, daha az pöröz olması (33) ve geleneksel feldspatik sistemlere göre daha dirençli olmaları nedeniyle tercih edilir (238). Geleneksel feldspatik seramik sistemlerde kırılma direnci 120-152 MPa iken (248), preslenebilir seramik sistemlerde kırılma direnci 400 MPa'ya kadar ulaşabilmektedir (69,70). Ayrıca ışık geçirgenlikleri ve ışığı yansıtmaları doğal dişe

çok yakındır, dolayısıyla estetik açıdan üstün restorasyonlar elde etmek mümkündür (149).

Yapılan birçok klinik çalışmada preslenebilir seramik sistemleri ile hazırlanmış olan inley/onley restorasyonların uzun klinik ömre sahip olduğu bildirilmiştir (67,93,249,250,251,252,253,259).

Lityum disilikat kristalleri ile güçlendirilmiş cam seramiklerle hazırlanan sabit bölümlü protezler, basit klinik ve laboratuvar prosedürlerinin uygulandığı ve böylece klinisyenlere ve diş teknisyenlerine çalışma kolaylığı sağlayabilen sistemlerdir. CAD/CAM gibi ekstra mali bütçe gerektirmemeleri de bu tip tam seramiklerin avantajlarından biridir (254).

Öztürk ve ark. CAD/CAM ve lityum disilikat içerikli preslenebilir seramik inleyleri iki farklı rezin simanla simante ettikleri çalışmada, inleylerin mikrotensil bağlanma dayanımlarını karşılaştırmışlardır ve her iki seramiğin bağlanma dayanımları arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark bulamamışlardır (1).

Guess ve ark. molar dişlerde preslenebilir seramik sistemi olan IPS e.max Press ve CAD/CAM sistemi ile hazırlanan ProCAD parsiyel seramik kronların iki senelik klinik takibini yaptıkları çalışmada, ProCAD parsiyel seramik kronlar için % 97 ve IPS e.max Press parsiyel kronlar için % 100 başarı oranlarını bildirmişlerdir (255).

IPS e.max Press iğne uçlu lityum disilikat kristal yapıya sahiptir ve bu yapı materyale oldukça iyi dayanıklılık ve üstün optik özellikler kazandırmaktadır. Materyalin bükülme direnci 400 MPa kadardır. (69,70).

Bu özelliklerinden dolayı, çalışmamızda IPS e.max Press seramik sistemini kullanmayı tercih ettik.

Simantasyon aşaması tam seramik restorasyonların klinik başarısında hayati önem taşımaktadır (256). Sağlam ve dayanıklı bir bağlanma marjinal adaptasyonu sağlar, mikrosızıntıyı önler ve restore edilmiş diş ile restorasyon arasındaki kırılma direncini artırarak seramik restorasyonun ömrünü etkiler (1). İnley restorasyonların uzun dönem klinik başarısı, iyi bir marjinal uyum ve güçlü adeziv bağlantıya bağlıdır (247).

Casson ve ark. tam seramikleri farklı simanlar kullanarak simante ettikleri çalışmada, çinko fosfat siman ile simante edilen seramiklerin rezin siman ile yapıştırılanlara göre daha fazla başarısızlık gösterdiğini ortaya koymuşlardır (257).

Piwowarczyk ve ark., farklı simanların farklı restoratif materyallere (Procera AllCeram, IPS Empress, IPS Empress 2) makaslama bağlanma dayanımını değerlendirdikleri çalışmada, rezin simanların bağlanma dayanımlarının çinko fosfat ve cam iyonomer simanlara göre daha yüksek olduğunu bildirmişlerdir (258).

Preslenebilir tam seramik restorasyonların rezin simanlar ile simante edilmesi; restorasyonun marjinal bütünlüğünü sağlayarak restorasyonun klinik ömrünü arttırır. Çünkü rezin simanların diğer yapıştırıcı simanlara oranla ağız sıvılarında çözünürlüğü düşüktür, bu tür simanlarla üstün bir marjinal bütünlük elde etmek mümkündür (259), üstün estetik özelliklere sahiplerdir ve bağlanma dayanımları yüksektir (125).

Ağız dışında kırılğan olan, ısı ve basınçla şekillendirilen tam seramik bir restorasyonun yapıştırılmasında adeziv simantasyonun gerekli olduğu ve seramik restorasyona asıl direncini veren faktörün doğru uygulanan bir adeziv simantasyon olduğu bilinmektedir (103).

Restorasyonun başarısı seramik-rezin-diş sert dokuları arasındaki güçlü ve dayanıklı bir bağlanma ile yakından ilgilidir (28). IPS e-max Press (Ivoclar-Vivadent AG, Schaan, Liechtenstein) tam seramik sistemi için üretici firma adeziv simantasyon önermektedir (69).

Seramik inley simantasyonunda genellikle mükemmel estetik ve mekanik özelliklerinden dolayı dual sertleşen kompozit rezin yapıştırma simanları tercih edilir (90). Dual sertleşen rezin simanların dentin bonding ajanlar ile birlikte kullanımı, seramik inleylerin simantasyonunda hermetik bir kapama sağlayarak tutuculuk problemini de azaltmaktadır. Ayrıca, seramik restorasyon ile kompozit rezin siman ara yüzeyinde stres kırıcı bir kaide oluşturmaktadır (109,185).

Frankenberger ve ark. seramik inley simantasyonunda dual sertleşen rezin simanların kullanımının anlamlı derecede daha az başarısızlığa yol açtığı ve dolayısıyla bu simanların cam seramik inleylerin klinik başarısını olumlu yönde etkileyeceği sonucuna varmışlardır (253).

Yapılan birçok çalışmada, seramik inley restorasyonların simantasyonunda dual olarak sertleşen kompozit rezin simanların adeziv sistemler ile beraber kullanımı tercih edilmektedir. (1,90,92,249,250,260,261).

Dual olarak sertleşen rezin simanlar, hem kimyasal hem de ışık ile polimerize olduğu için çalışma ve sertleşme zamanı kontrol edilebilmekte, hekime yeterli çalışma zamanı sağlamak ve ışık ile polimerize edilene kadar tam olarak sertleşmemektedir (185). Ayrıca dual sertleşen rezin simanların inley simantasyonu için kullanımında; inleynin iç bölümündeki siman kimyasal olarak sertleşirken, kavite kenarlarındaki siman ışık ile polimerize olabilmektedir (22).

Çalışmamızda bu avantajları nedeni ile dual sertleşen rezin simanlar seramik inley restorasyonların simantasyonunda kullanılmıştır.

Seramik inleylerin mine marjinlerine bağlanmasında total etch adeziv sistemlerle yapıştırıcı simanın birlikte kullanılması iyi bir marjinal adaptasyon elde etmek için en güvenilir teknik olarak tanımlanırken, dentin marjinleri için self etch adeziv sistemlerle birlikte rezin siman ya da self adeziv rezin simanın kullanılması önerilebilir (261).

Çalışmamızda, total etch veya self etch adeziv sistemlerle kullanılan rezin simanlar ve herhangi bir adeziv sistem kullanımı gerektirmeyen self adeziv rezin simanlar kullanılmıştır.

Seramik ile rezin siman arasında güvenilir ve uzun ömürlü bağlantının kurulması büyük önem taşımaktadır. Bu bağlantı silikat içerikli seramik sistemler için genellikle, mikromekanik olarak, alüminyum oksit partikülleri ile kumlama ve hidroflorik asit ile pürüzlendirme; kimyasal olarak, silan bağlanma ajanı uygulanması ile sağlanmaktadır (262,263).

Cam seramiklerin pürüzlendirilmesinde, %5 veya %9.5' luk hidroflorik asit jel kullanılmaktadır. Bu amaçla birçok asit kullanılabilmeyle birlikte hidroflorik asitin etkili olduğu bildirilmektedir (264).

Della Bona ve ark, IPS Empress 1 ve 2 seramik yüzeylerini % 9.5' luk HF asit ve % 4' lük asidüle fosfat florid kullanarak pürüzlendirdikleri bir çalışmada HF asit uygulamasında daha yüksek adezyon değerleri kaydetmişlerdir (267).

Hidroflorik asit uygulama süresi, 60 sn ve 2 dk arasında değişmektedir (178). Nagaş ve ark. lityum disilikat seramik materyaline, 10-60 saniye sürelerde % 9.5 asit uygulamasının mikromekanik kilitlenme için yeterli olabileceğini bildirmişlerdir (167).



Cam seramik yüzeylerinin hidroflorik asit ile pürüzlendirilmesi, bağlanma dayanımının artırılmasını sağlamakta ve aynı zamanda yüzey alanını ve pürüzlülüğünü arttırmaktadır. Bu durum, siman ile fiziksel etkileşimin artmasına, mekanik tutuculuğun gelişmesine yol açmaktadır (258).

Asit ile pürüzlendirme, seramik yüzeyinde hidroksil grup oluşmasını sağlamakta ve seramik, silan uygulanmasına hazır hale gelmektedir (262). Silan bağlanma ajanları, seramiğin inorganik fazı ile rezin simanın organik fazı arasında kimyasal bir bağ oluşumunu sağlar (265,266).

Silan bağlanma ajanları, pürüzlendirilmiş seramik yüzeyinin enerjisini arttırmakta ve böylece rezin simanın seramik yüzeyine penetrasyonunu geliştirmektedir (268,269,270).

Tek şişe silan bağlanma ajanlarının seramik yüzeyine uygulanmasının, iki şişe silan bağlanma ajanlarına göre daha fazla silanol grubunun seramik yüzeyi ile reaksiyona girdiği bildirilmiştir (260). Çok şişe silan bağlanma ajanlarındaki silan aktivasyonu, hekim kaynaklı hata ve tamamlanmamış hidroliz nedeni ile bağlanma dayanımında azalmaya sebebiyet verebileceğinden, tek şişe silan bağlanma ajanlarının kullanımının hem daha kolay hem de uygulamadan kaynaklanan hataları azalttığı düşünülmektedir (178).

Çalışmamızda, 3-metakriloksipropil-trimetoksi silan, 10-metakriloiloksidodesil dihidrojen fosfat (MDP) ve etanol içeren karıştırma gerektirmeyen tek şişe silan bağlanma ajanının (Clearfil Ceramic Primer, Kuraray, Osaka, Japan) kullanımı tercih edilmiştir.

Yapılan çalışmalarda HF asit ve silanın birlikte uygulanmasının, lityum disilikat ile güçlendirilmiş cam seramiklerin bağlanma dayanımını arttırdığı ortaya konmuştur (62,73,178,179,272,273).

Pisani-Proenca ve ark. lityum disilikat ile güçlendirilmiş cam seramikleri (IPS Empress 2) iki gruba ayırmışlar birinci gruba yüzey hazırlığı olarak hidroflorik asit ve sonrasında silan uygulamışlar ikinci gruba ise herhangi bir yüzey hazırlığı yapmamışlardır. Her iki grubun bir self adeziv (RelyX Unicem) ve iki rezin simanla (Multilink, Panavia F) bağlanmasını incelemişlerdir. Simantasyon işleminde porselen yüzeylerine asit ve silan uygulamasının pozitif bir etki oluşturduğunu bildirmişlerdir (272).

Panah ve ark. lityum disilikat içerikli preslenebilir seramik yüzeyine kumlama, % 9,6'lık HF asit ve silan bağlanma ajanı uygulanmasının seramiğin kırılma dayanımının anlamlı derecede artırdığını bildirmişlerdir (170).

Üretici firmanın talimatlarına göre lityum disilikat içerikli preslenebilir seramik yüzeyine 20 sn HF asit uygulaması ve takiben de silan uygulaması önerilir (69,70).

Çalışmamızda tüm bu bilgilerin ışığında, tüm gruplarda IPS e-max Press seramikler 50 µm'lik alüminyum oksit kumu ile kumlandıktan sonra, 20 sn % 9,5'luk hidroflorik asit ile pürüzlendirildi ve 1 dk silan uygulandı.

Total etch adeziv sistemler, smear tabakasını kaldırarak diğer sistemlere göre dentinin daha iyi demineralize olmasını sağlar. Bu sistemler, fazla sayıda açık dentin tübülleri ve kollajen fibrilleri elde edilmesini, hidrofilik primerin rezin infiltrasyonu için bu yapıların uygun hale getirilmesini ve en sonunda rezin ile diş dokuları arasında güçlü ve dayanıklı bir bağlanma sağlayan sistemlerdir (152).

Total etch sistemler, hassas ve çok basamaklı aşamalar içerdiklerinden dolayı; bağlanma etkinliğinde değişme, post-operatif hassasiyet ve indirekt restorasyonda başarısızlık gibi durumlarla karşılaşılabilir (277). Bundan dolayı, daha az invaziv olan self etch sistemler geliştirilmiştir. Self etch sistemlerin kullanımı ile uygulanan işlem sayısı azalmaktadır (109,274).

Son yıllarda, aşamaları basitleştirilmiş self etch bağlayıcı sistemlerin üretimine eğilim olmasına rağmen, self etch sistemlerin bağlantı etkinliklerinin total etch sistemlere göre daha zayıf olduğunu gösteren çalışmalar mevcuttur (120,122,136,137).

Çok basamaklı adeziv sistemlerin teknik hassasiyet gerektirmesi indirekt restorasyonların uzun süreli klinik ömrünü etkileyebilmektedir. Diş hekimine bağlı teknik hassasiyetten kaynaklanan hataları azaltmak için tek basamaklı self etch adeziv sistemler, hatta self adeziv simanlar piyasada yer almaktadır (275). Bu simanlar kolay, hızlı ve standart bir uygulama şekilleri olması nedeniyle diş hekimleri tarafından tercih edilmektedir. Bu simanların kullanımları öncesinde diş yüzeyine herhangi bir yüzey hazırlayıcı ya da bağlanma ajanı uygulanmasına gerek yoktur (64).

RelyX Unicem, alkalın doldurucu ve multifonksiyonel fosforik asit metakrilatları içeren self adeziv rezin simandır. Bu siman smear tabakasını tamamen demineralize etme ve çözme kapasitesine sahip olmadığından dentin yüzeyinde dekalsifikasyon ve infiltrasyon gerçekleştirmez ve dolayısı ile hibrid tabakası ve rezin uzantıları oluşmaz (154,277).

Piwowarczyk ve ark. yaptıkları çalışma sonucunda RelyX Unicem'in içeriğindeki multifonksiyonel fosforik asit metakrilatlarının diş yüzeyine çoklu aşamalarla etki ederek etkili bir örtüleme/yapışma sağladığını bildirmişlerdir. Kalsiyum iyonları içeren kompleks bileşiklerin formasyonunun yanı sıra, hidrojen bağı ya da dipol-dipol etkileşimleri gibi farklı türde fiziksel etkileşmelerin meydana gelmesinin, self adeziv rezin simanın adezyonuna etki ettiğı tahmin edilmektedir (276).

Çalışmamızda kullanılan self adeziv rezin simanlar (RelyX U200 ve G-Cem) fonksiyonel fosforik asit monomerleri ihtiva etmektedirler. Bu fonksiyonel asidik monomerlerin adezyona katkıda buldukları tahmin edilmektedir (278,279). G-Cem self adeziv rezin simanın, çapraz bağlantı monomeri olarak içerdiği UDMA, düşük moleküler ağırlığa ve üretan bağlarının fleksibilitesine sahiptir (279). G-Cem içerdiği 4-META ile apatit kristallerindeki kalsiyum iyonlarının şelasyon reaksiyonu sonucu diş dokusuna bağlanır (64,280).

