



TÜRKİYE CUMHURİYETİ  
MARMARA ÜNİVERSİTESİ  
SAĞLIK BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ

**Er.Cr;YSGG LAZER VEYA ASİT İLE PÜRÜZLENDİRİLMİŞ  
DENTİN YÜZEYİNE UYGULANAN CAM İYONOMER VE CAM  
KARBOMER DOLGULARIN MAKASLAMA  
DAYANIMLARININ İNCELENMESİ**

ABDULKADİR EMİROĞLU  
DOKTORA TEZİ

DİŞ HASTALIKLARI VE TEDAVİSİ  
ANABİLİM DALI

DANIŞMAN  
Prof. Dr. Cafer Türkmen

İSTANBUL-2015

## TEZ ONAYI

Kurum : Marmara Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü  
Programın seviyesi : Doktora  
Anabilim Dalı : Restoratif Diş Tedavisi  
Tez Sahibi : Abdulkadir Emiroğlu  
Tez Başlığı :Er,Cr;YSGG Lazer veya Asit ile Pürüzlendirilmiş Dentin Yüzeyine Uygulanan Cam İyonomer ve Cam Karbomer Dolguların Makaslama Dayanımının İncelenmesi  
Sınav Yeri : Marmara Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi  
Sınav Tarihi : 25/03/2015

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

**Danışman (Unvan, Adı, Soyadı)**

Prof.Dr.Cafer Türkmen

**Kurumu**

Marmara Üniversitesi

**İmza**



**Sınav Jüri Üyeleri (Unvan, Adı, Soyadı)**

Prof.Dr.Funda Yanıkoğlu

Marmara Üniversitesi



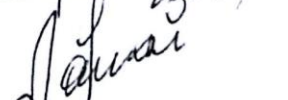
Prof.Dr.Bülent Topbaşı

Marmara Üniversitesi



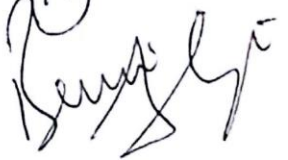
Prof.Dr.Sami Büyükgökçesu

İstanbul Üniversitesi



Doç.Dr.Buçin Vanlıoğlu

Marmara Üniversitesi



Yukarıdaki jüri kararı Enstitü Yönetim Kurulu'nun 08./04/2015 tarih ve 14 sayılı kararı ile onaylanmıştır.

*F. Arıcıoğlu.*  
Prof. Dr. Feyza ARICIOĞLU  
Sağlık Bilimleri Enstitüsü Müdürü

## BEYAN FORMU

Bu tezin kendi çalışmam olduğunu, planlanmasından yazımına kadar hiçbir aşamasında etik dışı davranışımın olmadığını, tezdeki bütun bilgileri akademik ve etik kurallar içinde elde ettiğimi, tez çalışmasıyla elde edilmeyen bütun bilgi ve yorumlara kaynak gösterdiğimi ve bu kaynakları kaynaklar listesine aldığımı, tez çalışması ve yazımı sırasında patent ve telif haklarını ihlal edici bir davranışımın olmadığını beyan ederim.

ABDULKADİR EMİROĞLU

İmza

## I. TEŞEKKÜR

Doktora eğitimim ve tezimin hazırlanması süresince gösterdiği emekleri, anlayışı ve eğitimime olan katkılarından ötürü; her zaman, her konuda desteğini aldığım ve yanımda olduğumu hissettiğim danışman hocam Prof. Dr. Cafer Türkmen'e,

Tez çalışmam süresince değerli bilgilerini samimiyetle paylaşan ve eğitimime katkıda bulunan Restoratif Diş Tedavisi Anabilim Dalı Başkanı Prof. Dr. Nimet Gençoğlu'na,

Akademik bilgi ve deneyimlerinin yanısıra, her türlü maddi ve manevi desteğini esirgemeyen Prof. Dr. Faik Bülent Topbaşı ve Prof. Dr. Hale Cimilli'ye,

Doktora eğitimimim boyunca sonsuz katkıları olan saygıdeğer hocalarım; Prof. Dr. Nevin Kartal, Prof. Dr. Funda Yanıkoğlu, Prof. Dr. Dilek Tağtekin'e,

Desteğini hiçbir zaman esirgemeyen değerli ablam Dr. Pınar Yılmaz Atalı ve değerli abim Yrd. Doç. Dr. Bilge Tarçın'a,

Birlikte çalışmaktan keyif aldığım bölüm arkadaşlarım ve tüm Diş Hastalıkları ve Tedavisi A.D çalışanlarına,

Tez çalışmam sırasındaki desteklerinden ötürü Prof. Dr. Ayşen Yarat, Dr. Müh. Mustafa İlhan ve Nurhan Yaşlıoğlu'na

Eğitim hayatım boyunca sabırla beni her konuda destekleyen ve hiç bir fedakarlıktan kaçınmayan ailem ve herşeyimi boçlu olduğum sevgili eşim Dr. Dt. Şeyda Aygün Emiroğlu'na,

Sonsuz teşekkürler...

## II. İÇİNDEKİLER

BEYAN FORMU.....	I
I. TEŞEKKÜR.....	II
II. İÇİNDEKİLER.....	III
III. KISALTMALAR ve SİMGELER.....	VI
IV. ŞEKİL, RESİM ve TABLOLARIN LİSTESİ.....	VII
1. ÖZET.....	1
2.SUMMARY.....	2
3. GİRİŞ ve AMAÇ.....	3
4. GENEL BİLGİLER.....	5-23
<b>4.1. Direkt Estetik Posterior Restorasyonlar</b>	
4.1.1. Kompozit rezinler	
4.1.2. Cam iyonomer simanlar	
4.1.3. Hibrid iyonomer simanlar	
4.1.3.1. Resin modifiye cam iyonomer simanlar	
4.1.3.2. Poliasit modifiye cam iyonomer simanlar	
4.1.4. Cam iyonomer simanların fiziksel özelliklerinin artırılması	
4.1.4.1. Ultrasonik dalga aktivasyonu	
4.1.4.2. N-vinylcaprolactam eklenmesi	
4.1.4.3. Isı uygulanması	
4.1.4.4. Nanopartiküllerin eklenmesi	
4.1.4.4.A. Cam karbomerler	
<b>4.2. Dentin Yüzey Koşullarının Değiştirilmesi</b>	
4.2.1. Asit ile pürüzlendirme	
4.2.2. Mekanik (air abrazyon) pürüzlendirme	
4.2.3. Lazer ile pürüzlendirme	
4.2.3.1. Diş hekimliğinde sık kullanılan lazerler	
4.2.3.1.A. Nd:YAG lazer	
4.2.3.1.B. Er:Cr:YSGG lazer	
4.2.3.1.C. Er:YAG lazer	

### **4.3. Bağlanma Kuvveti Testleri**

4.3.1. Çekme Testi

4.3.2. Makaslama Testi

### **4.4. Yaşlandırma İşlemleri**

4.4.1. Isısal evirim (termal siklus) işlemi

4.4.2. Yapay tükürükte bekletme

4.4.3. Suda bekletme

4.4.4. Okluzal yükleme

### **4.5. Bağlantı Kuvveti Testleri Sırasında Meydana Gelen Ayrılma Tipleri**

4.5.1. Kopma yüzeylerinin incelenmesi

4.5.1.1. Stereo mikroskop (ışık mikroskobu)

4.5.1.2. Taramalı elektron mikroskobu (SEM)

## **5. GEREÇ VE YÖNTEM.....24-37**

### **5.1. Gereç**

5.1.1. Dişlerin hazırlanması

5.1.2. Dişlerin yüzey koşullarının değiştirilmesi

5.1.3. Restoratif materyaller

5.1.4. Makaslama test cihazı

5.1.5. Stereo mikroskop

5.1.6. Taramalı elektron mikroskobu (SEM)

### **5.2. Yöntem**

5.2.1. Doğal dişlerin toplanması

5.2.2. Diş yüzeylerinin hazırlanması

5.2.3. Dentin yüzey koşullarının değiştirilmesi

5.2.4. Restoratif materyallerin uygulanması

5.2.5. Yapay tükürükte bekletme

5.2.6. Makaslama testinin uygulanması

5.2.7. Stereo mikroskop ile kopma tiplerinin analizi

5.2.8. Taramalı elektron mikroskobu (SEM) ile kopma tiplerinin analizi

5.2.9. İstatistiksel analiz

## **6. BULGULAR.....38-49**

## **7. TARTIşMA.....50-62**

<b>8. SONUÇLAR.....</b>	<b>63</b>
<b>9. KAYNAKLAR.....</b>	<b>64-85</b>
<b>10. EKLER.....</b>	<b>86</b>
<b>11. ÖZGEÇMİŞ.....</b>	<b>87</b>