Çalışmamızda kullandığımız Panavia F 2.0, smear tabakasını çözen ancak çözölmüş kalsiyum fosfatın kaldırılması aşamasına gerek göstermeyen self etch yaklaşımı ile uygulanan bir rezin siman türüdür (104). 10-metakriloiloksidil dihidrojen fosfat (MDP) gibi fonksiyonel monomerler, residüel hidroksiapatit ile primer iyonik bağ yapar (281). Sonuç olarak, cam iyonomerlere benzer şekilde hem mikromekanik hem de kimyasal bağlanma sağlanmış olur (104).

Çalışmamızda kullandığımız bir başka siman olan RelyX ARC, % 37'lik fosforik asit ve Adper Single Bond 2 (3M ESPE) 'den oluşan iki basamaklı total etch adeziv sistem ile birlikte uygulanan bir rezin simandır (121). Bu adeziv sistemin dentin yüzeyine uygulanmasıyla, smear tabakası tamamen kaldırılır, dentin yüzeyi demineralize olur, kollajen fibrilleri açığa çıkar, rezin monomerlerin infiltrasyonu gerçekleşir ve hibrid tabaka formasyonu meydana gelir. Hibrid tabakanın oluşumu ve

mikromekanik retansiyon, RelyX ARC rezin simanın bağlanma değerlerinin self adeziv rezin simanlara göre neden daha yüksek olduğunu açıklar (283).

İn vitro çalışmalarda çekilmiş dişlerin saklanması amacıyla çok sayıda solüsyon kullanılmaktadır. Distile su, formol ve timol bu solüsyonlar içinde en sık tercih edilenlerdendir. Tosun ve ark.' larının kompozit rezinin mineye bağlanma dayanımı üzerine farklı saklama solüsyonlarının etkisi üzerine yaptıkları diğer bir çalışmada, %0,1' lik timol, %10' luk formol ve distile su içinde bekletilen dişlerin bağlanma dayanımları incelenmiş ve en düşük bağlanma dayanımı timol solüsyonunda bekletilen dişlerden elde edilmiştir, distile su ve formol gruplarının bağlanma dayanım değerleri arasında istatistiksel fark gözlenmemiştir. Bu iki saklama ortamı arasında istatistiksel fark bulunmamasına rağmen distile suyun antibakteriyel özelliklere sahip olmaması bir dezavantaj olarak değerlendirilebilir (289).

Çekilmiş dişlerde, enfeksiyon riskini önlemek amacıyla musluk suyu veya serum fizyolojik yerine sıklıkla tamponlanmış %10' luk formol kullanımı tercih edilebilir (110).

Bu çalışmada, toplanan dişler önce distile suda muhafaza edilmiş, daha sonra antibakteriyel özelliklerinden dolayı dişler 24 saat süresince % 10' luk formol çözeltisinde bekletilmiştir.

Bağlanma dayanımı testlerinde diş çekimini takiben testin hemen yapılması önerilse de, dişler ancak çekimi takiben belirli bir süre geçtikten sonra test için hazırlanabilirler. Bununla birlikte bu testlerin gerçekleştirilmesi için kullanılacak dişlerin çekimini takiben altı ayın geçmemesi konusunda bir sınırlamadan bahsedilmektedir (104,221,290). Çalışmamızda, dişler çekimi takiben en fazla 3 ay içerisinde kullanıldı.

Çiğneme fonksiyonu sırasında oluşan farklı yönlerdeki kuvvetler restorasyonlar üzerinde farklı etkilere sahiptirler. Sert bir besinin ısırılması sırasında restorasyon üzerine dik gelen kuvvetler simanda basma gerilimi oluştururken, yapışkan bir besin çiğnendiği zaman restorasyonun giriş yolunun tersi yönde oluşan kuvvetler simanda çekme gerilimi oluştururlar. Bu nedenle yapılan restorasyonların bu kuvvetleri karşılayacak düzeyde iyi bir tutunma özelliği olmalıdır (293).

Araştırmacılar günümüze kadar en çok makaslama ve çekme kuvveti bağlanma dayanımı testlerini kullanmışlardır. Klasik makaslama ve çekme kuvveti bağlanma dayanımı testleri geniş dış yüzey alanlarında (7-12 mm<sup>2</sup>) yapılmaktadır. Yüzeyin geniş olması nedeniyle bağlanma alanında homojen olmayan stres birikimi gerçekleşmektedir. Stres dağılımının homojen olmaması restorasyon yüzeyinde lokal stres alanları oluşturmaktadır. Bu yüzden örneklerdeki kırılmalar sıklıkla koheziv şekilde görülmektedir (226,294). Bu tür bir başarısızlığın adezivlerin dış dokularına bağlanma dayanımını değerlendirmede güvenilir bilgi sağlamadığı düşünülmektedir (206,263,295). Makaslama testleri için kopmaların materyallerden birinde olması ve adeziv bölgede görülmemesi nedeni ile sonuçların gerçekçi olmadığı ya da yanlış yorumlanmasına yol açtığı ve bağlantı ara yüzünde stres dağılımının homojen olarak gelişmediği eleştirileri yapılmaktadır (263,270). Bu problemi gidermek amacıyla stres dağılımının daha homojen ve stres birikiminin daha az olduğu mikrotensil test yöntemi geliştirilmiştir (226,270,294).

Mikrotensil bağlanma dayanımı testinde, makaslama tesine oranla daha çok adeziv başarısızlık oluşmaktadır. Bu yüzden, mikrotensil bağlanma dayanımı testi dış dokusuna bağlanan materyalin doğru bağlanma dayanımı değerlerini tahmin etmede makaslama testinden daha iyi sonuçlar vermektedir. Çünkü klinikte meydana gelen başarısızlıklar esas olarak, makaslama kuvvetlerinden çok tensil kuvvetlerinden kaynaklanmaktadır. Mikrotensil bağlanma dayanımı testi klinikteki durumu yansıtmaya daha yakındır. Schreiner ve ark.'nın yaptığı bir çalışmaya göre, mikrotensil testinin makaslama testine göre adeziv sistemlerin etkinliğini değerlendirmede daha üstün özelliklere sahip olduğunu bildirmişlerdir (294).

Mikrotensil bağlanma dayanımı testi, geleneksel bağlanma dayanımı testleri ile ulaşılamayan bir çok yönlülük sağlar ve geleneksel testlerde olmayan ilave çalışma dizaynlarına olanak sağlar (120,221,296). Mikrotensil test yönteminin klasik yöntemlere göre çok sayıda avantajının bulunması, adezivlerin bağlanma dayanımının ölçümünde bu yöntemin daha çok tercih edilmesine yol açmıştır (220).

Laboratuvar aşamaları geleneksel testlerden daha zahmetli olmasına rağmen, klinik uygulamalar için restoratif materyallerin dış dokularına bağlanma dayanımlarını değerlendirmede ön bilgi sağlayabilme potansiyeli olan bir test yöntemidir (296).

Scherrer ve ark. 1998-2009 yılları arasında yapılmış bağlanma dayanımı testleri ile ilgili yapılmış çalışmaları incelemişlerdir. Buna göre mikrotensil testi kullanılarak yapılan çalışmalar ilk sırayı alırken, makaslama ve bunu takiben de mikromakaslama ile ilgili yayınların sıralanmakta olduğunu belirtmişlerdir (290).

Son yıllarda, mikrotensil bağlanma dayanımı testi dentin-adeziv yüzeyindeki stres dağılımının homojen olması, bir diştten birden daha fazla örnek elde edilebilmesi, dişin spesifik bölgelerindeki bağlanma dayanımının ölçülebilmesi gibi avantajlara sahip olduğu için bağlanma çalışmalarında sıklıkla tercih edilmektedir (221,294).

Seramik inleyleri farklı rezin simanlarla simante ettiğimiz çalışmamızda, pulpa üzerindeki orta dentin bölgesindeki (kalan dentin kalınlığının 2-3 mm olduğu durumlar) bağlanma ölçümleri için, mikrotensil testinin diğer test yöntemlerinden üstün özelliklerine dayanarak mikrotensil bağlanma dayanımı testi tercih edilmiştir.

Bağlanma gücü çalışmalarında standardizasyonun sağlanabilmesi açısından kullanılan dişlerin çürüksüz ve restorasyonsuz olması istenmektedir (297). Mikrotensil bağlanma dayanımı çalışmalarının büyük bir çoğunluğunun çürüksüz ve restorasyonsuz insan dişlerinde gerçekleştirildiği görülmektedir (15,117,164,208,209,226,231,283). Scherrer ve ark. (2010) farklı bağlanma dayanımı testleri ile ilgili yaptıkları derleme çalışmasında, bağlanma dayanımı testleri için en çok molar, premolar ve üst santral dişlerin tercih edildiğini bildirmişlerdir (290). Resin siman ile simante edilen seramik inley restorasyonların bağlanma dayanımlarının incelendiği bazı çalışmalarda premolar dişlerin tercih edildiği bildirilmiştir (33,297). Bu nedenle çalışmamız çürüksüz ve restorasyonsuz insan premolar dişlerinde yapılmıştır.

Mikrotensil test tekniği için, 1999 yılında Shono ve ark. tarafından “non-trimming” (trimleme yapılmadan) yöntemi geliştirilmiştir (299,300). Non-trimming yöntemi ile yaklaşık 1 mm<sup>2</sup> kesit alanına sahip çubuk şekilli örnekler hazırlanmaktadır (300). Daha önce geliştirilen “trimming” (trimleme yapılan) yönteminde ise bağlanma yüzey alanları 1 mm<sup>2</sup> civarında olan halter veya kum saati şeklinde örnekler hazırlanmaktadır (206,301). Trimleme yapılan yöntemde dikkatli bir şekilde kesi yapılmazsa yüklem sırasında fraktür olma olasılığı artar ve düşük bağlanma değerlerine sebebiyet verir (206). Ancak trimleme yapılmayan yöntem;

örnek hazırlama işleminin daha kolay olması, örnek şekillendirme sırasında örneğin zarar görmesi sonucu oluşan test öncesi kırılmaların bu yöntemde görülmemesi, daha fazla sayıda örnek elde edilebilmesi ve örnek standardizasyonunun kolaylaşması gibi bazı avantajlar sağlamaktadır (301). Bu avantajları nedeniyle çalışmamızda, örnekler non-trimming yöntemi ile hazırlandı.

Yapılan birçok mikrotensil bağlanma dayanımı çalışmalarında, örneklerin non-trimming yöntemi ile hazırlandığı belirtilmektedir (1,35,116,162,164,171,172,208,209,243,270,279,291,298,300,305,306).

Çalışmamızda mikrotensil deneyleri, test cihazında 1mm/dk hız uygulanarak gerçekleştirilmiştir. Uygulanan hız ISO tarafından belirlenen değerlere uygundur ve literatürdeki çok sayıda çalışmada aynı hız değerinin kullanıldığı görülmektedir (1,51,116,117,162,164,171,172,208,209,231,243,270,279,291,298,300,302,303,304, 305,306,307).

Adeziv sistemler uygulanarak hazırlanan örnekler test öncesi genellikle su içerisinde bekletilmektedir (120,308). Kitasako ve ark. klinik ortamın yansıtılması amacıyla suni tükürük solüsyonu kullanmış ve sonuçların saf suda bekletme ile benzer olduğunu göstermişlerdir (308).

Biz de bekletme solüsyonuna eklenen herhangi bir ajanın bağlanma dayanımına etki edebileceğini göz önünde bulundurarak çalışmamızın bu kısmında örneklerimizi distile su içerisinde beklettik.

ISO, bağlanma gücü ölçümlerinde örneklerin deney öncesi bekleme süresi için çeşitli yöntemler önermektedir. Kısa süreli deney yönteminde hazırlanan örnekler deneye kadar 24 saat 37 °C'lik su içerisinde, uzun süreli deney yönteminde ise 6 ay 37°C'lik su içerisinde saklanmaktadır. Ancak malzemelerin nemli ortama dayanıp dayanamadıklarının anlaşılabilmesi için 24 saat suda bekletilmeleri yeterlidir (298,309).

Yapılan bazı çalışmalarda termal yaşlandırmanın self adeziv rezin simanlar üzerinde olumsuz etkisini gösteren çalışmalar mevcuttur (310,311,312,313). Bu nedenle çalışmamızda ISO'nun kısa süreli deney olarak tanımladığı yöntem tercih edilmiş ve örnekler termal döngü işlemine tabi tutulmamıştır.

Çalışmamızda örnekler, rezin simanın polimerizasyonunu takiben 48 saat 37 °C' de etüvde distile suda bekletilmiş ve daha sonra mikrotensil deneyleri

gerçekleştirilmiştir. Çünkü amaç, seramik simantasyonunda kullanılan farklı rezin simanların dentine olan bağlanma dayanımlarını karşılaştırmaktır. Benzer şekilde son yıllarda yapılan, rezin simanların dentine mikrotensil bağlanma dayanımı çalışmalarında da termal döngü işlemi yapılmadığı bildirilmektedir. Yapılan birçok mikrotensil bağlanma dayanımı çalışmalarında, test için hazırlanan örneklerin test yapılana kadar 37 °C' de 24 saat distile suda bekletildiği belirtilmiştir (15,35,130,162,279,283,291,298,305).

Yine yapılan farklı mikrotensil çalışmalarında test örnekleri, 37 C ° de 24 saat distile suda bekletilmiştir (178,217,270,314,315,316). Bağış ve ark. da yaptıkları mikrotensil çalışmasında örnekleri 37 C ° de 72 saat distile suda beklettikten sonra kesit alma işlemini gerçekleştirmişlerdir (192). Bazı mikrotensil çalışmalarında da 37±2°C distile suda bir hafta süreli bekletme işlemleri yapılmıştır (117,164,317).

Rezin simanların dentine mikrotensil bağlanma dayanımını değerlendirildiği iki farklı çalışmada simante edilen dişler iki farklı bekletme süresine ( 24 saat ve 6 ay) tabi tutulmuşlardır. 6 ay suda bekletmenin örneklerin bağlanma dayanımını azalttığı bildirilmiştir (300,306). Bu durum su difüzyonunun bağlanma yüzünün periferinden merkeze doğru gerçekleşerek rezin-dentin bağlantısında bozunma meydana geldiği şeklinde yorumlanmıştır (306).

Garcia ve ark. dokuz farklı adeziv sistemlerin dentine uygulanması ve farklı suda bekletme süreleri (1 hafta ve 1 yıl) sonunda mikrotensil testine tabi tuttukları bir çalışmanın sonucunda, tüm gruplarda suda bekletme süresinin bağlanma dayanımı değerlerinde azalmaya neden olduğunu bildirmişlerdir (318).

Adeziv sistemlerin in vitro bağlanma dayanımı deneylerinde suda bekletme süresinin bağlanma değerlerini etkileyebileceği göz önünde bulundurulmalıdır. De Menezes ve ark. farklı seramik sistemlerine (IPS Empress 2, Cergogold, In-Ceram Alumina ve Cercon) farklı yüzey işlemleri sonrası rezin simanla simante ettikleri ve örnekleri iki farklı sürede (24 saat ve 6 ay) suda beklettikleri çalışmada, hiçbir yüzey işlemi yapılmamış ve 6 ay suda bekletilmiş IPS Empress 2 grubunun en düşük bağlanma dayanımı gösterdiğini bildirmişlerdir (320).