### III. KISALTMALAR VE SİMGELER

<b>µm</b>	:Mikro metre
<b>Å</b>	:Angstrom
<b>ark.</b>	:Arkadaşları
<b>CIS</b>	:Cam iyonomer siman
<b>Er:YAG</b>	:Erbiyum: İtriyum-Aluminyum-Garnnet
<b>Er,Cr:YSGG</b>	:Erbiyum, Kromiyum:İtriyum-Skandiyum-Galyum-Garnet
<b>g/l</b>	:gram/litre
<b>HEMA</b>	:Hidroksi etil metakrilat
<b>Hz</b>	:Hertz
<b>LED</b>	:Light Emitting Diode
<b>MPa</b>	:Megapascal
<b>Nd:YAG</b>	:Neodimiyum:İtriyum-Aliminyum-Garnet
<b>nm</b>	:nano metre
<b>NVC</b>	:Nvinylcaprolactam
<b>Ort</b>	:Ortalama
<b>PENTA</b>	:Dipenta eritritolpentakrilat fosforik asit
<b>pH</b>	:Power of Hydrogen
<b>RMCI</b>	:Rezin modifiye cam iyonomer
<b>SEM</b>	:Scanning electron microscope
<b>SPSS</b>	:Statistical Package for Social Sciences
<b>SS</b>	:Standart sapma
<b>TCB</b>	:TetraCarboxyl Butane
<b>UDMA</b>	:Üretan di metakrilat
<b>W</b>	:Watt

## **IV. ŞEKİL, RESİM ve TABLOLARIN LİSTESİ**

### **i. Őekillerin Listesi**

**Şekil 4.1.** Cam iyonmer simanın sertleşme mekanizması

**Şekil 4.2.** Cam iyonmer simanlarda asit-baz reaksiyonunun Őematięi

**Şekil 6.1.** Çalışma gruplarının yüzey koşullarına göre ortalama makaslama kuvveti değerleri (MPa)

**Şekil 6.2.** Kopma tiplerinin yüzdelik dağılımı

## **ii. Resimlerin Listesi**

**Resim 5.1.** Akrilik bloğa gömülmüş azı dişi

**Resim 5.2.** Mine dokusunun uzaklaştırılması

**Resim 5.3.** Olukların açılması

**Resim 5.4.** Dentin yüzeyine açılan olukların birleştirilmesi

**Resim 5.5.** %37'lik ortofosforik asit

**Resim 5.6.** %20'lik poliakrilik asit

**Resim 5.7.** Er,Cr:YSGG lazer (Waterlase, Biolase Inc., San Clemente, CA)

**Resim 5.8.** Lazer uygulaması

**Resim 5.9.** Pürüzlendirilmiş dentin yüzeyi

**Resim 5.10.** Poliakrilik asitle pürüzlendirme

**Resim 5.11.** Fosforik asitle pürüzlendirme

**Resim 5.12.** Bonding ajanı uygulaması

**Resim 5.13.** Bonding ajanının inceltilmesi

**Resim 5.14.** Fuji IX'un kapsül karıştırıcıda aktivasyonu

**Resim 5.15.** Fuji IX uygulaması

**Resim 5.16.** El aleti ile Fuji IX adaptasyonu

**Resim 5.17.** Fuji II'nin 2 tabaka halinde dentin yüzeyine uygulanması ve polimerizasyonu

**Resim 5.18.** Dyract XP'nin 2 tabaka halinde uygulanması ve polimerizasyonu

**Resim 5.19.** Cam karbomerin kapsül karıştırıcıda karıştırılması

**Resim 5.20.** Cam karbomerin dentin yüzeyine uygulanması

**Resim 5.21.** "GCP Gloss" yüzey örtücü

**Resim 5.22.** CarboLED ışık uygulaması

**Resim 5.23.** Dentin yüzeyine uygulanmış 4x4 mm'lik restoratif materyal blok

**Resim 5.24.** Yapay tükürük hazırlanmasında kullanılan malzemeler ve hassas terazi

**Resim 5.25.** Hazırlanan yapay tükürük

**Resim 5.26.** Yapay tükürük içindeki numuneler

**Resim 5.27.** Shimadzu AGS-X test cihazı

**Resim 5.28.** Makaslama testinin uygulaması

**Resim 6.1.** Fuji IX -kontrol- mix kopma

- Resim 6.2.** Fuji IX -asit- mix kopma
- Resim 6.3.** Fuji IX -lazer- adeziv kopma
- Resim 6.4.** Fuji II -kontrol- adeziv kopma
- Resim 6.5.** Fuji II -asit- mix kopma
- Resim 6.6.** Fuji II -lazer- mix kopma
- Resim 6.7.** Dyract -kontrol- mix kopma
- Resim 6.8.** Dyract -asit- mix kopma
- Resim 6.9.** Dyract -lazer- mix kopma
- Resim 6.10.** GCP -kontrol- mix kopma
- Resim 6.11.** GCP -asit- mix kopma
- Resim 6.12.** GCP -lazer- adeziv kopma
- Resim 6.13.** %37'lik fosforik asit ile pürüzlendirilmiş dentin yüzeyi (x600)
- Resim 6.14.** %37'lik fosforik asit ile pürüzlendirilmiş dentin yüzeyi (x1500)
- Resim 6.15.** %20'lik poliakrilik asit ile pürüzlendirilmiş dentin yüzeyi (x600)
- Resim 6.16.** %20'lik poliakrilik asit ile pürüzlendirilmiş dentin yüzeyi (x1500)
- Resim 6.17.** Er,Cr:YSGG lazer ile pürüzlendirilmiş dentin yüzeyi (x600)
- Resim 6.18.** Er,Cr:YSGG lazer ile pürüzlendirilmiş dentin yüzeyi (x1500)
- Resim 6.19 ve Resim 6.20.** Fuji IX asit grubu mix kopma görüntüleri (x18, x50)
- Resim 6.21 ve Resim 6.22.** Fuji II asit grubu mix kopma görüntüleri (x18, x50)
- Resim 6.23 ve Resim 6.24.** Dyract XP asit grubu mix kopma görüntüleri (x18, x50)
- Resim 6.25 ve Resim 6.26.** GCP asit grubu mix kopma görüntüleri (x18, x50)
- Resim 6.27 ve Resim 6.28.** Fuji IX lazer grubu mix kopma görüntüleri (x18, x50)
- Resim 6.29 ve Resim 6.30.** Fuji II lazer grubu mix kopma görüntüleri (x18, x50)
- Resim 6.31 ve Resim 6.32.** Dyract XP lazer grubu mix kopma görüntüleri (x18, x50)
- Resim 6.33 ve Resim 6.34.** GCP lazer grubu mix kopma görüntüleri (x18, x50)
- Resim 6.35 ve Resim 6.36.** Fuji IX kontrol grubu mix kopma görüntüleri (x18, x50)
- Resim 6.37 ve Resim 6.38.** Fuji II kontrol grubu mix kopma görüntüleri (x18, x50)
- Resim 6.39 ve Resim 6.40.** Dyract XP kontrol grubu mix kopma görüntüleri (x18, x50)
- Resim 6.41 ve Resim 6.42.** GCP kontrol grubu mix kopma görüntüleri (x18, x50)