Barocco ve ark. farklı adeziv sistemlerin mikrotensil bağlanma dayanımını değerlendirdikleri çalışmada, her bir adeziv grubundaki örneklerin yarısı 24 saat 37



°C' deki distile suda bekletilmiş, diğer yarısı da 5-55 °C arasında 5000 termal döngü işlemine tabi tutulmuştur. Çalışmanın sonucunda, termal döngüye tabi tutulan örneklerin bağlanma dayanımı değerlerinin anlamlı derecede düşük bulunduğu ve hatta termal döngü işlemi uygulanan tüm gruplarda test öncesi başarısızlıkların meydana geldiği bildirilmiştir (319).

Restorasyonun kaviteye oturmasını engelleyebilecek faktörlerden bazıları; simanın viskozitesi, restorasyonun morfolojisi, vibrasyon, restorasyonda kaçış yolu hazırlanması ve uygulanan kuvvettir. Restorasyonun yerleştirilmesi esnasında uygulanan kuvvet, tam olarak oturmayı sağlayacak düzeyde olmalıdır (40).

Goracci ve ark., kompozit onley simantasyonunda RelyX Unicem ve Maxcem self adeziv rezin simanlar ile Panavia F 2.0 rezin simanı kullandıkları bir çalışmada Maxcem grubu dışında restorasyonun yerleştirme basıncının artmasının restorasyonun adaptasyonunu ve mikrotensil bağlanma dayanımını arttırdığını bildirmişlerdir (287).

De Freitas ve ark. 'nın yaptığı bir çalışmaya göre, simantasyon esnasında uygulanan vibrasyon MOD inleylerin kaviteye yerleşimini geliştirmiştir (292).

Ultrasonik yerleştirme tekniğinin inleynin yerleşimini basitleştirdiği bildirilmiştir (18). Simantasyon işlemi sırasında ultrasonik yerleştirme tekniğinin simanın viskozitesini azaltması ve ayrıca pörözitelerin azalması ile daha ince ve homojen bir film kalınlığının elde edilmesi sağlandığı (13,14) ve yapılan bir araştırmaya göre de ultrasonik yerleştirme tekniğinin rezin simanın dentine mikrotensil bağlanma dayanımını arttırdığı öne sürülmüştür (15).

Bağış ve ark. (2009), farklı self etch adezivlere yüksek frekanstaki ultrasonik uygulamanın mikrotensil bağlanma dayanımına etkisini değerlendirdikleri çalışmada, ultrasonik uygulamanın adezivlerin bağlanma etkinliğini arttırabileceğini bildirmişlerdir (332). Bundan dolayı çalışmamızda, ultrasonik yerleştirmenin bağlanma dayanımına olan etkilerini karşılaştırabilmek amacıyla, her bir siman grubunun parmak basıncı ile ve ultrasonik yerleştirme tekniği ile simante edildiği ikişerli alt gruplar oluşturulmuştur.

Rezin simanların mekanik özellikleri ve aşınma direnci ihtiva ettiği doldurucu içeriğine bağlıdır. Artmış doldurucu içeriği, simanın mekanik özelliklerini (aşınma direnci gibi) olumlu yönde değiştirmektedir (22). Yüksek viskozitedeki rezin

simanlar ile simantasyon yapılırken simanın film kalınlığını azaltmak için ultrasonik yerleştirme tekniği kullanımı tercih edilebilir (198). Peutzfelt MOD kompozit inleyleri farklı viskozitedeki rezin simanlarla simante ettiği çalışmasında, parmak basıncı ile simante edilmiş inleylerin ara yüzünde ultrasonik olarak simante edilen inleyle oranla daha fazla açıklık olduğu saptanmıştır (199).

De Munck ve ark.' na göre yüksek viskoziteli bir siman olan RelyX Unicem'in simantasyonu sırasında basınç uygulamak önemlidir (154). Kullanılan siman türü rezin siman ise simantasyon esnasında, ultrasonik yerleştirme tekniği simanın film kalınlığını azaltmada statik bir yük uygulamaya göre daha yararlıdır (144).

Çalışmamızda kullandığımız tüm siman gruplarının parmak basıncı ve ultrasonik yerleştirme ile simante edilen alt gruplarının mikrotensil bağlanma dayanımı değerlerinin ortalamaları (Panavia F 2.0-Parmak ile Panavia F 2.0-Ultrason, RelyX ARC-Parmak ile RelyX ARC-Ultrason, G-Cem-Parmak ile G-Cem-Ultrason, RelyX U200-Parmak ile RelyX U200-Ultrason) arasındaki farklar istatistiksel olarak anlamlı bulunmamıştır ( $p>0,05$ ). Tüm bu ikili karşılaştırmalar sonucunda, ultrasonik yerleştirme tekniği, tüm siman grupları için mikrotensil bağlanma dayanımı değerlerini istatistiksel olarak anlamlı derecede etkilememiştir.

Çalışmamıza paralel olarak, Bağış ve ark. (2008) ultrason uygulamasının self etch adezivlerin bağlanma dayanımına etkisini araştırdıkları çalışmalarında, ultrason uygulamasının adezivlerin bağlanma dayanımını anlamlı derecede arttırmadığını bildirmişlerdir. Bu durumun, ultrason uygulamasının dentin yüzeyinde kollajen yıkımına neden olabileceğinden kaynaklandığını bildirmişler ve ultrason uygulaması ile kullanılacak olan maddelerin içeriğinin iyi bilinmesi gerektiğini ifade etmişlerdir (192).

Çalışmamızda kullandığımız ultrasonik cihazın frekans aralığı 28-32 KHz arasındayken; Bağış ve ark.'nın (2009) ultrason uygulamasının adeziv sistemlerin bağlanma dayanımı değerlerini arttırabileceğini belirttikleri çalışmalarında, kullandıkları ultrasonik cihazın frekans değerinin 1 MHz olduğunu bildirmişlerdir (332). Bağış ve ark. (2008) ultrason uygulamasının adeziv sistemlerin bağlanma dayanımı değerlerini değiştirmedeğini belirttikleri diğer çalışmalarında ise (192),

kullandıkları cihazın frekans aralığı bizim çalışmamızda kullandığımız cihazın frekans aralığı (28-32 KHz) ile aynıdır. Çalışmamızda kullandığımız ultrason cihazının frekans aralığının, bağlanma dayanımını arttıracak kadar yüksek olmadığı sonucuna varılabilir.

Çalışmamızda, parmak basıncı ile simante edilen tüm siman grupları arasındaki karşılaştırmalar Student-Newman-Keuls çoklu karşılaştırma testi kullanılarak yapılmıştır. Panavia F 2.0 ve RelyX ARC rezin simanlarının bağlanma dayanımı değerleri G-Cem ve RelyX U200 self adeziv rezin simanlardan anlamlı derecede yüksek bulunmuştur ( $p<0,05$ ). Panavia F 2.0' ın bağlanma dayanımı değerleri RelyX ARC' nin bağlanma dayanımı değerlerinden istatistiksel olarak yüksek bulunmuştur. G-Cem ile RelyX U200' ün bağlanma dayanımı değerleri arasında ise istatistiksel olarak anlamlı bir fark bulunmamıştır.

Ultrasonik yerleştirme tekniği ile simante edilen tüm siman grupları arasındaki karşılaştırmalar Student-Newman-Keuls çoklu karşılaştırma testi kullanılarak yapıldığında ise, Panavia F 2.0 ve RelyX ARC' nin bağlanma dayanımı değerleri G-Cem ve RelyX U200 self adeziv rezin simanlardan anlamlı derecede yüksek bulunmuştur ( $p<0,05$ ). Panavia F 2.0 ile RelyX ARC rezin simanlarının bağlanma dayanımı değerleri arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark bulunmamıştır. G-Cem ile RelyX U200' ün bağlanma dayanımı değerleri arasında da istatistiksel olarak anlamlı bir fark bulunmamıştır.

Garcia ve ark. yaptıkları in vitro bir çalışmada RelyX ARC ile üç farklı self adeziv rezin simanın dentine mikrotensil bağlanma dayanımı değerlerini karşılaştırmışlardır. RelyX ARC rezin simanın bağlanma dayanımı değerleri her üç self adeziv rezin simandan anlamlı derecede yüksek bulunmuştur (117).

Yapılan in vitro çalışmalarda, self adeziv rezin siman olan RelyX Unicem'in dentinde mikrotensil kuvvetlere direncinin Panavia F 2.0, Multilink ve Variolink II ye göre daha düşük değerler gösterdikleri bildirilmiştir (277,285,286).

Self adeziv rezin simanların kron dentinine uygulanması ile hibrid tabaka veya rezin uzantıları oluşmamaktadır. Self-adeziv simanların oluşturduğu siman-dentin ara yüzünde yapılan morfolojik incelemelerin sonuçlarında dentin yüzeyinde bir ön hazırlık yapılarak uygulanan rezin simanların oluşturdukları ara yüze göre değişiklik gözlenmektedir (154,277,278).

Garcia ve ark. yaptıkları in vitro bir çalışmada RelyX ARC ile üç farklı self adeziv rezin simanın dentine mikrotensil bağlanma dayanımı değerlerini karşılaştırmışlardır. RelyX ARC rezin simanın bağlanma dayanımı değerleri her üç self adeziv rezin simandan anlamlı derecede yüksek bulunmuştur (117).

Self adeziv rezin simanların dentine diffüze olmalarının ve dentini etkili bir şekilde demineralize etmelerinin kısıtlı olması bazı nedenlere bağlı olabilir. Bunlar; bu tür simanların yüksek viskoziteye sahip olması (154), geleneksel simanlarda olduğu gibi gerçekleşen hızlı asit baz reaksiyonu ve reaksiyon sonucunda ortamda bulunan alkali doldurucular ve oluşan suyun pH seviyesini arttırmaları olabilir (278,288).

Bizim çalışmamıza paralel olarak, Abo ve ark.'nın üç farklı self adeziv rezin simanla Panavia F 2.0' ın mikrotensil bağlanma dayanımlarını karşılaştırdıkları bir çalışmaya göre her üç self adeziv rezin simanın bağlanma dayanımı değerleri Panavia F 2.0'a göre istatistiksel olarak anlamlı derecede düşük bulunmuştur (279).

Tonial ve ark. yaptıkları bir çalışmanın sonunda, RelyX ARC rezin simanın mikrotensil bağlanma dayanımı değerlerinin RelyX Unicem ve Maxcem Elite self adeziv rezin simanlardan anlamlı derecede yüksek olduğunu bildirmişlerdir (283).

De Angelis ve ark. RelyX Unicem' in aralarında bulunduğu üç self adeziv, bir iki aşamalı total etch adeziv ile uygulanan (EnaCem) ve bir de iki aşamalı self etch adeziv sistemle uygulanan (Panavia F 2.0) rezin simanların dentine mikrotensil bağlanma dayanımını inceledikleri çalışmada, self adeziv rezin simanların istatistiksel olarak rezin simanlardan daha düşük bağlanma dayanımı değerlerine sahip olduklarını bildirmişlerdir (152).

Viotti ve ark. yaptığı çalışmada, RelyX Unicem, Maxcem ve G-Cem self adeziv rezin simanlarla çeşitli geleneksel rezin simanların dentine bağlanma kuvvetlerini mikrotensil testi uygulayarak incelemişlerdir. Yapılan çalışmanın sonuçları istatistiksel olarak incelendiğinde self adeziv rezin simanların bağlanma dayanımları arasında anlamlı fark bulunmazken, bu simanların bazı geleneksel rezin simanlara göre anlamlı derecede düşük bağlanma dayanımı sergilediklerini göstermişlerdir (162).

Monticelli ve ark. ile Barcellos ve ark. , dentin yüzeyi ile kimyasal etkileşime giren komponente sahip self adeziv rezin simanların dentin dokusuna diffüze olan bir bölge formasyonu ve penetrasyonu (hibrid tabaka) oluşturmadığını bildirmişlerdir (282,291).

Self adeziv rezin simanlar, geleneksel rezin simanlara göre diş yüzeylerine yüzeyel olarak bağlandıklarından dolayı düşük bağlanma dayanımına sahip oldukları tahmin edilmektedir (154).

G-Cem self adeziv rezin simanın zayıf bağlanma potansiyeli ve fonksiyonel monomerin yüksek moleküler ağırlığı, kimyasal reaksiyon sırasındaki başarısızlığa neden olmuş olabilir (64,281).

RelyX U200 self adeziv rezin siman, RelyX Unicem gibi dentini demineralize etme ve çözme kapasitesine sahip olmadığından, dentin yüzeyinde dekalsifikasyon ve infiltrasyon gerçekleştiremez ve dolayısı ile hibrid tabakası ve rezin uzantıları oluşmaz (154,277).

Toman ve ark. yaptıkları çalışmaya göre, tam seramiklerin dentin yüzeyine bağlanmasında total etch adeziv sistemlerin, self adeziv sistemlere göre daha yüksek bağlanma dayanımı değerleri gösterdiğini bildirmişlerdir (321).

Isı ve basınçla şekillendirilen seramik inleylerin RelyX Unicem self adeziv rezin simanla simante edildiği iki yıllık klinik bir çalışmaya göre, marjinal bütünlüğü diğer geleneksel çok basamaklı rezin simanlara oranla düşük olmasına rağmen RelyX Unicem'in iki yılın sonunda kabul edilebilir bir klinik performans sergilediği bildirilmiştir (275).

Yapılan in vitro çalışmalara göre, self adeziv rezin simanların adeziv sistemlerle birlikte kullanılan rezin simanlara göre daha düşük bağlanma etkinliğine sahip olduğu bildirilmiş (12,288,327,329) ve ekstra tutuculuk istenmediği, şartların tutuculuk için ideal olduğu durumlarda kullanılmaları gerektiği vurgulanmıştır (12,288).

Bizim çalışmamızda da, herhangi bir adeziv sistemle beraber kullanılan rezin simanlar, self adeziv rezin simanlara göre daha yüksek bağlanma dayanımı değerleri göstermiştir. Bu sonuçlara göre, bağlayıcı ajan kullanmaksızın dentinde yüksek bağlanma dayanımı değerlerini elde etmenin zor olduğunu söylemek mümkündür.

Çalışmamızda, mikrotensil bağlanma testinden sonra kırılma tipleri toplu olarak değerlendirildiğinde; en fazla adeziv (% 92,18), daha sonra karma (% 7,03) ve koheziv (% 0,78 ) kırılma tiplerinin oluştuğu görülmüştür. Dentin ve siman bağlantısında adeziv kopmalar en çok self adeziv siman gruplarında meydana gelmiştir. Dolayısıyla bu çalışmanın adeziv sistemlerin bağlanma dayanımlarını gerçekçi bir şekilde yansıtabildiği düşünülebilir.

Hubbezoğlu ve ark. , 5 farklı adeziv sistemle yaptıkları çalışmada % 81 adeziv, % 19 karma kırılma tespit etmişler, koheziv kırılmaya rastlamamışlardır (217). Yeşilyurt ve ark. , kullandıkları 9 farklı adeziv sistem için toplamda % 83.1 adeziv, % 14.9 koheziv ve % 1.9 karma başarısızlık tespit etmişlerdir (235). Çalışmamızdaki sonuçların bu çalışmalarla uyumlu olduğu görülmektedir.