### **iii. Tabloların Listesi**

**Tablo 5.1.** Çalışmada yer alan materyallerin içerikleri

**Tablo 5.2.** Çalışma grupları

**Tablo 6.1.** Çalışma gruplarının yüzey koşullarına göre makaslama kuvveti değerleri

**Tablo 6.2.** Restoratif materyallerin dentine olan bağlanım dayanımlarının ‘‘Post Hoc LCD’’ testi ile yüzey koşullarına göre karşılaştırılması

**Tablo 6.3.** Uygulanan restoratif materyallerin her bir yüzey koşuluna göre bağlanım dayanımlarının ‘‘Post Hoc LCD’’ testi ile karşılaştırılması

**Tablo 6.4.** Kopma tiplerinin dağılımı

## 1. ÖZET

### **Er,Cr;YSGG Lazer veya Asit ile Pürüzlendirilmiş Dentin Yüzeyine Uygulanan Cam İyonomer ve Cam Karbomer Dolguların Makaslama Dayanımlarının İncelenmesi**

**Abdulkadir Emiroğlu, Cafer Tükmen, Diş Hastalıkları ve Tedavisi ABD**

**Amaç:** Bu çalışmanın amacı lazer veya asit ile pürüzlendirilmiş dentin yüzeyine uygulanan cam iyonomer ve cam karbomer dolguların makaslama dayanımlarını değerlendirmektir. **Gereç ve Yöntem:** Çalışmamızda 120 adet çekilmiş insan azı dişi dentin dokusuna kadar okluzal yüzeyden aşındırılmıştır. Her biri 40 dişten oluşan 3 gruba ayrılmıştır. Grupların ilkinde %37'lik fosforik asit veya %20'lik poliakrilik asit, ikincisine Er,Cr:YSGG lazer ve üçüncüsüne ise kontrol grubu olarak hiçbir işlem uygulanmamıştır. Dentin yüzey koşulları değiştirilen örneklere Fuji IX GP, Fuji II LC, Dyract XP ve GCP restoratif materyaller 4x4 mm boyutlarında silindir şeklinde uygulanmıştır. 37 °C sıcaklıkta yapay tükürükte 24 saat bekletilen örneklere, Shimadzu AGS-X 50 kN (Shimadzu Corp., Kyoto, Japan) test cihazı ile 0.5 mm/dk yaklaşım hızı ile makaslama testleri uygulanmıştır. Kopma yüzeyleri stereomikroskop ve SEM ile değerlendirilmiştir. İstatistiksel değerlendirme SPSS for Windows 21.0 programı ile yapılmıştır. **Bulgular:** Dentin yüzey koşullarına göre materyallerin kendi içerisinde yapılan karşılaştırmalarında, Fuji IX için asit-kontrol ve lazer-kontrol grupları arasında anlamlı farklılık yoktur ( $p>0,05$ ); en yüksek bağlantı asit uygulandığında görülmüştür ( $p<0,05$ ). Fuji II için asit-kontrol grupları arasında anlamlı farklılık yoktur ( $p>0,05$ ); lazer uygulaması kontrol ve asit gruplarından daha düşük bağlantıya neden olmuştur ( $p<0,05$ ). Dyract XP için asit ve lazer grupları kontrol grubundan daha iyi bağlantı göstermiştir ( $p<0,05$ ); asit-lazer grupları arasında anlamlı farklılık yoktur ( $p>0,05$ ). GCP için tüm yüzey koşulları arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık yoktur ( $p>0,05$ ). Tüm gruplar arasında bağlanım dayanımı en yüksek Dyract XP ve en düşük GCP uygulanan örneklerde görülmüştür ( $p<0,05$ ). **Sonuçlar:** Dentin yüzeyine Er,Cr:YSGG lazer uygulaması bağlanma kuvvetleri üzerinde konvansiyonel yöntemlerden daha etkili olmamıştır. Cam karbomer restoratif materyalinin bağlanım dayanımı oldukça düşük bulunmuştur. **Anahtar Kelimeler:** Er,Cr:YSGG lazer, cam iyonomer, cam karbomer, makaslama testi

## 2. SUMMARY

### Shear Bond Strength of Glass Ionomer and Glass Carbomer Cements on Er,Cr:YSGG Laser or Acid Etched Human Dentin Surface

Abdulkadir Emiroğlu, Cafer Tükmen, Diş Hastalıkları ve Tedavisi ABD

**Purpose:** The aim of this study was to evaluate the shear bond strength of glass ionomer and glass carbomer cements on Er,Cr:YSGG laser or acid etched human dentin surface. **Materials and Methods:** One hundred and twenty extracted caries-free human third molar teeth were selected and occlusal enamel was removed until dentinal surface was exposed. The teeth were randomly divided into three groups. Each group consisted of forty teeth. First group was etched with 37% phosphoric acid or 20% polyacrylic acid, second group was etched with Er,Cr:YSGG laser and third group was not etched as the control group. Fuji IX GP, Fuji II LC, Dyract XP and GCP restorative materials were applied to dentin surface as 4x4 mm cylindrical block. After storing the specimens in artificial saliva at 37 °C for 24 hours, shear bond strengths of the restorative materials were measured with Shimadzu AGS-X 50kN testing machine at crosshead speed of 0.5 mm/min. The fractured surfaces were examined in stereomicroscope and SEM. Statistical analysis was made using SPSS programme for Windows 21.0. **Results:** For Fuji IX, there was no significant difference between acid-control and laser-control groups ( $p>0,05$ ); the highest bond strength values were observed with etched condition ( $p<0,05$ ). For Fuji II, there was no significant difference between acid-control groups ( $p>0,05$ ); laser application showed the lowest bond strength values compared to other surface conditions ( $p<0,05$ ). For Dyract XP, acid and laser groups showed better bond strength values than control group ( $p<0,05$ ); no significant difference was found between acid-laser groups ( $p>0,05$ ). For GCP group, there was no significant difference between in all conditions ( $p>0,05$ ). Moreover, in all different conditions of the dentin surface treatment, bond strength values were observed highest in Dyract XP specimens and lowest in GCP specimens ( $p<0,05$ ). **Conclusions:** Application of Er,Cr:YSGG laser on dentin surface was not effective on bond strengths than conventional methods. Glass carbomer restorative material showed weak shear bond strengths.

**Key Words:** Er,Cr:YSGG laser, glass ionomer, glass carbomer, shear bond test

### 3. GİRİŞ VE AMAÇ

Minimal invaziv diş hekimliği çürük diş dokusunun uzaklaştırılması sırasında sağlıklı diş dokusunun korunmasını amaçlar. Enfekte diş dokuları uzaklaştırıldıktan sonra, etkilenmiş diş dokusunun tekrar remineralizasyonuna olanak sağlamak için cam iyonomer simanlar restoratif materyal olarak seçilebilir (Garbui ve ark., 2013).

Cam iyonomer simanların biyouyumlu, antibakteriyel olmaları, flor salınımları, hidroksiapatit kristallerini remineralize etme özellikleri ve diş dokularına kimyasal bağlanmaları restoratif materyal olarak kullanılmalarını teşvik etmektedir (Smith, 1992; Davidovich ve ark., 2007; Nikolaos ve ark., 2007; Modena ve ark., 2009).

Cam iyonomer simanların olumlu özelliklerinin yanı sıra sertleşme reaksiyonun başlangıcında fiziksel özelliklerinin zayıf olması, neme hassas olmaları önemli dezavantajlarıdır (Sidhu, 2011). Düşük mekanik özellikler, cam iyonomer simanların yüksek stres taşıyan posterior bölgede restoratif materyal olarak kullanılmalarını kısıtlamaktadır (Xie ve ark., 2000).

İdeal restoratif dolgu materyali üzerine çalışmalar hala devam etmektedir. Simanların geliştirilmesi için bugüne kadar birçok araştırma yapılmıştır: cam iyonomer simanlara metal partikülleri eklenmiş, rezin katılarak modifiye edilmiş, viskozitesi artırılmış ve son zamanlarda cam karbomer simanlar geliştirilmiştir (Cho ve Cheng, 1999; Frankenberger, 2009).

Konvansiyonel cam iyonomer simanların içine nanopartiküllerin (nanoflorapatit, nanohidroksiapatit) eklenmesi ile oluşturulan cam karbomer simanların mekanik özellikleri ve dentine olan bağlantıları cam iyonomer simanlara göre daha yüksek bulunduğu belirtilmiştir (Moshaverinia ve ark., 2008).

Dolgu materyallerinin dentin ve mine dokularına bağlantılarının artırılması için asit ile yüzey pürüzlendirmesi dışında farklı metodlar da önerilmiştir. Bu metodlardan biri lazer ile pürüzlendirilmedir. Yeni jenerasyon Er,Cr;YSGG lazer dentin-mine yüzey pürüzlendirilmesinde kullanılabilir. Bu lazer su ve hava yardımıyla lazer enerjisini kombine ederek mine ve dentini pürüzlendirmektedir.

2780 nm dalga boyu olan Er,Cr;YSGG lazerin dentin ve minede bulunan suya afinitesi vardır (Navimipour ve ark., 2012).

Son çalışmalar erbiyum lazer uygulanmış mine ve dentin yüzey özelliklerinin asit ile pürüzlendirilmiş mine ve dentin yüzey özellikleriyle benzer olduğunu göstermektedir ve klinisyenleri kimyasal pürüzlendirmeye alternatif olarak lazer ile pürüzlendirmeye yönlendirmektedir (Botta ve ark., 2009). Er,Cr;YSGG lazer uygulaması, %37'lik fosforik asit uygulanarak dentin yüzeyinin pürüzlendirilmesi için uygun alternatif teknik olarak gösterilmiştir (Hossain ve ark., 2011).

Cam iyonomer simanların flor salınımları, mine ve dentin dokularına iyonik difüzyon yolu ile kimyasal bağlanmaları, yüksek stres taşımayan bölgelerde restoratif materyal olarak kullanımlarını popüler hale getirmektedir (Sennou ve ark., 1999; Attar ve Onem, 2002). Er,Cr:YSGG lazerin dentin yüzeyinde mineral içeriğini arttırması ve kollajen proteinlerini şekillendirmesi sonucunda cam iyonomer simanların bağlanım dayanımlarını arttırdığı bildirilmiştir (Seçilmiş ve ark., 2008).

Yeni bir materyal olan cam karbomer simanlar (Cehreli ve ark., 2013) ve lazerin dentini pürüzlendirme etkinliği (Garbui ve ark., 2013) ile ilgili yeterli sayıda çalışmanın olmaması in vitro çalışmalar ile değerli bilgilerin elde edilebileceğini göstermektedir. Çalışmamızda cam iyonomer ve cam karbomer dolgu maddelerinin asit veya lazer ile pürüzlendirilmiş dentin yüzeylerine uygulanarak makaslama kuvvetlerine dayanımları incelenecektir.

## 4. GENEL BİLGİLER

### 4.1. Direkt Estetik Posterior Restorasyonlar

Estetik kavramına olan ilginin artmasıyla arka grup dişlerin restorasyonu amacıyla kullanılan materyallerde de önemli gelişmeler kaydedilmiştir. Günümüzde estetik amaçla kullanılan ve direkt yöntemle uygulanan restoratif materyaller: cam iyonomer simanlar, hibrid iyonomer simanlar ve kompozit rezinlerdir (McLean, 1996).

#### 4.1.1. Kompozit rezinler

İlk defa 1962 yılında Rafeel Bowen tarafından geliştirilen kompozit rezinler, esas olarak organik bir matriks içerisine belli oranlarda ilave edilen inorganik doldurucular ve doldurucuların organik matrikse tutunmasını ve rezinlerin iyi mekanik özelliklere sahip olmasını sağlayan bağlayıcı kısımdan oluşan dolgu maddeleridir (Hickel ve ark., 1998; Jackson ve Morgan, 2000). Genel anlamda hem organik hem de inorganik maddeleri içeren bu dolgu maddelerine; birbiri içinde çözünmeyen, kimyasal olarak birbirinden farklı iki ya da daha fazla materyalin birleşimi anlamına gelen 'kompozit' adı verilmiştir (Leinfelder, 1985).

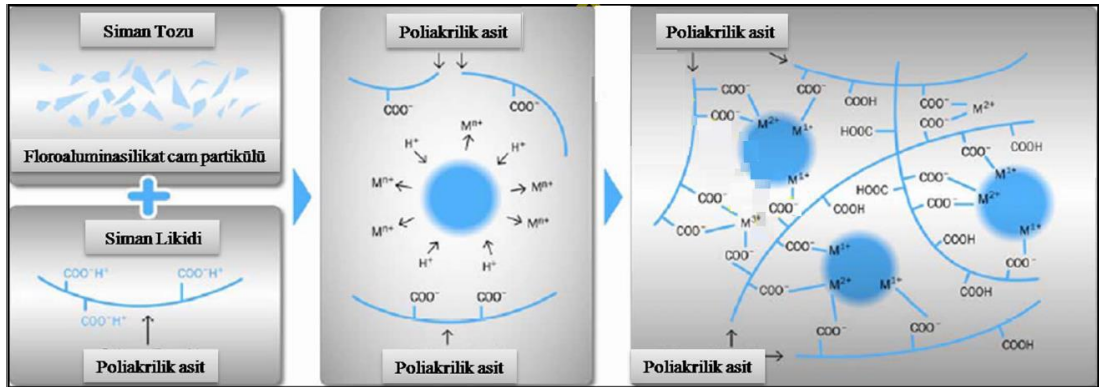
Mine ve dentin dokusuna adezyon ile bağlanan kompozit rezinler 1962 yılından günümüze kadar önemli gelişmeler göstermiştir. Önceden kullanılan restoratif materyallerin 25-30 µm olan yıllık aşınma direnci, günümüzde 10 µm'nin altındaki aşınma direnci değerlerindedir. Doldurucu partiküllerin modifikasyonu da yeni jenerasyon kompozitlerin gelişimini hızlandırmaktadır (Leinfelder, 1995). Rezin teknolojisindeki bu gelişmeler kompozitlerin, direkt posterior restorasyonlardaki kullanımını yaygınlaştırmaktadır (Hickel ve ark., 1998).

Kullanım alanları hala sınırlı olan kompozitler, diş rengindedirler, ısı iletkenlikleri düşüktür, diş dokularına adezyon ile bağlanırlar, kenar sızıntıları azalmıştır, konservatif kavite preparasyonu için uygundur, çürük temizlendikten sonra geriye kalan diş dokularını desteklerler, restorasyon tek başına bitirilebilir, porselen ve altın restorasyonlara oranla daha ekonomiktirler (Altun, 2005).

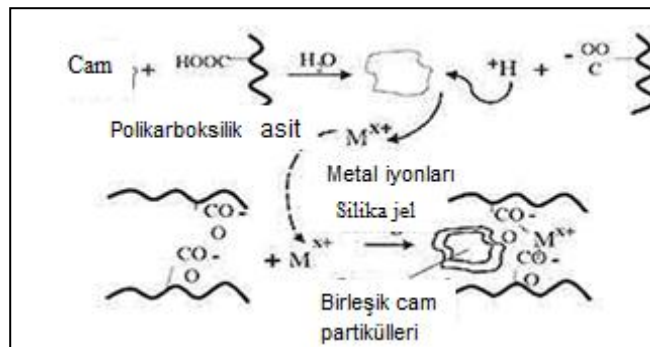
Posterior kompozitlerin bu olumlu özelliklerinin yanı sıra, uygulamalarının zor olması, özel bir yetenek ve deneyim gerektirmesi, streslerin yoğun olduğu bölgelerde abrazyon, polimerizasyona bağlı büzülme ve marjinal sızıntı göstermesi gibi dezavantajları da vardır (Giachetti ve ark., 2006).