Dentin ile siman arasındaki adeziv kopmaların nedeni olarak simanların başlangıçtaki düşük pH'larına rağmen dentinde yeterli demineralizasyon yapamaması ve hibrid tabakası oluşturamaması gösterilmiştir (282). Bu nedenle de retantif olmayan restorasyonların simantasyonunda kullanılmaması önerilmiştir (162). Self adeziv rezin simanların, minenin az dentinin fazla olduğu durumlarda yapılacak restorasyonun simantasyonunda başarılı olacağı öne sürülmüştür (284).

Yapılan bazı çalışmalarda düşük bağlanma dayanımına sahip sistemlerde adeziv kırılma oranının daha yüksek olduğu ve bağlanma dayanımının düşük olduğu sistemlerden yüksek olduğu sistemlere doğru gidildikçe, karma ve koheziv kırılmaların oranında artış olduğu görülerek bağlanma dayanımı ile kırılma tipi arasında ilişki olabileceği belirtilmiştir (323,324,325).

Hibrid tabakası ve rezin uzantılarının farklı morfolojide ve kalınlıkta bulunmasının; uygulanan materyale, dentin bölgesine ve dentinde oluşturulan demineralizasyon derinliğine bağlı olduğu bildirilmiştir (322). Yapılan çalışmalarda, self adeziv rezin simanların diş yüzeyi ile yüzeyel olarak etkileştiği ve dolayısıyla belirgin bir hibrid tabaka ve rezin uzantılarının oluşmadığı bildirilmiştir (277,282,327,328).

De Munck ve ark. yaptıkları bir in vitro çalışmada, RelyX Unicem'in göreceli olarak yüksek viskoziteye sahip olmasının ve siman tabakasındaki hava boşluklarının varlığının simanın diş dokusuna yetersiz adaptasyona yol açtığını bildirmişlerdir

(328). Bir başka çalışmada, siman tabakasında bulunan pörözitelerin G-Cem'in mekanik özelliklerini etkileyebileceği bildirilmiştir (327).

Cantoro ve ark yaptıkları bir çalışmaya göre, RelyX Unicem'in ultrasonik yerleştirme tekniği ile uygulanmasının fonksiyonel monomerlerin iyonizasyonu için gerekli olan olan suyun elde edilmesi için başlangıç asit-baz reaksiyonunu hızlandırdığını ve ayrıca asidik monomerler ile bazik inorganik doldurucular arasındaki asit-baz reaksiyonunu hızlandırabileceğini ileri sürmektedirler. Rezin simanlar belirli oranlarda doldurucu içeriğine sahip olduklarından, ultrason uygulaması simanın akıcılığına etki ederek statik yerleştirme basıncına göre inleyn kaviteye daha iyi yerleşimini sağlayabilir. Cantoro ve ark. 'na göre simantasyon tekniğine bakılmaksızın self adeziv rezin simanların SEM görüntülerinde belirgin bir hibrid tabaka gözlenmediği, smear tabakası ile yüzeyel olarak etkileşime girmiş ancak dentin tübüllerine penetrasyonun gerçekleşmediği adeziv tabakanın izlendiğini bildirmişlerdir (15).

Cantoro ve ark. ultrasonik yerleştirme tekniği ile simante edilen grupların SEM değerlendirmesinde simanın film kalınlığında ve pörözitelerde azalma olduğunu bildirmişlerdir. Statik yerleştirme basıncı uygulanan grupların SEM görüntülerinde ise simanın içine dağılmış hava kabarcıkları görüldüğünü ve simanın bünyesindeki bu boşluk alanların restorasyonun klinik ömrünü etkileyebileceğini bildirmişlerdir (15).

Farklı adeziv sistemlerle kullanılan iki farklı rezin siman ile iki farklı self adeziv rezin simanın dentin ara yüzünde oluşan morfolojilerini inceleyerek bağlanma dayanımı ile ilgilerini araştırmayı hedeflediğimiz SEM değerlendirmemizde, RelyX U200 ve Panavia F 2.0 gruplarında, siman tabakasında hava kabarcıkları ve pörözitelere rastlanılmıştır. Bu durumun simanların ultrasonik vibrasyon uygulansa bile yüksek olan vizkozitelerine ve kullandığımız cihazın düşük frekans değerlerine bağlı olduğunu düşünmekteyiz. Çalışmamızda kullandığımız simanların içerdikleri inorganik doldurucu oranları; Panavia F 2.0 için % 78, RelyX ARC için %67,5, RelyX U200 için %70 ve G-Cem için % 67 olarak bildirilmiştir (333,334,335,336). En yüksek doldurucu içeriğine sahip olan Panavia F 2.0 ve RelyX U200 gruplarında daha fazla hava kabarcıklarına rastlanılmıştır. Ultrason uygulanan ve uygulanmayan grupların SEM görüntüleri arasında belirgin farklılıklara rastlanmamıştır.

De Munck ve ark.'nın RelyX Unicem ve Panavia F simanları kullanılarak mine ve dentinde mikrotensile testi ve takiben SEM görüntülerini değerlendirdikleri bir çalışmaya göre, self adeziv rezin simanın pH değeri çok düşük olmasına rağmen, dentin yüzeyinde neredeyse hiç demineralizasyona rastlanmamıştır (154). Bu bulgu, bizim SEM analizinde elde etmiş olduğumuz bulgularla aynıdır. De Munck ve ark.'nın yaptıkları çalışmada SEM ile alınan görüntülerin yüzeyinde Unicem ile simantasyondan sonra dentinde tübüllerin rezin saçaklar ile tıkanmadığını ve birçok pöröziteye ve hava kabarcığına rastladıklarını belirtmişlerdir (154). Biz de RelyX U200 grubunda herhangi bir rezin saçak görüntüsüne rastlamadık ayrıca, hava kabarcıkları ve pöröz alanlar bizim görüntülerimizde de net olarak izlenmektedir. RelyX U200 self adeziv rezin simanın pöröz alanlar içermesinin simanın yüksek viskozitesine bağlı olduğunu düşünmekteyiz. SEM görüntüleri çalışmamızın sonuçlarını destekler niteliktedir.

Özcan ve ark. yaptıkları çalışmada, parmak basıncı ya da ultrasonik yerleştirme tekniğinin indirekt restorasyonun kırılma direncini etkilemediğini bildirmişlerdir (201).

Lee ve ark. vibrasyon kuvvetleri ile rezinin dentine penetrasyonunu inceledikleri çalışmada, ultrasonik vibrasyon uygulanan grupların makaslama bağlanma dayanımı değerlerini ultrasonik vibrasyon uygulanmayan gruplarınkinden anlamlı derecede yüksek bulduklarını bildirmişlerdir. Aynı çalışmanın SEM değerlendirmesine göre vibrasyon uygulanan grupların SEM görüntülerinde daha fazla sayıda rezin uzantıları ve lateral dallanmaların oluştuğunu da ifade etmişlerdir (331).

Schmidlin ve ark. seramik inleyleri üç farklı viskozitedeki rezin siman ile simante ettikleri çalışma sonucunda, ultrason uygulamasının yüksek viskozitedeki rezin simanın film kalınlığını anlamlı derecede azalttığını ve düşük viskoziteli rezin simanlarla yakın boyutlarda film kalınlığı elde edildiğini bildirmişlerdir. Ayrıca ultrasonik ya da parmak basıncı ile yerleştirme tekniklerinin simanın doldurucu partikül dağılımını değiştirmede ifade etmişlerdir (200).

Viotti ve ark. yaptıkları mikrotensil testi çalışması sonucunda, self adeziv rezin simanların laminate veneer türü retansiyonu az olan restorasyonların simantasyonunda kullanılmasından kaçınılması gerektiğini bildirmişlerdir (162).



Choi ve ark. yaptıkları çalışmada, tek aşamalı self etch adezivlerin mikrotensil bağlanma dayanımlarını inceledikleri çalışmada, adezivleri tek tabaka, iki tabaka, fırça ile ovarak ve ultrasonik cihazla uygulamışlardır; ovma ile uygulanan ve ultrasonik cihazla uygulanan grupların bağlanma dayanımı değerlerinin diğer uygulama yöntemlerine göre anlamlı derecede yüksek olduğunu bildirmişlerdir (337).

Diş hekimliğinde kullanılan ultrason uygulamalarının termal, vibrasyonel ve kavitasyonel etkileri olabilmektedir. Bu yüzden ultrason vibrasyon ile uygulanan materyalin kimyasal içeriği de bilinmelidir (192).

Ultrasonik uygulama adeziv sistemlerin bağlanma dayanımlarını arttırmaktan ziyade simanın diş dokusu ile restorasyon yüzeyleri arasında iyice yayılmasını sağlayarak restorasyonun kaviteye yerleşimini kolaylaştırmak amacıyla kullanılabilir, ancak literatürde bu konu ile ilgi sınırlı sayıda çalışma mevcuttur.

Bağlantının dayanıklılığı, restorasyonun uzun dönem başarısı açısından büyük önem taşımaktadır. Bu nedenle elde ettiğimiz in vitro test sonuçlarının, daha fazla sayıda in vitro çalışma ve ayrıca klinik araştırmalar ile desteklenmesi gerekmektedir.

## 6. SONUÇLAR VE ÖNERİLER

Seramik inleylerin farklı rezin siman ve simantasyon tekniği ile simante edildiği bu çalışma boyunca elde edilen veriler neticesinde, aşağıdaki sonuçlara ulaşılmıştır.

1. Seramik inley restorasyonların simantasyonunda, bağlanma dayanımını arttırmadığı için, ultrasonik cihaz kullanımına gerek olmadığını söyleyebiliriz.
2. Adeziv sistemlerle beraber kullanılan rezin simanlar, self adeziv rezin simanlara göre istatistiksel olarak anlamlı derecede yüksek bağlanma dayanımı gösterdiği için seramik inley restorasyonların simantasyonunda öncelikli olarak tercih edilmelidir.
3. Seramik inley restorasyonların parmak basıncı ile simantasyonunda, bağlanma dayanımı değerlerinin en yüksek olduğu MDP içerikli rezin simanların kullanımı önerilebilir.
4. Yüksek çiğneme kuvvetlerine maruz kalan ve retansiyonun yetersiz olduğu restorasyonların simantasyonunda, self adeziv rezin simanların kullanımından kaçınılması gerekmektedir.

## 7. KAYNAKLAR

1. Öztürk AN, İnan Ö, İnan E, Öztürk B. Microtensile Bond Strength of Cad-Cam and Pressed-Ceramic Inlays to Dentin. *Eur J of Dent.* 2007;2:91-96.
2. Akören AC, Üçtaşlı S. Farklı Porselen İncey Sistemleri ve Farklı Yapıştırma Simanlarının Mikrosızıntı Üzerine Etkileri. *T Klin Diş Hek Bil Derg.* 1998;4:100-105.
3. Özyeşil AG, Kesim B. Estetik İnceylerin Marjinal Adaptasyonunun İncelenmesi. *Cumhuriyet Üniv Diş Hek Fak Derg.* 2001;4(2):110-114.
4. Thordrup M, Isidor F, Hörsted-Bindslev P. Comparison of marginal fit and microleakage of ceramic and composite inlays: an in vitro study. *J of Dent.* 1994;22(3):147-153.
5. Küçükeşmen HC. Porselen İncey-Onleyler. *T Klin J Dental Sci-Special Topics* 2011;2(1):22-28.
6. Rosenstiel SF, Land MF, Fujimoto J. *Contemporary Fixed Prosthodontics.* Third Edition. St. Louis, Missouri: Mosby, Inc. Elsevier, 2001. p.253.
7. Ceylan Ö, Aykent F. Farklı kor seramiklerin ışık geçirgenliğinin incelenmesi. *Süleyman Demirel Üniv Diş Hek Fak Derg.* 2009;18:247-254.
8. Uludamar A, Akalın B, Kulak Özkan Y. Zirkonyum esaslı tam seramik restorasyonlarda simantasyon öncesi yüzey hazırlıkları. *Cumhuriyet Dent J* 2011;14(2):140-153.
9. Mert S, Çapa N, Kazazoğlu E. Self Adeziv Simanlar. *Yeditepe Klinik* 2011;2:44-48.
10. De Souza Costa CA, Hebling J, Randall R. Human pulp response to resin cements used to bond inlay restorations. *Dent Mater.* 2006;22:954-962.
11. Sensat ML, Brackett WW, Meinberg TA, Beatty MW. Clinical evaluation of two adhesive composite cements for the suppression of dentinal cold sensitivity. *J Prosthet Dent.* 2002;88:50-53.
12. Gerth HU, Dammaschke T, Zuchner H, Schafer E. Chemical analysis and bonding reaction of RelyX Unicem and Bifix composites-a comparative study. *Dent Mater.* 2006;22:934-941.
13. Judge RB, Wilson PR. The effects of oscillating forces upon the flow of dental cements. *J Oral Rehabil.* 1999;26:892-899.
14. Towler MR, Crowley CM, Hill RG. Investigation into the ultrasonic setting of glass ionomer cement: Part I Postulated modalities. *J Mater Sci Lett.* 2003;22:539-541.
15. Cantoro A, Goracci C, Coniglio I, Magni E, Polimeni A, Ferrari M. Influence of ultrasound application on inlays luting with self-adhesive resin cements. *Clin Oral Invest.* 2011;15:617-623.
16. Özyöney G. Aşırı madde kayıplı dişlerde IPS Empress II onley restorasyonların klinik ve in vitro şartlarda incelenmesi. *Marmara Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü Diş Hastalıkları ve Tedavisi AD, Doktora Tezi, İstanbul, 2008.*
17. Sadowsky SJ. An overview of treatment considerations for esthetic restorations: A review of the literature. *J Prosthet Dent.* 2006;96:433-442.
18. Roulet JF. Benefits and disadvantages of tooth-coloured alternatives to amalgam. *J Dent.* 1997; 25(6): 459-473.
19. Ergücü Z, Türkün LŞ, Türkün M, Özata F. Amalgam ve rezin kompozit kombine restorasyonların bağlanma direncinin incelenmesi. *Gazi Üniv Diş Hek Fak Derg.* 2012;29(3):147-155.

20. Özakar İlday N, Urvasızoğlu N, Seven N. İndirekt kompozit inley restorasyonlar ile direkt kompozit restorasyonların mikrosızıntı yönünden karşılaştırılması. Atatürk Üniv Diş Hek Fak Derg. 2009;19(2):76-84.
21. Uzun İ. Seramik ve kompozit rezin inley restorasyonların kenar sızıntısı ve bu restorasyonlarda kullanılan materyallerin renk değişimi yönünden in vitro olarak incelenmesi. Hacettepe Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü, Doktora Tezi, Ankara, 2006.
22. Zaimoğlu A, Can G. Sabit Protezler. Ankara Üniversitesi Basımevi 2. Baskı Yayın no:31 Ankara 2011, s.139-282.
23. Ersoy M, Özel E. Restoratif Diş Hekimliğinde Kompozit İnley-Onley Tekniklerinin Değerlendirilmesi. Atatürk Üniv Diş Hek Fak Derg. 2004;14(2):59-66.
24. Brochu JF, El-Mowafy O. Longevity and clinical performance of IPS-Empress ceramic restorations-A literature review. J of the Canadian Dental Association.2002;68(4):233-237.
25. Jackson RD. Aesthetic inlays and onlays: the coming of age. British Dental J. 2008;204(7):407-408.
26. Keshvad A, Hooshmand T, Asefzadeh F et al. Marginal Gap, Internal Fit, and Fracture Load of Leucite-Reinforced Ceramic Inlays Fabricated by CEREC inLab and Hot-Pressed Techniques. J of Prosth. 2011;20:535-540.
27. Önal B. Restoratif Diş Hekimliğinde Maddeler ve Uygulamaları. 1. Baskı. İzmir: Ege Üniversitesi Dişhekimliği Fakültesi Yayınları; İzmir 2004, s.153-216.
28. Özyeşil AG, Üşümez A, Kalkan M. The effect of different light curing units on microleakage of ceramic inlay restorations. Süleyman Demirel Diş Hek Fak Derg. 2009;18:174-178.
29. Jackson RD. Indirect resin inlay and onlay restorations: A comprehensive clinical overview. Prac Periodont Aesthet Dent.1999;11(8):891-900.
30. Arıkan S, Alpaslan G, Turgut MD. Farklı tekniklerle yapılan sınıf II restorasyonların mikrosızıntı ve kenar uyumu açısından değerlendirilmesi. Hacettepe Diş Hek Fak Derg. 2005;29(3):33-41.
31. Goracci G, Bassi MA. Aesthetic inlays in the dental practice. Dental News, 1999;6(2):11-15.
32. [Http://www.estetik-dis.com](http://www.estetik-dis.com). Porselen inley ve onleyler. 15.05.2013.
33. İlhan İAG. Direkt kompozit inley, indirekt kompozit inley ve indirekt porselen inley ile restore edilen dişlerin, kırılma dayanımları açısından karşılaştırmalı olarak incelenmesi. Dicle Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü Protetik Diş Tedavisi AD, Doktora Tezi, Diyarbakır, 2005.
34. Baran İ, Bulucu B. İndirekt kompozit inley ve seramik inley sistemi ile restore edilen kaviteelerde rezin siman ile diş dokusu arasındaki sızdırmazlığın incelenmesi. T Klin 1997;3:167-172.
35. Öztürk AN. Farklı seramik inleylerin direkt, indirekt ve klasik tekniklerle dentine bağlanma dayanımlarının karşılaştırılması. Selçuk Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü Protetik Diş Tedavisi AD, Doktora Tezi, Konya, 2001.
36. Yavuzylmaz H, Turhan B, Bavbek B, Kurt E. Tam Porselen Sistemleri I. Gazi Üniv Diş Hek Fak Derg. 2005;22(1):41-48.
37. Krejci I, Lutz F, Reimer M. Marginal adaptation and fit of adhesive ceramic inlays. J Dent. 1993;21:39-46.

38. Ünlü İ, Bala O. İnley restorasyonlarının mikrosızıntısı üzerine kavite preparasyon tekniklerinin ve farklı materyallerin kullanımının etkisi. *Gazi Üniv Diş Hek Fak Derg.* 2007;24(1):37-43.
39. Altıncı P, Can G. Tam seramik restorasyonlarda klinik başarı. *Klinik Bilimler Dergisi* 2010;4(1):477-481.
40. Shillingburg HT, Hobo S, Whitsett LD, Jacobi R, Brackett SE. Sabit Protezin Temelleri. Türkçe çeviri editörleri Ünsal MK, Üşümez A. Quintessence Yayıncılık Ltd. Şti. 3. Baskı. 2010, s.431-453.
41. Bayındır F, Uzun İH. Tam seramik kron sistemleri. *Atatürk Üniv Diş Hek Fak Derg.* 2007;2:33-42.
42. Coşkun A, Yaluğ S. Metal desteksiz porselen sistemleri. *Cumhuriyet Üniv Diş Hek Fak Derg.* 2002;5(2):97-102.
43. Leinfelder KF. Porcelain esthetics for the 21st century. *JADA*, 2000;131:47S-51S.
44. Haselton DR, Diaz-Arnold AM, Hillis SL. Clinical assessment of of high strength all-ceramic crowns. *J of Prosthet Dent.* 2000;83:396-401.
45. Şener ID, Türker ŞB. Kimyasal yapılarına göre tam seramik restorasyonlar. *Atatürk Üniv Diş Hek Fak Derg.* 2009;19(1):61-67.
46. Fabianelli A, Pollington S, Papacchini F et al. The effect of different surface treatments on bond strength between leucite reinforced feldspathic ceramic and composite resin. *J of Dent.* 2010;38:39-43.
47. Ferrari M, Dagostin A, Fabianelli A. Marginal integrity of ceramic inlays luted with a self-curing resin system. *Dent Mater.* 2003;19:270-276.
48. Soares CJ, Soares PV, Pereira JC, Fonseca RB. Surface treatment protocols in the cementation process of ceramic and laboratory-processed composite restorations: a literature review. *J Esthet Restor Dent.* 2005;17:224-235.
49. Gökçe HS, Beydemir B. Yüksek dirençli seramik sistemlerin dayanıklılığı. *Gülhane Tıp Derg.* 2002;44(4):457-463.
50. Ural Ç. Diş Hekimliği Pratiğinde Tamamı Seramik ve Cad-Cam Uygulamaları. *Dirim Tıp Gazetesi*, 2011;86(1):27-38.
51. Çekiç Nağaç I. Farklı ışık kaynakları ve bağlayıcı sistemleri ile lösitle güçlendirilmiş cam seramiklerin dentine bağlanma dayanımının değerlendirilmesi. *Gazi Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü Protetik Diş Tedavisi AD, Doktora Tezi, Ankara, 2008.*
52. Silva RHBT, Ribeiro APD, Catirze ABCE, Pinelli LAP, Fais LMG. Clinical performance of indirect esthetic inlays and onlays for posterior teeth after 40 months. *Braz J Oral Sci.* 2009;8(3):154-158.
53. Toksavul S, Toman M. A short-term clinical evaluation of IPS Empress 2 crowns. *Int J Prosth.* 2007;20:168-172.
54. Kelly JR. Dental ceramics: what is this stuff anyway? *JADA* 2008;139(suppl 4):4S-7S.
55. Yavuzylmaz H, Turhan B, Bavbek B, Kurt E. Tam Porselen Sistemleri II. *Gazi Üniv Diş Hek Fak Derg.* 2005;22(1):49-60.
56. Boushell LW, Ritter AV. Ceramic inlays: A case presentation and lessons learned from the literature. *J Esthet Restor Dent.* 2009;21:77-88.
57. Giordano R. Materials for chairside CAD/CAM-produced restorations. *J of ADA.* 2006;137(9 supplement):14S-21S.

58. Tinschert J, Zvez D, Marx R, Anusavice KJ. Structural reliability of alumina-, feldspar-, leucite-, mica- and zirconia-based ceramics. *J of Dent.* 2000;28:529-535.
59. Nagai T, Kawamoto Y. Effect of hydrofluoric acid etching on bond strength of composite luting agent to lithium disilicate ceramic material. *Int Chin J Dent.* 2004;4:100-106.
60. Conrad HJ, Seong WJ, Pesun IJ. Current ceramic materials and systems with clinical recommendations: A systematic review. *J Prosthet Dent* 2007;98:389-404.
61. Raigrodski AJ. Contemporary materials and technologies for all-ceramic fixed partial dentures: a review of the literature. *J Prosthet Dent.* 2004;92(6):557-62.
62. Spohr AM, Sobrinho LC, Consani S, Sinhoreti MAC, Knowles JC. Influence of surface conditions and silane agent on the bond of resin to IPS Empress 2 ceramic. *Int J Prosthodont.* 2003;16:277-282.
63. Quinn J, Sundar V, Lloyd I. Influence of microstructure and chemistry on the fracture toughness of dental ceramics. *Dent Mater.* 2003;19(7):603-11.
64. Cal E, Celik EU, Turkun M. Microleakage of IPS Empress 2 inlay restorations luted with self-adhesive resin cements. *Oper Dent.* 2012;37(4):417-424.
65. McCabe JF, Walls AWG. *Applied Dental Materials.* Ninth Edition. Blackwell Publishing Ltd United Kingdom 2008, p.267-272.
66. Holand W, Schweiger M, Frank M, Rheinberger V. A Comparison of the Microstructure and Properties of the IPS EmpressT2 and the IPS EmpressT Glass-Ceramics. *J Biomed Mater Res (Appl Biomater)* 2000;53:297-303.
67. Tagtekin DA, Özyöney G, Yanikoglu F. Two-year Clinical Evaluation of IPS Empress II Ceramic Onlays/Inlays. *Oper Dent.* 2009;34(4):369-378.
68. Scientific Documentation IPS e.max® Press, Ivoclar-Vivadent, Schaan, Liechtenstein, 2005.
69. IPS e-max Press Clinical guide, Ivoclar-Vivadent, Schaan, Liechtenstein, 2004
70. IPS e-max Press, Instructions for use, Ivoclar-Vivadent, Schaan, Liechtenstein, 2009.
71. [Http://www.dentalcompare.com](http://www.dentalcompare.com). Finesse All-Ceramic Low Fusing-Porcelain. 16.05.2013.
72. [Http://www.dentsply.cl](http://www.dentsply.cl). Cergo Kiss Pressable Full Ceramic. 16.05.2013.
73. Borges GA, Spohr AM, De Goes MF, SabrinhaBLC, Chan DCN. Effect of etching and airborne particle abrasion on the microstructure of different dental ceramics, *J Prosthet Dent.* 2003;89:479-488.
74. [Http://www.leachdillon.com](http://www.leachdillon.com). Cerpress SL and Cerpress II Pressable Ceramic. 16.05.2013.
75. [Http://www.noritake-dental.co.jp](http://www.noritake-dental.co.jp). CZR (Cerabien zirkonyum) Press. 16.05.2013.
76. [Http://www.dentalarticles.com](http://www.dentalarticles.com). Optimal Pressed Ceramic. 16.05.2013.
77. [Http://www.ceramay.de](http://www.ceramay.de). Authentic Pressable Ceramics. 16.05.2013.
78. [Http://www.aurident.com](http://www.aurident.com). Press-i-Dent Pressable Ceramics. 16.05.2013.
79. [Http://www.snfpresceram.com](http://www.snfpresceram.com). SNF Press Ceram. 16.05.2013.
80. Fasbinder DJ. Clinical performance of chairside CAD/CAM restorations. *Journal of ADA* 2006;137(9 supplement):22S-31S.
81. Mörmann WH, Bindl A. All-ceramic, chair-side computer aided design/computer-aided machining restorations. *Dent Clin Am.* 2002;46:405-426.

82. Ersu B, Yüzügüllü B, Canay Ş. Sabit restorasyonlarda CAD/CAM uygulamaları. Hacettepe Diş Hek Fak Derg. 2008;32(2):58-72.
83. Yöndem İ, Aykent F. Bilgisayar desteği ile hazırlanan dental seramikler (CAD/CAM). Hacettepe Diş Hek Fak Derg. 2008;32(3):79-86.
84. Liu PR. A panorama of dental CAD/CAM restorative systems. Compendium 2005;26(7):507-512.
85. Kelly JR, Denry I. Stabilized zirconia as a structural ceramic: An overview. Dent Mater. 2008;24:289-298.
86. Bergman MA. The clinical performance of ceramic inlays: A review. Australian Dental J. 1999;44(3):157-168.
87. Jackson RD, Ferguson RW. An esthetic, bonded inlay/onlay technique for posterior teeth. Oper Dent. 1990;21(1):7-12.
88. Arıkan S. Posterior kompozit restorasyonlar. Cumhuriyet Üniv Diş Hek Fak Derg. 2005;8(1):63-70.
89. Stoll R, Cappel I, Jablonski-Momeni A, Pieper K, Stachniss V. Survival of inlays and partial crowns made of IPS Empress after a 10-year observation period and in relation to various treatment parameters. Oper Dent. 2007;32(6):556-563.
90. Bott B, Hannig M. Effect of different luting materials on the marginal adaptation of class I ceramic inlay restorations in vitro. Dent Mater. 2003;19:264-269.
91. Ciğer Özdemir R, Tulunoğlu Ö, Tulunoğlu İ. Nanokompozit rezin ve feldspatik seramik direkt ve indirekt restorasyonların mikrosızıntı özelliklerinin in vitro değerlendirilmesi. Hacettepe Diş Hek Fak Derg. 2007;31(3):15-23.
92. Uludag B, Ozturk O, Ozturk AN. Microleakage of ceramic inlays luted with different resin cements and dentin adhesives. J Prosthet Dent. 2009;102:235-241.
93. Schulte AG, Vöckler A, Reinhardt R. Longevity of ceramic inlays and onlays luted with a solely light-curing composite resin. J of Dent. 2005;33(5):433-442.
94. Sevük LG, Sevük SÇ. Diş Kesimi ve Kavite Hazırlama Yöntemleri. Seramik inley restorasyonlarında kavite hazırlanması ve klinik başarı. Quintessence Yayıncılık Ltd. Şti. İstanbul 2011, s.115-127.
95. Kramer N, Frankenberger R, Pelka M, Petschelt A. IPS Empress inlays and onlays after four years - a clinical study. J of Dent. 1999;27:325-331.
96. Pospiech P. All-ceramic crowns: bonding or cementing? Clin Oral Invest. 2002;6:189-197.
97. Küçükeşmen Ç, Sönmez H. Bağlayıcı sistemler/adeziv sistemler/mine-dentin bonding ajanlar. Akademik Dental Dişhekimliği Derg. 2007;9(3):7-13.
98. Coşkun Akar G. Yüzey gerilim kuvveti, değim açısı ve serbest enerji değişimi: Bölüm 1. Temel kavramlar. Ege Üniv. Diş Hek Fak Derg. 2004;25:103-110.
99. Terry DA, Blatz MB. Surface treatments for tooth-colored restorations: Part I. Dentistry Today 2010;29(8):108-110.
100. Perdigao J. New developments in dental adhesion. Dent Clin N Am. 2007;51:333-357.
101. Dayangaç GB. Kompozit Restorasyonlar. Quintessence Yayıncılık, İstanbul 2011, s.25-53.
102. Swift EJ, Perdigao J, Heymann HO. Bonding to enamel and dentin: a brief history and state of the art. Quintessence Int. 1995;26:95-110.