#### 4.1.2. Cam iyonomer simanlar

Cam iyonomer simanlar diş hekimliğine ilk defa 1972 yılında Wilson ve Kent tarafından tanıtılmıştır. Geliştirilen ilk cam iyonomer siman, fluoro-alumino-silika-cam toz tanecikleri ve poli-karboksilik asit arasındaki sulu ortamda meydana gelen asit-baz reaksiyonu sonucu oluşan bir üründür. Cam iyonomer simanların sertleşme mekanizması, florealümina silikat cam tozu ile poliakrilik asidin sulu solüsyonundaki bileşenlerin karıştırılması sonrası, katı cam tozlarının asit gruplarını nötralize etmesine dayanan bir reaksiyon sonucu gerçekleşmektedir (Lohbauer, 2010) (Şekil 4.1, 4.2).



Şekil 4.1. Cam iyonomer simanın sertleşme mekanizması



Şekil 4.2. Cam iyonomer simanlarda asit-baz reaksiyonunun şematığı

### **Cam iyonomer simanların avantajları (Croll ve Nicholson, 2012)**

- Dişlerin mine, dentin ve sement dokusuna kimyasal olarak bağlanır.
- Pulpa dokusuna zararlı etkileri çok azdır. Yapısında bulunan poliakrilik asitin molekülleri (iyonik çapları) geniş olduğundan, dentin kanalcıklarından difüzyonu güçtür.
- Fluorid açığa çıkarırlar, bu nedenle çürük önleyici (antikaryojenik) özelliğe sahiptirler.
- Profesyonel florid uygulamalarında tekrar florid kazanıp bunu zaman içerisinde salgılayan bir döngü mekanizmasına sahiptirler (şarj edilebilirler).
- Termal genişleme katsayıları diş dokusuna yakındır.
- Çürüğü kaldıracak düzeyde daha konservatif bir tedavi yapabilme imkanı sunarlar.
- Kron-köprü simantasyonlarında çok ince bir film tabası oluştururlar.
- Paslanmaz çeliğe, platine ve altına iyi tutunurlar. Amalgama olan yüksek bağlanma özelliğinden dolayı amalgam onarımlarında kullanılırlar.
- Materyalin biyolojik uyumu vardır.

### **Cam iyonomer simanların dezavantajları (Croll ve Nicholson, 2012)**

- Uygulama esnasında titiz bir çalışma gerektirirler.
- Sertleşme sırasında su ve ağız sıvıları ile temas ettiğinde porozite, çatlama, renklenme ve çözümler meydana gelir. Sertleşmenin başlangıç devresinde siman su ile temas eder ise, siman yüzeyinden Ca ve Al iyonları uzaklaşarak, simanın translusentliğinin kaybolmasına neden olur. Böylece zayıflamış olan siman yüzeyi erozyona uğrar.
- Sertleşme süresi uzundur.
- Okluzal streslerin fazla olduğu alanlarda düşük abrazyon direncine sahiptirler.
- Kompozitle karşılaştırıldığında estetik olarak çok iyi değildir.
- Çok iyi cila yapılamamaktadır.

### **4.1.3. Hibrid iyonomer simanlar**

Cam iyonomer simanlardaki gelişmelere rağmen, sertleşme reaksiyonu esnasında hidrate olması, polimerizasyonun hekim tarafından istenilen zamanda başlatılamaması, basınç ve gerilme dayanıklılıklarının ve estetik özelliklerinin zayıf olması gibi dezavantajların üstesinden gelebilmek için çalışmalar başlamıştır (Guggenberger ve ark., 1998).

Hibrid iyonomer simanlar iki gruba ayrılmaktadır:

#### **4.1.3.1. Rezin modifiye cam iyonomer simanlar (RMCİS):**

Konvansiyonel cam iyonomer simanların fiziksel özelliklerini arttırmak amacıyla 1980'lı yılların sonunda su bazlı geleneksel cam iyonomerlerin yapısına, HEMA (Hidroxyethyl Methacrylate) gibi suda çözünür bir metakrilatin eklenmesiyle rezin modifiye cam iyonomer simanlar üretilmiştir (Croll ve Nicholson, 2002). Rezin modifiye cam iyonomer simanlar %20 rezin ve %80 cam iyonomer siman esaslı hibrit restoratif materyallerdir (Önal ve Pamir, 2005). Sertleşme reaksiyonları hem ilave edilen metakrilat monomerlerinin ışık ile ativasyonu hem de cam iyonomer simanlardaki gibi asit-baz reaksiyonu sonucu oluşmaktadır. Kullanılan ürüne bağlı olarak bu reaksiyon kimyasal olarak sertleşmekte, ışıkla polimerize olmakta veya her ikisinin birlikte gerçekleşmesi şeklinde görülmektedir (Burgess ve ark., 2002).

Rezin modifiye cam iyonomer simanlar, daha uzun çalışma süresine sahip olması, ışıkla sertleşmesi ve uygulamanın diş hekimi tarafından kontrol edilebilir olması nedeniyle konvansiyonel cam iyonomer simana göre daha avantajlıdır (Lorente ve ark., 1999). Ayrıca biyolojik olarak uyumlu, dişe kimyasal olarak bağlanan ve flor salımı olan, hidrofilik, estetik, kolay uygulanabilir ve ağız dokularında az çözünen bir materyal olduğunu bildirmişlerdir (Croll ve Nicholson, 2002).

Rezin modifiye cam iyonomer simanlar konvansiyonel cam iyonomer simanlar ile karşılaştırıldığında, RMCİS'ların diş dokularına daha zayıf adezyon göstermesi,

daha az flor salımı eğiliminde olması bu simanın dezavantajlarını oluşturmaktadır. Ayrıca konvansiyonel cam iyonmer simanlar yavaş sertleştiklerinden diş dokusu çevresine sınırlı zarar vererek restorasyondan stres salınımına izin vermektedir. RMCIS'larda ise sertleşme sırasında daha fazla polimerizasyon büzülmesi görülmesi, buna bağlı olarak gelişen mikrosızıntı problemi materyalin diğer dezavantajlarını teşkil etmektedir (Nicholson ve Croll, 1997).

#### **4.1.3.2. Poliasit modifiye kompozit rezinler (kompomer):**

1990'lı yılların başında kompozit rezin ve cam iyonmer siman esaslı materyallerin üstün özelliklerini birleştirmek amacıyla oluşturulan ve kullanıma sunulan restoratif materyallere, üretici firmalar tarafından 'kompomer' adı verilmiştir (Bala, 1998). %30 cam iyonmer siman ve %70 kompozit rezinin karışımından elde edilen kompomerler, kompozit rezinin polimerize olan grubunu, cam iyonmerin ise asidik grubunu içerir, başka bir deyişle, bu materyallerin matriks yapısı, ışıkla polimerize olan rezin ve polikarboksilik molekül içerir (Christensen, 1997; Crisp ve Burke, 1998). Materyal polimerizasyon yolu ile sertleşir ve asit-baz reaksiyonu karboksilik grup ve dolduruculardan salınan katyonlar arasında yavaş bir biçimde gerçekleşir. Polimerizasyon, sertleşmede daha fazla rol almaktadır. Asit-baz reaksiyonu ise sadece suyun varlığında gerçekleşmektedir (Sales ve ark, 2003). Poliasit modifiye kompozit rezinlerin, geleneksel ve rezin modifiye cam iyonmer simanlardan daha az flor saldıgı, fotoaktivasyon olmadan meydana gelen asit-baz reaksiyonuna sahip olmadığı için daha çok bir rezin esaslı dolgu materyali gibi davrandığı belirtilmiştir (Vermeersch ve ark., 2001). Konvansiyonel ve rezin modifiye cam iyonmer simanlara göre daha estetik bir restoratif materyaldir. İçeriğindeki rezin oranına bağlı olarak polimerizasyon büzülmesi gösterirler. Süt dişlerinde ve daimi dişlerin bir kısım restorasyonlarında daimi veya geçici dolgu materyali olarak kullanılabilmeleri, kaviteye kolaylıkla taşınabilmeleri, el aletleriyle işlenebilir olmaları, çeşitli renk seçeneklerine sahip bulunmaları ve cam iyonmerlere göre dayanıklılıklarının daha uzun süreli olması avantajları arasındadır (Nicholson ve Alsarheed, 1998; Rosenstiel ve ark., 1998).