103. Uludamar A, Aygün Ş, Kulak Özkan Y. Tam seramik restorasyonların simantasyonu. Atatürk Üniv Diş Hek Fak Derg. 2011;21(2):150-162.
104. Van Meerbeek B, Peumans M, Poitevin A et al. Relationship between bond-strength tests and clinical outcomes. Dent Mater. 2010;26(2):e100-e121.
105. Tyas MJ, Burrow MF. Adhesive restorative materials: A review. Australian Dental J. 2004;49(3):112-121.
106. Dönmez N, Özer F. Hibrit tabakası, özellikleri ve hibrit tabakasında gözlenen mikroskobik oluşumlar. Gazi Üniv Diş Hek Fak Derg. 2007;24(1):57-62.
107. Ayaz F, Tağtekin D, Yanıkoğlu F. Dentine bağlanma ve değerlendirme metodları. Atatürk Üniv Diş Hek Fak Derg. 2011;4:49-56.
108. Diaz-Arnold AM, Vargas MA, Haselton DR: Current status of luting agents for fixed prothodontics. J Prosthet Dent. 1999;81:135-141.
109. Öztürk AN, Aykent F. Dentin bonding ajanlar ve simantasyon. Cumhuriyet Üniv Diş Hek Fak Derg. 2001;4(2):128-131.
110. Güven G, Altun C. Restoratif Dişhekimliğinde bağlanma kuvveti testleri. Türk Diş Hek Derg. 2007;67:4-8.
111. Lloret PR, Rode KM, Turbino ML. Dentine bond strength of a composite resin polymerized with conventional light and argon laser. Braz Oral Res. 2004;18(3):271-5.
112. Kiremitçi A, Altıncı P. Self-etch adeziv sistemlerde güncel gelişmeler Bölüm I: Farklı özelliklerde diş sert dokularına bağlanma etkinliği. Hacettepe Diş Hek Fak Derg. 2008;32(4):33-48.
113. Ergücü Z, Türkün LŞ, Ünlü N, Kanık Ö, Özer F. Tek aşamalı self-etching adezivlerin dentine bağlanma dayanımının değerlendirilmesi. Türk Diş Hek Derg. 2007;69:157-162.
114. Şar Sancaklı H. Dentin bağlayıcı sistemler ve hibrid tabakanın oluşturulması. İstanbul Üniv. Diş Hek Fak Derg. 2010;44(2):189-195.
115. Uludağ B, Kılıçarslan MA, Sağlam S. Çeşitli simanların farklı dentin yüzey işlemleri kullanılarak bağlanma dirençlerinin artırılması. T Klin Diş Hek Bil. 1998;4:5-10.
116. Dönmez N, Belli S. Self-etch adeziv ile elde edilen dentine bağlantı ara yüzeylerinin ve kırılma yüzeylerinin SEM ile incelenmesi: Uzun dönem in vivo çalışma. Süleyman Demirel Üniv Diş Hek Fak Derg. 2009;18:293-298.
117. Garcia RN, Renzetti AGZ, Schaible BR et al. Bond strength of self-adhesive resin cements to deep dentin. RSBO. 2011;8(4):431-438.
118. D'Arcangelo C, De Angelis F, D'Amario M et al. The influence of luting systems on the microtensile bond strength of dentin to indirect resin-based composite and ceramic restorations. Oper Dent. 2009;34(3):328-336.
119. Tosun G, Yıldız E, Elbay Ü. Total etch ve self etch bonding sistemlerin süt dişi dentinine bağlanma dayanımlarının mikrogerilme test metodu ile incelenmesi. T Klin. 2009;15(3):178-185.
120. De Munck J, Van Landuyt K, Peumans M et al. A critical review of the durability of adhesion to tooth tissue: methods and results. J Dent Res. 2005;84(2):118-132.



121. Van Meerbeek B, De Munck J, Yoshida Y et al. Adhesion to enamel and dentin: current status and future challenges. *Oper Dent*. 2003;28(3):215-235.
122. Peumans M, Kanumilli P, De Munck J et al. Clinical effectiveness of contemporary adhesives: A systematic review of current clinical trials. *Dental Materials* 2005;21(9):864-881.
123. Eren D, Özel Bektaş Ö. Dental Adezivler. *Cumhuriyet Üniv Diş Hek Fak Derg*. 2006;9(1):63-67.
124. Van Meerbeek B, Perdigo J, Lambrechts P, Vanherle G. The clinical performance of adhesives. *J of Dent*. 1998;26(1):1-20.
125. Santos GC Jr, Santos MJMC, Rizkalla AS. Adhesive cementation of etchable ceramic esthetic restorations. *JCDA*. 2009;75(5):379-384.
126. Ülker M, Belli S. Self-etch adezivler ile oluşturulmuş rezin-dentin ara yüzeylerine yapay yaşlandırmanın etkisi (sem çalışması). *Süleyman Demirel Üniv. Diş Hek Fak Derg*. 2009;18:128-135.
127. Maeda T, Yamamoto A, Iwasa M et al. Self-etching primer systems: changes in dentin bond strength with time. *J of Oral Sci*. 2009;51(3):431-436.
128. Akın GE, Hergüner-Siso Ş, Akın H. Termal siklus ve suda bekletmenin kendinden asitli adezivlerin dentine mikrogerilim bağlanma dayanımları üzerine etkileri. *Atatürk Üniv Diş Hek Fak Derg*. 2012;22(2):125-131.
129. Tay FR, Pashley DH. Aggressiveness of contemporary self-etching systems. I. Depth of penetration beyond dentin smear layers. *Dent Mater*. 2001;17:296-308.
130. Guarda GB, Gonçaves LS, Correr AB et al. Luting glass ceramic restorations using a self adhesive resin cement under different dentin conditions. *J Appl Oral Sci*. 2010;18(3):244-248.
131. Şengün A, Yalçın M, Kocabaşoğlu A. Yedinci jenerasyon adeziv sistemlerinin dentine makaslama bağlanma dayanımlarının karşılaştırılması. *Atatürk Üniv Diş Hek Fak Derg*. 2009;19(3):156-160.
132. De Munck J, Van Landuyt K, Coutinho E et al. Micro-tensile bond strength of adhesives bonded to class-I cavity-bottom dentin after thermo-cycling. *Dent Mater*. 2005;21:999-1007.
133. Frankenberger R, Tay FR. Self-etch vs etch-and-rinse adhesives: Effect of thermo-mechanical fatigue loading on marginal quality of bonded resin composite restorations. *Dent Mater*. 2005;21:397-412.
134. Goracci C, Sadek FT, Monticelli F, et al. Microtensile bond strength of self-etching adhesives to enamel and dentin. *J Adhes Dent*. 2004;6:313-8.(Abstract)
135. De Munck J, Vargas M, Iracki J, et al. One-day bonding effectiveness of new self-etch adhesives to bur-cut enamel and dentin. *Oper Dent*. 2005;30:39-49.(Abstract)
136. Knobloch LA, Gailey D, Azer S et al. Bond strengths of one- and two-step self-etch adhesive systems. *J Prosthet Dent*. 2007;97:216-22.
137. Villela-Rosa ACM, Gonçaves M, Orsi IA, Miani PK. Shear bond strength of self-etch and total-etch bonding systems at different dentin depths. *Braz Oral Res*. 2011;25(2):109-115.
138. Radovic I, Monticelli F, Goracci C, Vulicevic ZR, Ferrari M. Self-adhesive resin cements: a literature review. *J Adhes Dent*. 2008;10:251-258.
139. Pegoraro TA, Da Silva NRFA, Carvalho RM: Cements for use in esthetic dentistry. *Dent Clin N Am*. 2007;51:453-471.
140. O'Brien WJ: *Dental Materials and Their Selection*. Third Edition. Quintessence Publishing, 2002.

141. Hill EE: Dental Cements for Definitive Luting: A Review and Practical Clinical Considerations. *Dent Clin N Am* 2007;51:643-658.
142. Milutinovic-Nikolic AD, Medic VB, Vukovic ZM. Porosity of different dental luting cements *Dent Mater.* 2007;23:674-678.
143. Irie M, Suzuki K. Current luting cements: marginal gap formation of composite inlay and their mechanical properties. *Dent Mater.* 2001;17:347-353.
144. Rosenstiel SF, Land MF, Crispin BJ: Dental luting agents: A review of the current literature. *J Prosthet Dent.* 1998;80:280-301.
145. De la Macorra JC, Pradies G. Conventional and adhesive luting cements. *Clin Oral Invest.* 2002;6:198-204.
146. Ozan O, Meriç G. Self-adeziv rezin simanlar Bölüm I: Diş sert dokularına bağlanmaları. *ADO Klinik Bilimler Derg.* 2010;4(3):606-616.
147. Köroğlu A, Ekren O, Kurtoğlu C. Geleneksel ve adeziv dental simanlar hakkında bir derleme çalışması. *Atatürk Üniv Diş Hek Fak Derg.* 2012;22(2):205-216.
148. Aydın M, Gür H: Sabit Protezlerde Simantasyon. *Dişhekimliği Klinik Derg.* 1997;10(4):239-243.
149. Eskimez Ş, İzgi AD: Adeziv Köprüler ve Klinik Uygulamaları, Quintessence Yayıncılık, İstanbul 2008, s.151-160.
150. Sarr M, Mine A, De Munck J et al. Immediate bonding effectiveness of contemporary composite cements to dentin. *Clin Oral Invest.* 2010;14:569-577.
151. Ozan O, Meriç G. Self-adeziv rezin simanlar Bölüm II: Restoratif materyallere bağlanmaları. *ADO Klinik Bilimler Derg.* 2010;4(3):617-625.
152. De Angelis F, Minnoni A, Vitalone LM et al. Bond strength evaluation of three self-adhesive luting systems used for cementing composite and porcelain. *Oper Dent.* 2011;36(6):626-634.
153. Zorzin J, Petschelt A, Ebert J, Lohbauer U. pH neutralization and influence on mechanical strength in self-adhesive resin luting agents. *Dent Mater.* 2012;28:672-679.
154. De Munck J, Vargas M, Van Landuyt K et al. Bonding of an auto-adhesive luting material to enamel and dentin. *Dent Mater.* 2004;20:963-971.
155. Poitevin A, De Munck J, Van Ende A et al. Bonding effectiveness of self-adhesive composites to dentin and enamel. *Dent Mater.* 2013;29:221-230.
156. Fu B, Sun X, Qian W et al. Evidence of chemical bonding to hydroxyapatite by phosphoric acid esters. *Biomaterials* 2005;26:5104-5110.
157. Hikita K, Van Meerbeek B, De Munck J et al. Bonding effectiveness of adhesive luting agents to enamel and dentin. *Dent Mater.* 2007;23:71-80.
158. Çınar Çilingir A, Gömeç Y. Self-adeziv reçine simanlar. *İstanbul Üniv Diş Hek Fak Derg.* 2008;42(3-4):31-40.
159. Reich SM, Wichmann M, Frankenberger R, Zajc D. Effect of surface treatment on the shear bond strength of three resin cements to a machinable feldspathic ceramic. *J Biomed Mater Res Part B: Appl Biomater.* 2005;74B:740-746.

160. Ibarra G, Johnson GH, Geurtsen W, Vargas MA. Microleakage of porcelain veneer restorations bonded to enamel and dentin with a new self-adhesive resin-based dental cement. *Dent Mater.* 2007;23:218-225.
161. Ferracane JL, Stansbury JW, Burke FJT. Self-adhesive resin cements - chemistry, properties and clinical considerations. *J of Oral Rehabil.* 2011;38:295-314.
162. Viotti RG, Kasaz A, Pena CE et al. Microtensile bond strength of new self adhesive luting agents and conventional multistep systems. *J Prosthet Dent.* 2009;102:306-312.
163. Mazzitelli C, Monticelli F, Osorio R et al. Effect of simulated pulpal pressure on self-adhesive cements bonding to dentin. *Dent Mater.* 2008;24:1156-1163.
164. Pisani-Proenca J, Erhardt MCG, Amaral R et al. Influence of different surface conditioning protocols on microtensile bond strength of self-adhesive resin cements to dentin. *J Prosthet Dent.* 2011;105:227-235.
165. Blatz MB, Sadan A, Kern M. Resin-ceramic bonding: a review of the literature. *J Prosthet Dent.* 2003;89:268-274.
166. Della Bona A, Kelly R. The clinical success of all-ceramic restorations. *JADA* 2008;139(9 suppl):8S-13S.
167. Çekiç Nağaç I, Ergün G, Heikkinen T, Lassila LVJ. Lityum disilikat seramik yüzey yapısı üzerine farklı pürüzlendirme sürelerinin etkisinin tarama elektron mikroskobu ile değerlendirilmesi. *Gazi Üniv Diş Hek Fak Derg.* 2009;26(2):73-78.
168. Çapa N, Özkurt Z, Kazazoğlu E. Ağız içi porselen tamir sistemleri. *Atatürk Üniv Diş Hek Fak Derg.* 2006;16(1):34-40.
169. Pollington S, Fabianelli A, van Noort R. Microtensile bond strength of a resin cement to a novel fluorcanasite glass-ceramic following different surface treatments. *Dent Mater.* 2010;26:864-872.
170. Panah FG, Rezai SMM, Ahmadian L. The influence of ceramic surface treatments on the micro-shear bond strength of composite resin to IPS Empress 2. *J of Prosthodont.* 2008;17: 409–414.
171. Brentel AS, Özcan M, Valandro LF et al. Microtensile bond strength of a resin cement to feldspathic ceramic after different etching and silanization regimens in dry and aged conditions. *Dent Mater.* 2007;23:1323-1331.
172. Souza ROA, Castilho AA, Fernandes VVB, Bottino MA, Valandro LF. Durability of microtensile bond to nonetched and etched feldspar ceramic: self-adhesive resin cements vs conventional resin. *J Adhes Dent.* 2011;13:155-162.
173. Hooshmand T, Van Noort R, Keshvad A. Storage effect of a pre-activated silane on the resin to ceramic bond. *Dent Mater.* 2004;20:635-642.
174. Kiyani VH, Saraceni CHC, Silveira BL, Aranha ACC, Eduardo CP. The influence of internal surface treatments on tensile bond strength for two ceramic systems. *Oper Dent.* 2007;32(5):457-465.
175. Sorensen JA, Kang SK, Avera SP. Porcelain-composite interface microleakage with various porcelain surface treatments. *Dent Mater.* 1991;7(2):118-123.
176. Della Bona A, Shen C, Anusavice KJ. Work of adhesion of resin on treated lithia disilicate-based ceramic. *Dent Mater.* 2004;20:338-344.

177. Ozcan M. Evaluation of alternative intraoral repair techniques for fractured ceramic-fused-to-metal restorations. *J Oral Rehabil.* 2003;30:194–203.
178. Filho AM, Vieira LCC, Araujo E, Junior SM. Effect of Different Ceramic Surface Treatments on Resin Microtensile Bond Strength. *J Prosthodont.* 2004;13(1):28-35.
179. Nagai T, Kawamoto Y, Kakehashi Y, Matsumura H. Adhesive bonding of a lithium disilicate ceramic material with resin-based luting agents. *J of Oral Rehabil.* 2005;32:598-605.
180. Janda R, Roulet JF, Wulf M, Tiller HJ. A new adhesive technology for all-ceramics. *Dent Mater.* 2003;19:567-573.
181. Azimian F, Klosa K, Kern M. Evaluation of a new universal primer for ceramics and alloys. *J Adhes Dent.* 2012;14:275-282.
182. Zortuk M, Kılıc K, Gurbulak AG, Kesim B, Uctasli S. Tensile bond strength of a lithium-disilicate pressed glass ceramic to dentin of different surface treatments. *Dent Mater J.* 2010;29(4):418-424.
183. Kim BK, Bae HE, Shim JS, Lee KW. The influence of ceramic surface treatments on the tensile bond strength of composite resin to all-ceramic coping materials. *J Prosthet Dent.* 2005;94(4):357-62.
184. Keyf F. Protetik restorasyonlarda yapıştırıcı simanların estetiğe katkısı. *T Klin. J Dental Sci-Special Topics* 2011;2(1):54-61.
185. Ozturk N, Aykent F. Dentin bond strengths of two ceramic inlay systems after cementation with three different techniques and one bonding system. *J Prosthet Dent.* 2003;89:275-281.
186. Rocca GT, Krejci I. Bonded indirect restorations for posterior teeth: The luting appointment. *Quintess Int.* 2007;38:543-553.
187. Demirdaş K. Diş hekimliğinde ultrasonik kazıyıcılar. Ege Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Periodontoloji AD. Bitirme tezi, İzmir 2008.
188. O'Brien WD. Ultrasound-biophysics mechanisms. *Prog Biophys Mol Biol.* 2007;93(1-3):212-255.
189. Pereira AHA, Tirapelli C, Rodolpho LA. Ultrasonic Dental Scaler Performance Assessment with an Innovative Cavitometer. *American J of Applied Sciences* 2010;7(3):290-300.
190. Lea SC, Landini G, Walmsley AD. Vibration characteristics of ultrasonic scalers assessed with scanning laser vibrometry *J of Dent.* 2002;30:147-151.
191. Laird WR, Walmsley AD. Ultrasound in dentistry. Part 1–Biophysical interactions. *J Dent.* 1991;19:4-7(Abstract).
192. Bagis B, Turkaslan S, Tezvergil-Mutluay A et al. Effect of ultrasonic agitation on bond strength of self-etching adhesives to dentin. *J Adhes Dent.* 2008;10:441-445.
193. Lea SC, Landini G, Walmsley AD. The effect of wear on ultrasonic scaler tip displacement amplitude. *J Clin Periodontol.* 2006;33:37-41.
194. Buoncristiani J, Seto BG, Caputo AA. Evaluation of ultrasonic and sonic instruments for intraradicular post removal. *J Endod.* 1994;20:486-489.(Abstract).
195. Goon WW. Efficient amalgam core elimination and root preservation with ultrasonic instrumentation. *J Prosthet Dent.* 1992;68:261-264.