Kompomerlerin klinik uygulamalarında dişin mine dokusuna asitleme yapılmasına gerek yoktur. Kompomerlerde farklı bağlayıcı sistemler kullanılabilir. Bununla birlikte, genellikle primer ve adeziv tek şişede kombine edildiği tek basamaklı bir bağlayıcı sistem kullanılmaktadır. Kompomerlerin diş sert dokularına bağlanması iki mekanizma ile kontrol edilmektedir. Bunlardan ilki kompomerin içinde bulunan hidrofilik karboksilik asit üniteleri, diğeri ise uygulanan adeziv sistemdeki bonding ajanıdır (Dayangaç, 2000; Nicholson, 2007).

#### **4.1.4. Cam iyonomer simanların fiziksel özelliklerinin artırılması**

##### **4.1.4.1. Ultrasonik dalga aktivasyonu**

Son zamanlarda yapılan çalışmalarda ultrasonik enerji uygulanarak sertleşmesi tamamlanan cam iyonomer simanların daha fazla mikrosertlik gösterdiği bildirilmektedir. Ultrasonik dalgalarla enerji yüklemesi yapılması cam iyonomer simanın, restoratif materyal olarak kullanılacağı zaman kuvvetlere karşı daha dayanıklı olması ve uzun ömürlü olması açısından tavsiye edilmektedir (Towler ve ark., 2001; Towler ve ark. 2003; Baloch ve ark., 2010).

##### **4.1.4.2. N-vinylcaprolactam eklenmesi**

Cam iyonomer simanların fiziksel özellikleri artırmak amaçlı uygulanan bir diğer yöntem de geleneksel cam iyonomer simanlara N-vinylcaprolactam (NVC) eklenmesidir (Moshaverinia ve ark., 2010; Moshaverinia ve ark., 2011a; Moshaverinia ve ark., 2011b).

Moshaverinia ve arkadaşları çalışmalarında NVC içerikli cam iyonomer simanların geleneksel simanlara göre yüzey özelliği açısından daha başarılı ve aynı zamanda mine ve dentine adezyonu daha iyi olduğunu bildirmişlerdir (Moshaverinia ve ark., 2011b). Bir diğer çalışmada da NVC içerikli cam iyonomer simanların kırılma dayanıklılığı ve bükülme direncinin geleneksel cam iyonomer simanlardan daha yüksek olduğu bildirilmiştir (Moshaverinia ve ark., 2010).

#### **4.1.4.3. Isı uygulanması**

Yapılan bir çalışmada cam iyonomer simanların başlangıç sertleşme süresinin bitiminin ardından 2 dakika süre ile  $80\pm 20$  °C sıcaklık uygulanmış ve ısı uygulamasının geleneksel cam iyonomer simanın mikrosertlik ve mekanik özelliklerini olumlu yönde etkilediği saptanmıştır (Kuter, 2006).

#### **4.1.4.4. Nanopartiküllerin eklenmesi**

Rezin kompozitlere nanopartikül eklenmesi kompozitlerin dayanıklılığını ve mekanik özelliklerini artırdığı bulunmuştur (Disney ve ark., 1992; Ahovuo-Saloranta ve ark., 2008). Yakın zamanda cam iyonomer simanlara nanopartikül eklenmesi gündeme gelmiştir. Materyalin tozuna iterbiyum florür ve baryum sülfat nanopatiküllerinin eklenmesinin çalışma süresi ve başlangıç sertleşme süresini kısalttığı, ancak baryum sülfatın daha fazla eklenmesi sertleşme reaksiyonuna engel olduğu bildirilmiştir. Basma dayanıklılığının baryum sülfat veya iterbiyum florür eklenmesiyle azaldığı ve yüzey sertliğinin önemsiz oranda arttığı; fazla nanopartikül ilavesiyle ise azaldığı bulunmuştur (Prentice ve ark., 2006).

Nanopartikül teknolojisi ile mine benzeri yapı oluşturulmak istenmiştir ve sonuç olarak cam karbomerler ortaya çıkmıştır. Cam karbomerlerde küçük partiküllü gelişmiş toza floropatit eklenmiştir (Chen ve ark., 2012).

##### **4.1.4.4.1. Cam karbomerler**

Cam iyonomer esaslı olan ve son yıllarda kullanıma sunulan cam karbomer simanlar klinik endikasyonları bakımından cam iyonomerlere benzerlik göstermektedir (Ulrike ve Nicoleta, 2013). Cam iyonomer simanları geliştirmek için kompozisyonlarında gerçekleştirilen değişimlerin sonucunda elde edilen restoratif materyaller in vivo olarak SEM yardımı ile incelenmiş ve mine benzeri bir yapının olduğu tanımlanmıştır. Cam iyonomerlerin kompozisyonlarındaki gelişmeler cam iyonomer esaslı yeni bir materyal olan cam karbomer simanın gelişimine olanak sağlamıştır (Van Duinen ve ark., 2004). Toz ve likitten oluşan cam karbomer simanlar, nano partiküllü toz ve floropatit içermektedir (Chen ve ark., 2012). Likiti

poliakrilik asittir (Cehreli ve ark., 2013). Cam karbomer simanların sertleşme reaksiyonları kimyasal olarak gerçekleşmektedir.

Cam karbomer simanlar, florosilikat cam tozunun 1) alkil gruplarında 1 ve 4 karbon atomları içeren terminal hidroksil gruplarına sahip poly (dialkilsiloksan), 2) sulu asit solüsyonu ile muamele edilmesi ve daha sonra işlem görmüş florosilikat cam tozunun sulu asit solüsyonundan ayrıştırılması ile elde edilmektedir (Van Den Bosch ve Van Duinen, 2006).

Siman içerisine nano partiküllerin (nanofloarapatit ve nanohidroksiapatit) eklenmesi materyalin mekanik özelliklerini arttırmaktadır (Moshaverinia ve ark., 2008). Kimyasal olarak sertleşen cam karbomer simanlar, ısıyla optimize olmaktadır (Ulrike ve Nicoleta, 2013).

Üretici firma, cam karbomer simanlar için cam iyonomerlerle karşılaştırıldığında daha iyi performans gösterdiği, büzülme ve genleşmenin olmadığı, mükemmel flor salınımı gösterdiği, abrazyona karşı daha az hassasiyetin olduğu, daha az çözündüğü, daha az suya hassasiyetin olduğu, daha iyi bağlanma gösterdiği, yüzey özelliklerinin daha iyi olduğu ve sertliğinin daha iyi olduğunu bildirmektedir. Bunların yanında cam iyonomerlerle karşılaştırıldığında sertleşme sonrası daha kolay cilalanabildiği belirtilmektedir. Diğer avantajları olarak iyi bir akıcılığa sahip olması, kaviteye uygulanabilirliğinin kolay olması, fissür örtücü olarak kullanılabilmesi, sertleşme süresinin kısa olması, geliştirilmiş fiziksel özelliklerinden dolayı yüksek stres taşıyan bölgelerde kullanılabilmesi, dentin replasmanında ve kor yapımında kullanılabilmesi belirtilmektedir (Van Den Bosch ve Van Duinen, 2006).

Sertleşme reaksiyonun başlangıcında, nem ve tükürük kontaminasyonundan materyali korumak için silikon bazlı bir yüzey örtücü uygulanmaktadır (Ulrike ve Nicoleta, 2013). Yüzey örtücü uygulandıktan sonra ısı açığa çıkaran yüksek enerjili LED ışık kaynağının kullanımı materyalin mekanik özelliklerini arttırmaktadır. Isı uygulamasının matriks formasyon reaksiyonunu hızlandırdığı düşünülmektedir (Woolford, 1994).

Cam karbomerler yeni geliştirilen restoratif dolgu materyalleridir. Literatürde cam karbomerlerle ilgili çok az sayıda çalışma yer almaktadır. Materyalin klinik başarıları ve fiziksel özellikleri hakkında bilgi sahibi olabilmek için in vivo ve in vitro çalışmalara ihtiyaç vardır.

## **4.2. Dentin Yüzey Koşullarının Değiştirilmesi**

Prepare edilmiş diş yüzeyinde oluşan smear tabakası, yüzey enerjisini azaltmakta ve bağlanma kalitesini düşürmektedir (Martinez-Insua ve ark., 2000). Klinik olarak kabul edilebilir bağlanma kuvvetlerine ulaşmak için, bağlayıcı ajanlarının uygulanmasından önce, dentin yüzeyinin özel tekniklerle modifiye edilmesi gerekmektedir (Gonçalves ve ark., 2002). Bağlanma için uygun dentin yüzeyleri oluşturmak amacıyla kimyasal (asit), mekanik (air abrazyon) (Kansu ve Gökdeniz, 2011) veya termal yöntemler (lazer) kullanılabilir (Gonçalves ve ark., 2002; Monghini ve ark., 2004).

### **4.2.1. Asit ile pürüzlendirme**

Diş sert dokularının asit uygulanarak pürüzlendirilmesi konusunda ilk adımlar Buonocore'un akrilik rezinin bağlanabilmesi için, mineyi 30 sn süresince %85'lik ortofosforik aside tabi tutması ile başlamıştır (Buonocore, 1955). Günümüzde, asit kullanılarak diş sert dokularında mikromekanik pürüzlülüğün (asit etching) sağlanması kabul edilen bir yöntemdir. Kullanılan ajan ise, %35 ya da %37'lik fosforik asittir. Adeziv sistemlerde fosforik asidin yanı sıra hem mine hem de dentini pürüzlendiren diğer asitler de kullanılmaktadır. Bunlar; %10'luk maleik asit, %10'luk sitrik asit, %2.5'luk oksalik asit, %2.5'luk nitrik asit gibi alternatif asitlerdir. Bu asitlerin etkileri zayıf olup dentin ile uyumludurlar (Nakabayashi ve ark., 1982; Latta ve Barkmeier, 1998; Lopes ve ark., 2002).

Dentin yüzeyine asit uygulanması sonucu dokunun kimyasal yapısında ve fiziksel özelliklerinde restorasyon-dentin bağlantısının kalitesini, kuvvetini ve dayanıklılığını etkileyecek büyük değişimler meydana gelir (Pashley ve Carvalho, 1997). Smear tabakası uzaklaşıp tübül ağzıları açılırken intertübüler porözite artar

yani dentin dekalsifiye olur ve kollajen yapıda denatürasyon görülür (Eliades ve ark., 1997).

#### **4.2.2. Mekanik (air abrazyon) pürüzlendirme**

Air abrazyon yöntemi ilk defa 1940 yıllarında Dr. Robert Black tarafından tanımlanmıştır. Yüksek basınçta diş yüzeyine püskürtülen alüminyum parçacıklarının kinetik enerjisi sayesinde dentinin yüzey koşulları mekanik olarak mikroabrazyon ile değiştirilebilir ve bu sırada yumuşak dokularda neredeyse hiç hasar oluşmamaktadır (Chimello ve ark., 2002; Van Meerbeek ve ark., 2003). Bu yöntemde alüminyum oksidin aşındırıcı etkisinden yararlanılır. Dentinde oluşan aşınmaya alüminyum oksit partiküllerinin büyüklüğü kadar hızı da etki etmektedir. 0.5 µm'den küçük partiküller yüzey temizliği görevi yaparken, daha büyük partiküller yüzeyde sığ çukurcuklar oluşturur. Silikon karbid, alüminyum oksit, elmas tozu, boron karbid, çelik tozu, cam tozu, sünger taşı, air-abrazyonda kullanılan tozlardır (Bertolotti, 1992; Yazıcı ve ark., 2003).

#### **4.2.3. Lazer ile pürüzlendirme**

Smear tabakasını uzaklaştırmak amacı ile uygulanan, asitle pürüzlendirme işlemleri sırasında bazı sorunlar ortaya çıkabilmektedir. Ağızda asidin istenmeyen bölgelere ulaşmasını önlemek için, uygulama ve yıkama işlemleri sırasında alınması gereken önlemlerin fazlalığı, dentin tübüllerinde asit kalabilmesi, nemli bağlanmayı sağlayabilmek için gereken dikkat ve asidin diş sert dokuları üzerinde gereğinden fazla süre kalması ile oluşabilecek zararlar vardır (Üşümez ve ark., 2000; Moritz ve ark., 2006). Bu gibi nedenlerle araştırmalar yeni pürüzlendirme teknikleri üzerinde yoğunlaşmıştır. Lazerler bu yeni yöntemlerden biridir.

Lazerle pürüzlendirme asitle pürüzlendirmede görülen bazı sorunları içermemektedir. Cihazın aerotor başlığı şeklindeki el kısmı her alana kolayca ulaşılabilir özellikte, hafif ve kullanışlıdır. Mine ve dentin yüzeylerinde istenilen alanlar ergonomik ve kontrollü olarak pürüzlendirilebilir. Lazer cihazı üzerinde dokunmatik bir parametre değişikliği ile preparasyon aşamasından pürüzlendirme

işlemine geçilebilir. İşlem asitle pürüzlendirme işlemine göre daha kısa sürede tamamlanır (Üşümez ve ark., 2000; Yenen ve ark., 2002).

Literatürde pürüzlendirme işlemlerinde Excimer, CO<sub>2</sub>, Nd:YAG, Er,Cr:YSGG, Er:YAG gibi lazerlerin kullanıldığı çok sayıda çalışma bulunmaktadır (Kantola ve ark., 1973; Silberman ve ark., 1994; Stock ve ark., 1997; Sazak ve ark., 2001; Armengol ve ark., 2002; Hossain ve ark., 2003; Yamada ve ark., 2004; Ekworapoj ve ark., 2007; Jordehi ve ark., 2007; Garbui ve ark., 2013).

#### **4.2.3.1. Diş hekimliğinde sık kullanılan lazerler**

##### **Görülebilir ışık lazerleri**

1. Argon (Ar) Lazerler (488-514 nm)
2. Diyot Lazerler (800-980 nm)

##### **İnfrared (kıızıl ötesi) lazerler**

1. Karbondioksit (CO<sub>2</sub>) lazerler (10.600 nm)
2. Holmiyum: İtriyum-Aluminyum-Garnet (Ho:YAG) lazerler (2100 nm)
3. Neodmiyum: İtriyum-Aluminyum-Garnet (Nd:YAG) lazerler (1064 nm)
4. Erbiyum, Kromiyum: İtriyum-Skandiyum-Galyum-Garnet (Er,Cr:YSGG) lazerler (2780 nm)
5. Erbiyum: İtriyum-Aluminyum-Garnet (Er:YAG) lazerler (2940 nm)

##### **4.2.3.1.A. Nd:YAG lazer**

Aktif madde olarak Neodmiyum ile kaplanmış İtriyum-Aluminyum-Garnet kristali kullanılmaktadır. Işık aktarımı esnek fiber optik kablo aracılığı ile serbest atımlı iletim modunda ve genellikle dokulara temas edilerek yapılmaktadır. Diş sert dokuları tarafından çok az, pigmentli dokular tarafından iyi, melanin pigmenti ve hemoglobinin tarafından ise kısmen absorbe edilme özelliği vardır (Coluzzi, 2000; Sun, 2000). Ancak kullanılan lazer sistemleri arasında en derine penetre olabilen lazerlerdir. Bu durumda özellikle alttaki kemik ve pulpada istenmeyen yan etkiler oluşturabilirler (Türkmen, 1997; Dederich ve Bushick, 2004).