196. Filho ABM, Mori M, Jardini MAN, Landim KT, Solis ACO. Effect of ultrasonic instrumentation on the bond strength of crowns cemented with zinc phosphate cement to natural teeth. An in vitro study. *Braz Oral Res.* 2008;22(3):270-4.
197. Maden M, Orhan EO, Ertuğrul İF. Ultrasonik uç ve ekstraktör kullanılarak kırık kök kanal aletinin çıkartılması: Olgu sunumu. *Süleyman Demirel Üniv Diş Hek Fak Derg.* 2011;20:183-187.
198. Sjögren G, Hedlund SO. Filler content and gap width after luting of ceramic inlays, using the ultrasonic insertion technique and composite resin cements. *Acta Odontol Scand.* 1997;55(6):403-407.
199. Peutzfeldt A. Effect of the ultrasonic insertion technique on the seating of composite inlays. *Acta Odontol Scand.* 1994;52(1):51-4 (Abstract).
200. Schmidlin PR, Zehnder M, Schlup-Mityko C, Göhring TN. Interface evaluation after manual and ultrasonic insertion of standardized class I inlays using composite resin materials of different viscosity. *Acta Odontol Scand.* 2005;63(4):205-212.
201. Özcan M, Mese A. Effect of Ultrasonic Versus Manual Cementation on the Fracture Strength of Resin Composite Laminates. *Oper Dent.* 2009;34(4):437-442.
202. Koyano E, Iwaku M, Fusayama T. Pressuring techniques and cement thickness for cast restorations. *J of Prosthet Dent.* 1978;40:544 (Abstract) .
203. Noack MJ, Locke LS, Roulet JF. Das Randverhalten adhbiv befestigter und mittels Ultraschall eingesetzter Porzellan inlays in vivo. *Deutsche Zahnärztliche Zeitschr@,* 1993;48:115-118 (Abstract).
204. Twomey E, Towler MR, Crowley CM, Doyle J, Hampshire S. Investigation into the ultrasonic setting of glass ionomer cements. Part II: setting times and compressive strengths. *J Mater Sci.* 2004;39:4631-4632.
205. Towler MR, Bushby AJ, Billington RW, Hill RG. A preliminary comparison of the mechanical properties of chemically cured and ultrasonically cured glass ionomer cements, using nano-indentation techniques. *Biomaterials* 2001; 22:1401-1406.
206. Orhan AI, Tulga Öz F. Sık kullanılan bağlanma dayanım test metodları: Derleme çalışması. *T Klin.* 2011;2(2):31-40.
207. Tanumiharja M, Burrow MF, Tyas MJ. Microtensile bond strengths of seven dentin adhesive systems. *Dent Mater* 2000;16:180-187.
208. Eligüzeloğlu E, Deniz Arısu H, Üçtaşlı MB, Ömürlü H. İki farklı tek basamaklı kendinden pürüzlendirmeli adezivın mikrogerilim bağlanma dayanımları. *Dicle Diş Hek Fak Derg.* 2008;9(2):1-6.
209. Bek G, Eligüzeloğlu E, Deniz Arısu H et al. Akışkan kompozit rezinlerin dentine mikrogerilim bağlanma dayanımı üzerine etkileri. *Gazi Üniv Diş Hek Fak Derg.* 2008;25(2):1-6.
210. Özyeşil AG, Günel Ş, Belli S, Eskitaşcıoğlu G. İki farklı bağlanma dayanımı testinin karşılaştırılması (Mikroshear ve Mikrotensile). *Süleyman Demirel Üniv Diş Hek Fak Derg.* 2009;18:118-121.
211. Ünlü N, Çetin AR, Cebe MA, Gönülüm Ö. Güncel self etch ve total etch adezivlerin çürükten etkilenmiş dentine bağlanma dayanımları. *Atatürk Üniv Diş Hek Fak Derg.* 2010;20(3):162-169.
212. Pekkan G. Tam seramikler ve dentin arasındaki dual cure rezin simanların kesme ve gerilme dayanıklılığının incelenmesi. Hacettepe Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü Protetik Diş Tedavisi AD, Doktora Tezi, Ankara, 2005.

213. Yamaguchi K, Miyazaki M, Takamizawa T, Tsubota K, Rikuta A. Influence of crosshead speed on micro-tensile bond strength of two-step adhesive systems. *Dent Mater.* 2006; 22:420-425.
214. Tagamia J, Nikaido T, Nakajima M, Shimada T. Relationship between bond strength tests and other in vitro phenomena. *Dent Mater.* 2010;26:94-99.
215. Ermiş RB. Kullanılan test araçlarının mikrogerilme bağlanma dayanımı ölçümlerindeki etkisinin değerlendirilmesi. *Hacettepe Diş Hek Fak Derg.* 2008;32(4):94-102.
216. Braga RR, Meira JBC, Boara LCC, Xavier TA. Adhesion to tooth structure: a critical review of 'macro' test methods. *Dent Mater.* 2010; 26:38-49.
217. Hubbezoğlu İ, Hümmüzlü F, Bolayır G. Yeni nesil self-etching adeziv sistemlerin mikrogerilim bağlanma dayanımlarının karşılaştırmalı olarak incelenmesi. *Cumhuriyet Üniv Diş Hek Fak Derg.* 2005;8(1):5-11.
218. Zhang Z , Huang C , Zheng T, Wang S, Cheng X. Effects of residual water on microtensile bond strength of one bottle dentin adhesive systems with different solvent bases. *Chin Med J.* 2005;118(19):1623-1628.
219. Koyutürk AE, Şener Y. Farklı bonding ajanların çürükten etkilenmiş ve sağlam dentin dokusuna bağlanma dayanımlarının mikro makaslama test metodu ile incelenmesi. *Akademik Dental Dişhekimliği Derg.* 2004;6(1):5-14.
220. Shono Y, Ogawa T, Terashita M et al. Regional measurement of resin-dentin bonding as an array. *J Dent Res.* 1999;78(2): 699-705.
221. Armstrong S, Geraldini S, Maia R et al. Adhesion to tooth structure: a critical review of "micro" bond strength test methods. *Dental Materials* 2010;26:50-62.
222. Placido E, Meira JBC, Lima RG. Shear versus micro-shear bond strength test: A finite element stress analysis. *Dent Mater.* 2007;23:1086-1092.
223. McDonough WG, Antonucci JM, He J et al. A microshear test to measure bond strengths of dentin-polymer interfaces. *Biomaterials* 2002;23:3603-3608.
224. Cardoso PC, Lopes GC, Vieira LCC, Baratieri LN. Effect of solvent type on microtensile bond strength of a total-etch one-bottle adhesive system to moist or dry dentin. *Oper Dent.* 2005;30(3):376-381.
225. Guzman-Ruiz S, Armstrong SR, Cobb DS, Vargas MA. Association between microtensile bond strength and leakage in the indirect resin composite/dentin adhesively bonded joint. *J of Dent.* 2001;29:145-153.
226. Sano H, Shono T, Sonoda H et al. Relationship between surface area for adhesion and tensile bond strength- Evaluation of a microtensile bond test. *Dent Mater.* 1994;10(4):236-240.
227. Goracci C, Sadek FT, Monticelli F, Cardoso PEC, Ferrari M. Influence of substrate, shape and thickness on microtensile specimens' structural integrity and their measured bond strengths. *Dent Mater.* 2004;20:643-654.
228. Meira JBC, Ballester RY, Lima RG, De Souza RM, Driemeier L. Geometrical Aspects on Bi-Material Microtensile Tests. *J. of the Braz. Soc. of Mech. Sci. & Eng.* 2005;27(3):310-313.

229. Sevimay M, Özyeşil AG, Uludamar A. Microtensile bond strengths of composite to dentin treated with different desensitizers. *Süleyman Demirel Üniv Diş Hek Fak Derg.* 2009;18:154-160.
230. Nakornchai S, Harnirattisai C, Surarit R, Thiradilok S. Microtensile bond strength of a total-etching versus self-etching adhesive to caries-affected and intact dentin in primary teeth. *J Am Dent Assoc.* 2005;136:477-483.
231. Raposo LHA, Armstrong SR, Maia RR. Effect of specimen gripping device, geometry and fixation method on microtensile bond strength, failure mode and stress distribution: Laboratory and finite element analyses. *Dent Mater.* 2012;28:e50-e62.
232. Stamatacos-Mercer C, Hottel TL. The validity of reported tensile bond strength utilizing non-standardized specimen surface areas. An analysis of in vitro studies. *American J of Dent.* 2005;18(2):105-108.
233. Mobarak EH, El-Badrawy W, Pashley DH, Jamjoom H. Effect of pretest storage conditions of extracted teeth on their dentin bond strengths. *J Prosthet Dent.* 2010;104:92-97.
234. Takahashi A, Sato Y, Uno S, Pereira PNR, Saon H. Effects of mechanical properties of adhesive resins on bond strength to dentin. *Dent Mater.* 2002;18:263-268.
235. Yesilyurt C, Bulucu B. Bond Strength of Total-Etch Dentin Adhesive Systems on Peripheral and Central Dentinal Tissue: A Microtensile Bond Strength Test. *J Contemp Dent Pract.* 2006;7(2):26-36.
236. Hashimoto M, Ohno H, Kaga M et al. In vivo degradation of resin-dentin bonds in humans over 1 to 3 years. *J Dent Res.* 2000;79:1385-1391.
237. Tosun G, Sener Y, Sengün A. Effect of storage duration/solution on microshear bond strength of composite to enamel. *Dent Mater. Journal* 2007;26(1):116-121.
238. Pekperdahcı T. Self adeziv rezin modifiye dental siman ile konvansiyonel rezin bazlı simanların karşılaştırılması. Ankara Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü Protetik Diş Tedavisi AD, Doktora Tezi, Ankara, 2009.
239. Amaral FLB, Colucci V, Palma-Dibb R, Corona SAM. Assessment of In Vitro Methods Used to Promote Adhesive Interface Degradation: A Critical Review. *J Esthet Restor Dent.* 2007;19:340-354.
240. Gale MS, Darvell BW. Thermal cycling procedures for laboratory testing of dental restorations. *J Dent.* 1999;27:89-99.
241. Perdigao J, Lambrechts P, Van Meerbeek B et al. Morphological field emission-SEM study of the effect of six phosphoric acid etching agents on human dentin. *Dent Mater.* 1996;12:262-271.
242. Voutou B, Stefanaki EC. Electron microscopy: the basics. *Physics of Advanced Materials Winter School* 2008;1-11.
243. Gür E. Tam seramik materyalleri ile rezin simanlar arasındaki bağlanma dayanımının incelenmesi. Selçuk Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü Protetik Diş Tedavisi AD, Doktora Tezi, Konya 2006.
244. Frankenberger R, Perdigao J, Rosa BT, Lopes M. 'No-bottle' vs 'multi-bottle' dentin adhesives: a microtensile bond strength and morphological study. *Dent Mater.* 2001;17:373-380.
245. Uzun İ, Görücü J, Alpaslan G. Tescera ATL Sistemle indirekt kompozit inley yapımı: Bir olgu raporu. *Hacettepe Diş Hek Fak Derg.* 2006;30(4):33-38.

246. Furukawa K, Inai N, Tagami J. The effect of luting resin bond to dentin on the strength of dentin supported by indirect resin composite. *Dent Mater.* 2002;18(2):136-42.
247. Abraham S, Attur K, Singh SK, Chacko NL. Aesthetic Inlays. *Internatioan J of Dent Clin.* 2011;3(3):62-64.
248. Türkoğlu P, Bultan Ö, Öngül D. Tam seramik restorasyonlarda dayanıklılığı etkileyen faktörler. *İstanbul Üniv Diş Hek Fak Derg.* 2010;44(1):45-53.
249. Kramer N, Ebert J, Petschelt A, Frankenberger R. Ceramic inlays bonded with two adhesives after 4 years. *Dent Mater.* 2006;22(1):13-21.
250. Kramer N, Frankenberger R. Clinical performance of bonded leucite-reinforced glass ceramic inlays and onlays after eight years. *Dent Mater.* 2005;21(3):262-271.
251. Coelho Santos MJ, Mondelli RF, Lauris JR, Navarro MF. Clinical evaluation of ceramic inlays and onlays fabricated with two systems: two-year clinical follow up. *Oper Dent.* 2004;29(2):123-130 (Abstract).
252. Fuzzi M, Rappelli G. Survival rate of ceramic inlays. *J of Dent.* 1998;26:623-626.
253. Frankenberger R, Taschner M, Garcia-Godoy F, Petschelt A, Kramer N. Leucite-reinforced Glass Ceramic Inlays and Onlays after 12 Years. *J Adhes Dent.* 2008;10:393-398.
254. Wolfart S, Eschbach S, Scherrer S, Kern M. Clinical outcome of three-unit lithium-disilicate glass-ceramic fixed dental prostheses: Up to 8 years results. *Dent Mater.* 2009;25:e63-e71.
255. Guess PC, Stappert CF, Strub JR. Preliminary clinical results of a prospective study of IPS e.max Press and Cerec ProCAD partial coverage crowns. *Schweiz Monatsschr Zahnmed.* 2006;116(5):493-500.
256. Chang JC, Nguyen T, Duong JH, Ladd GD. Tensile bond strengths of dual-cured cements between a glass-ceramic and enamel. *J Prosthet Dent.* 1998;79:503-507.
257. Casson AM, Glyn Jones JC, Youngson CC, Wood DJ. The effect of luting media on the fracture resistance of a flame sprayed all-ceramic crown. *J Dent.* 2001;29(8): 539-44.
258. Piwowarczyk A, Lauer HC, Sorensen JA. In vitro shear bond strength of cementing agents to fixed prosthodontic restorative materials. *J Prosthet Dent.* 2004;92(3):265-73.
259. Fradeani M, Aquilano A, Bassein L. Longitudinal study of pressed glass-ceramic inlays for four and a half years. *J Prosthet Dent.* 1997;78:346-353.
260. Hayashi M, Wilson NH, Yeung CA, Worthington HV. Systematic review of ceramic inlays. *Clin Oral Investig.* 2003;7:8-19.
261. Frankenberger R, Lohbauer U, Schaible RB, Nikolaenko SA, Naumann M. Luting of ceramic inlays in vitro: Marginal quality of self-etch and etch-and-rinse adhesives versus self-etch cements. *Dent Mater.* 2008;24:185-191.
262. Matinlinna JP, Vallittu PK. Bonding of resin composites to etchable ceramic surfaces - an insight review of the chemical aspects on surface conditioning. *J Oral Rehabil.* 2007; 34(8): 622-30.
263. Valandro LF, Della Bona A, Bottino MA and Neisser MP. The effect of ceramic surface treatment on bonding to densely sintered alumina ceramic. *J Prosthet Dent* 2005;93:253-259.
264. Kato H, Matsumura H, Atsuta M. Effect of etching and sandblasting on bond strength to sintered porcelain of unfilled resin. *J Oral Rehabil.* 2000;27(2):103-10.



265. Foxton RM, Nakajima M, Hiraishi N, et al. Relationship between ceramic primer and ceramic surface pH on the bonding of dual-cure resin cement to ceramic. *Dent Mater.* 2003;19:779-789.
266. Kamada K, Yoshida K, Astuta M. Effect of ceramic surface treatments on the bond of four resin luting agents to a ceramic material. *J Prosthet Dent.* 1998;79:508-513.
267. Della Bona A, Anusavice KJ, Mecholsky JJ. Failure analysis of resin composite bonded to ceramic. *Dent Mater.* 2003;19:693-699.
268. Yoshida K, Tsuo Y, Meng X, Atsuta M. Mechanical properties of dual-cured resin luting agents for ceramic restoration. *J Prosthodont.* 2007;16(5): 370-6.
269. Lung CYK, Matinlinna JP. Aspects of silane coupling agents and surface conditioning in dentistry: An overview. *Dent Mater.* 2012;28:467-477.
270. Duymus Yesil Z. Microtensile bond strength testing of resin cements. *International Journal of Adhesion & Adhesives* 2009;29:352-355.
271. Anagnostopoulos T, Eliades G, Palaghias G: Composition, reactivity and surface interactions of three dental silane primers. *Dent Mater.* 1993;9:182-190 (Abstract).
272. Pisani-Proenca J, Erhardt MCG, Valandro LF et al. Influence of ceramic surface conditioning and resin cements on microtensile bond strength to a glass ceramic. *J Prosthet Dent.* 2006;96:412-417.
273. Bitter K, Paris S, Hartwig C, Neumann K, Kielbassa AM. Shear bond strengths of different substrates bonded to lithium disilicate ceramics. *Dent Mater J.* 2006;25(3):493-502.
274. Paradella TC: Current adhesive systems in dentistry – what is being said and researched. *Odontologia. Clin.-Cientif., Recife* 2007;6(4):293-298.
275. Taschner M, Kramer N, Lohbauer U et al. Leucite-reinforced glass ceramic inlays luted with self-adhesive resin cement: A 2-year in vivo study. *Dent Mater.* 2012; 228:535-540.
276. Piwowarczyk A, Lauer HC, Sorensen JA. Microleakage of various cementing agents for full cast crowns. *Dent Mater.* 2005;21:445-453.
277. Yang B, Ludwig K, Adelung R, Kern M. Micro-tensile bond strength of three luting resins to human regional dentin. *Dent Mater.* 2006;22:45-56.
278. Al-Assaf K, Chakmakchi M, Palaghias G, Karanika-Kouma A, Eliades G. Interfacial characteristics of adhesive luting resins and composites with dentine. *Dent Mater.* 2007;23:829-39.
279. Abo T, Uno S, Yoshiyama M, Yamada T, Hanada N. Microtensile bond strength of self-adhesive luting cements to ceramics. *Int J of Dent.* 2012;1-5.
280. Abo T, Uno S, Sano H. Comparison of bonding efficacy of an all-in-one adhesive with a self-etching primer system. *Eur J Oral Sci.* 2004;112:286-292.
281. Yoshida Y, Nagakane K, Fukuda R et al. Comparative Study on Adhesive Performance of Functional Monomers. *J Dent Res.* 2004;83(6):454-458.
282. Monticelli F, Osorio R, Mazzitelli C, Ferrari M, Toledano M. Limited decalcification/diffusion of self-adhesive cements into dentin. *J Dent Res.* 2008;87:974-9.
283. Tonial D, Ghiggi PC, Lise AA et al. Effect of conditioner on microtensile bond strength of self-adhesive resin cements to dentin. *Baltic Dental and Maxillofacial J.* 2010;12:73-79.

284. Abo-Hamar SE, Hiller KA, Jung H et al. Bond strength of a new universal self-adhesive resin luting cement to dentin and enamel. *Clin Oral Invest.* 2005;9:161-167.
285. Escribano N, de la Macorra JC. Microtensile bond strength of self-adhesive luting cements to ceramic. *J Adhes Dent.* 2006; 8: 337-341(Abstract).
286. Piwowarczyk A, Bender R, Ottl P, Lauer HC. Long-term bond between dualpolymerizing cementing agents and human hard dental tissue. *Dent Mater.* 2007;23:211-217.
287. Goracci C, Cury AH, Cantoro A et al. Microtensile bond strength and interfacial properties of self-etching and self-adhesive resin cements used to lute composite onlays under different seating forces. *J Adhes Dent.* 2006;8:327-335(Abstract).
288. 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;20:191-197.
289. Tosun G, Şener Y, Şengün A. Kompozit rezinin mineye bağlanma dayanımı üzerine farklı saklama solüsyonlarının etkisi. *Hacettepe Diş Hek Fak Derg.* 2005;29(3):2-6.
290. 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:e78-e93.
291. Barcellos DC, Batista GR, da Silva MA et al. Evaluation of bond strength of self-adhesive cements to dentin with or without application of adhesive systems. *J Adhes Dent.* 2011;13:261-265.
292. De Freitas Oliveira J, Ishikiriyama A, Vieira DF, Mondelli J. Influence of pressure and vibration during cementation. *J Prosthet Dent.* 1979;41(2):173-7(Abstract).
293. Toksavul S, Toman M, Tamaç E, Firidinoğlu K, Yılmaz G. Kompozit rezin simanların basma dayanıklılığı. *Süleyman Demirel Üniv. Diş Hek Fak Derg.* 2008;17:177-181.
294. Schreiner RF, Chappell RP, Glaros AG, Eick JD. Microtensile testing of dentin adhesives. *Dent Mater.* 1998;14:194-201.
295. Hamouda IM, Samra NR, Badawi MF. Microtensile bond strength of etch and rinse versus self-etch adhesive systems *Journal of the Mechanical Behavior of Biomedical Mater.* 2011;4:461-466.
296. Pashley DH, Carvalho RM, Sano H et al. The microtensile bond test: a review. *J Adhes Dent.* 1999;1(4):299-309.
297. Ozturk AN, Usumez A. Influence of different light sources on microtensile bond strength and gap formation of resin cement under porcelain inlay restorations. *J of Oral Rehabil.* 2004;31:905-910.
298. Serin BD. Kompozit onleylelerin simantasyonunda kullanılan adezivın polimerizasyon şeklinin ve yerleştirme basıncı tekniklerinin dual-cure rezin simanların dentine mikrotensil bağlanma dayanımları üzerine olan etkisinin in vitro incelenmesi. *Yeditepe Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü Diş Hastalıkları ve Tedavisi AD, İstanbul 2008.*
299. Shono Y, Terashita M, Shimada J et al. Durability of resin-dentin bonds. *J Adhes Dent.* 1999;1: 211-218 (Abstract).
300. Turgut H. Farklı adeziv sistemlerin sağlam dentine bağlanma dayanımlarının iki farklı bekletme süresinde mikrotensil test metodu ile incelenmesi ve taramalı elektron mikroskobu ile değerlendirilmesi. *Atatürk Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü Diş Hastalıkları ve Tedavisi AD, Doktora tezi, Erzurum, 2008.*

301. Chen KK, Shono Y, Ogawa T, Kozono Y, Terashita M. Fracture Aspects of Resin-Dentin Bonding in Non-trimming Microtensile Test. *Dent Mater J*. 2001;20(4):315-324.
302. Mak YF, Lai SC, Cheung GS et al. Micro-tensile bond testing of resin cements to dentin and an indirect resin composite. *Dent Mater*. 2002;18(8):609-621.
303. Pereira PNR, Okuda M, Sano H et al. Effect of intrinsic wetness and regional difference on dentin bond strength. *Dent Mater*. 1999;15:46-53.
304. Inoue S, Van Meerbeek B, Abe Y et al. Effect of remaining dentin thickness and the use of conditioner on microtensile bond strength of a glass-ionomer adhesive. *Dent Mater*. 2001;17(5):445-455.
305. Rathke A, Hokenmaier G, Muche R, Haller B. Effectiveness of the bond established between ceramic inlays and dentin using different luting protocols. *J Adhes Dent*. 2012;14:147-154.
306. Ali AM, Hamouda IM, Ghazy MH, Abo-Madina MM. Immediate and delayed micro-tensile bond strength of different luting resin cements to different regional dentin. *J Biomed Res*. 2013; 27(2):151-158.
307. Cetin AR, Unlu N, Cebe MA. Effects of aging on the bond strength of self-etching adhesives and resin luting cements. *J of Dent Sci*. 2013;8(1):61-67.
308. Kitasako Y, Burrow MF, Nikaido T, Tagami J. The influence of storage solution on dentin bond durability of resin cement. *Dent Mater*. 2000;16:1-6.
309. ISO Technical Report 11405. Guidance on testing of adhesion to tooth structure 1:15, 1994.
310. Kumbuloglu O, Lassila LVJ, User A, Toksavul S, Vallittu PK. Shear bond strength of composite resin cements to lithium disilicate ceramics. *J of Oral Rehabil*. 2005;32:128-133.
311. Lindgren J, Smeds J, Sjögren G. Effect of surface treatments and aging in water on bond strength to zirconia. *Oper Dent*. 2008;33(6):675-681.
312. D'Amario M, Campidoglio M, Morresi AL et al. Effect of thermocycling on the bond strength between dual-cured resin cements and zirconium-oxide ceramics. *J of Oral Sci*. 2010;52(3):425-430.
313. Phark JH, Duarte S, Blatz M, Sadan A. An in vitro evaluation of the long-term resin bond to a new densely sintered high-purity zirconium-oxide ceramic surface. *J Prosthet Dent*. 2009;101(1):29-38.
314. 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;19:575-583.
315. El Zohairy AA, Saber MH, Abdalla AI, Feilzer AJ. Efficacy of microtensile versus microshear bond testing for evaluation of bond strength of dental adhesive systems to enamel. *Dent Mater*. 2010;26:848-854.
316. Di Francescantonio M, de Oliveira MT, Shinohara MS, Ambrosano GMB, Giannini M. Bond strength evaluation of self-etch and total-etch adhesive systems on intact and ground human enamel. *Braz J Oral Sci*. 2007;6(23):1462-1466.
317. Amaral R, Ozcan M, Bottino MA, Valandro LF. Microtensile bond strength of a resin cement to glass infiltrated zirconia-reinforced ceramic: the effect of surface conditioning. *Dent Mater*. 2006;22:283-290.
318. Garcia RN, De Goes MF, Giannini M. Effect of water storage on bond strength of self etching adhesives to dentin. *The J of Contemporary Dental Practice*, 2007;8(7):1-11.
319. Baracco B, Fuentes MV, Garrido MA, Gonzalez-Lopez S, Ceballos L. Effect of thermal aging on the tensile bond strength at reduced areas of seven current adhesives. *Odontology* 2012. [Epub ahead of print]

320. De Menezes FCH, Borges GA, Valentino TA et al. Effect of surface treatment and storage on the bond strength of different ceramic systems(shear). *Braz J Oral Sci.* 2009;8(3):9-13.
321. Toman M, Toksavul S, Akin A. Bond strength of all-ceramics to tooth structure: using new luting systems. *J Adhes Dent.* 2008;10(5):373-378.
322. Uno S, Finger WJ. Effects of acidic conditioners on dentine demineralization and dimension of hybrid layers. *J Dent.* 1996;24(3): 211-216.
323. Osorio R, Pisani-Proenca J, Erhardt MCG et al. Resistance of ten contemporary adhesives to resin-dentin bond degradation. *J Dent.* 2008;36:163-169.
324. Armstrong SR, Boyer DB, Keller JC. Microtensile bond strength testing and failure analysis of two dentin adhesives. *Dent Mater.* 1998;14:44-50.
325. Toledano M, Osorio R, Osorio E et al. Durability of resin-dentin bonds: Effects of direct/indirect exposure and storage media. *Dent Mater.* 2007;23: 885-892.
326. Sorensen JA, Munksgaard EC. Relative gap formation adjacent to ceramic inlays with combinations of resin cements and dentin bonding agents. *J Prosthet Dent.* 1996;76:472-476.
327. Cantoro A, Goracci C, Carvalho CA, Coniglio I, Ferrari M. Bonding potential of self-adhesive luting agents used at different temperatures to lute composite onlays. *J Dent.* 2009;37:454-461.
328. De Munck J, Vargas M, Van Landuyt K et al. Bonding of a self-adhesive luting material to enamel and dentin. *Dent Mater.* 2004;20:963-971.
329. Holderegger C, Sailer I, Schuhmacher C et al. Shear bond strength of resin cements to human dentin. *Dent Mater.* 2008;24:944-950.
330. Öztürk AN, Aykent F. İki farklı seramik inley sisteminin bağlanma dayanımına kalan dentin kalınlığının etkisinin araştırılması. *Cumhuriyet Üniv Diş Hek Fak Derg.* 2001;4(2):75-79.
331. Lee J, Jang KT, Kim JW et al. Effect of ultrasonic vibration on dentin bond strength and resin infiltration. *Am J Dent.* 2003;16(6):404-8.
332. Bagis B, Turkaslan S, Vallittu PK, Lassila LV. Effect of high frequency ultrasonic agitation on the bond strength of self-etching adhesives. *J Adhes Dent.* 2009;11(5):369-74.
333. [Http://www.panavia-dental.eu](http://www.panavia-dental.eu). Panavia F 2.0. 16.05.2013
334. RelyX ARC Technical Product Profile. 1998.
335. RelyX Unicem Clicker Technical Product Profile 2007.
336. Ferrari M, Breschi L, Grandini S. Fiber Posts and Endodontically Treated Teeth: A Compendium of Scientific and Clinical Perspectives. *Modern Dentistry Media*, First edition, Johannesburg, South Africa, 2008, p:109.
337. Choi CK, Son SA, Ha JH et al. Influence of application methods of one-step self-etching adhesives on microtensile bond strength *J Kor Acad Cons Dent.* 2011;36(3):203-210.

## 8. ÖZGEÇMİŞ

1985 yılında Mardin’de doğdum. İlk ve orta öğrenimimi Mardin’de tamamladım. 2004 yılında yüksek öğrenimime başladığım Dicle Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi’nden 2009 yılında bölüm ikincisi olarak mezun oldum ve aynı sene Dicle Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı’nda doktora programına başladım. Aynı bilim dalında doktora öğrencisi olarak çalışmaya devam etmekteyim.