#### **4.2.3.1.B. Er,Cr:YSGG lazer**

Er,Cr:YSGG lazerin aktif maddeleri Erbiyum ve Krom ile kaplanmış İtriyum-Skandiyum-Galyum-Garnet kristalidir (Coluzzi, 2000). Gücü, 0-6 W arasında ayarlanabilmektedir ve atım sayısı sabit olup 20 Hz'dir. Er,Cr:YSGG lazer cihazlarında enerji, fiber optik sistemle taşınarak, cihazın en ucunda bulunan aeratör formundaki başlık aracılığı ile dokuya iletilir. Başlığın uç kısmında ise özel safir uç bulunmaktadır ve hava-su spreyi cihaza bitişiktir. Işın demeti safir uçtan yayılırken aynı anda da hava-su akışı olur (Eversole ve Rizoiu, 1995; Reyto, 2001).

Er,Cr:YSGG lazerde, lazer hidroknetiği olarak nitelendirilen ve enerjisi arttırılan su partiküllerinin dokuyu uzaklaştırdığı bir sistem kullanılmaktadır (Reyto, 2001). Lazer enerjisi mine ve dentindeki hidroksil gruplarını da hedef alır ve apatit kristalindeki hidroksi grubu ile etkileşerek dişin kristal yapılarına bağlı olan su tanecikleri tarafından absorbe edilir. Mineral yapının içerisindeki suyun buharlaşması ile hacim artışı meydana gelir ve mikropatlamalar oluşur. Böylece hedef yüzeyden mekanik ve atravmatik şekilde dokunun uzaklaşması sağlanır (Coluzzi,2000).

Er,Cr:YSGG lazerler ile, hava-su püskürtmesi birlikte kullanıldığında mine, dentin, sement ve kemikte etkili bir şekilde kesimler yapılabilir (Eversole, 1995). Ayrıca çürük dokunun yüksek su içeriği nedeni ile lazer ışığı öncelikle bu dokular ile etkileşime girer ve sağlam diş dokuları korunabilir (Coluzzi, 2000).

#### **4.2.3.1.C. Er:YAG lazer**

Er:YAG lazerler Erbiyum ile kaplanmış İtriyum-Aluminyum-Garnet aktif maddeye sahiptirler. Özellikleri Er,Cr:YSGG lazerler ile benzerlik göstermektedir (Reyto, 2001). 2,94 µm dalga boyunda olan nabızsız ışın demeti, su molekülleri tarafından yüksek derecede emilebildiğinden, bu lazerler su ihtiva eden diş sert dokularında hızlı ve etkin kesim yapılabilmesine olanak tanırırlar. Bu lazer sistemleri dentin yüzeyine uygulandığında, dentinin yapısında bulunan su buharlaşır, su moleküllerinin kinetik enerjisi artar ve hedef dokuda mikropatlamalar meydana gelir (Hibst, 1989).

Çürük dokunun temizlenmesinde kullanılan Er:YAG lazerlerin, yumuşak diş dokusunu, smear tabakası oluşturmadan, etkili bir şekilde uzaklaştırabildiği ve açık dentin tübüllerinin ortaya çıktığı bildirilmiştir (Aoki ve ark., 1998; Kato ve ark., 2003).

Lazerin kullanıldığı klinik işlemlerde hasta memnuniyetsizliğinin minimum olduğu ve mutajenik ve karsinojenik etkilerinin olmadığı belirtilmiştir. Ancak olumlu özelliklerinin yanında lazerin, diş dokularını kesmedeki düşük hızının klinik kullanım alanlarını kısıtladığı da bildirilmektedir (Matsumoto ve ark., 2007).

Er,Cr:YSGG ve Er:YAG lazerlerin, diş dokularına etkileri incelendiğinde yüzeyde termal hasar belirtisi göstermeyen mikroskopik ve makroskopik alanlar oluşturdukları görülmüş ve bu pürüzlü yapının rezin esaslı materyallerin ve adeziv restorasyonların bağlantısını arttırabileceği düşünülmüştür (Ceballos ve ark., 2001; Usumez ve Aykent, 2003).

Çalışmalar; lazerlerin mine ve dentin üzerine farklı etkileri olduğunu göstermiştir. Bu durum mine ve dentinin organik içeriklerindeki farklılıktan kaynaklanmaktadır. Erbiyum lazerle dentinin ablasyon miktarı, su içeriğinin mineye göre fazla olmasından dolayı daha yüksektir. SEM çalışmalarından elde edilen görüntüler, lazerle prepare edilmiş veya pürüzlendirilmiş dentin yüzeyinin, düzensiz girinti çıkıntılar ihtiva ettiğini göstermiştir. Pek çok çalışmada; lazer uygulanan dentin yüzeylerinde peritübüler dentinin belirgin olarak kaldığı, intertübüler dentinin ise daha fazla su içeriğine sahip olduğu için, lazer tarafından daha fazla miktarda uzaklaştırıldığı belirtilmiştir. Lazer uygulamasından daha az etkilenen peritübüler dentinde tübül ağzları genişlemez, kraterimsi çıkıntılı bir tübül ağzı açılması söz konusu olur (Bertrand ve ark., 2004; Delme ve ark., 2006; Cardoso ve ark., 2008).

### **4.3. Bağlanma Kuvveti Testleri**

Hızla gelişmekte olan adeziv dişhekimliğinde, kullanıma sunulan yeni bir ürünün klinik uygunluğunu değerlendirebilmek için yapılan in vivo testler uzun zaman gerektirirken, maliyeti yüksek ve standardizasyonu zor metotlardır. Bu nedenle araştırmacılar için etkin ve çabuk sonuç veren, parametreleri değiştirilebilir

ve sonuçları kıyaslanabilir in vitro testler, bağlantı direncinin belirlenmesinde in vivo metotlara oranla daha fazla tercih sebebi olmuştur (Tanumiharja ve ark., 2000a; Yeşilyurt ve Alıcı, 2006).

İn vitro koşullarında dental malzemelerin ve bağlayıcı ajanların diş dokularına olan bağlantı dayanımlarını belirlemede aşağıdaki test yöntemleri kullanılmaktadır (Degrange ve ark., 1994; Cardoso ve ark., 1998; Courson ve ark., 2005):

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

Bağlantı direnç testlerinin en yaygın olarak kullanılanları çekme ve makaslama testleridir. Çekme ve makaslama testleri, restorasyonların ağız ortamında maruz kalacakları olası gerilmeleri taklit ederek materyalin direncini araştırırlar (Al-Salehi ve Burke, 1997). Pek çok faktör bu tip testlerin sonuçlarını etkileyebileceğinden bu testler genellikle geniş varyasyon katsayıları olan sonuçlar ortaya koyarlar (Van Noort ve ark., 1989; ISO/TS 11405, 2003). Bağlanma işlemi ve test uygulanması esnasında farklı bir gerilime sebebiyet vermemek gerekmektedir. ISO dökümanlarında hem test işlemi hem de bağlanma işlemi esnasında sabitlemeyi güvenle sağlayabilecek özel enstrümanlar tanımlanmıştır. Bağlantı kuvvetlerini ölçmede, uygulanan kuvvetin örnekler üzerinde bükücü veya rotasyonel kuvvetler oluşturmaması gerektiğine dikkat çekilmiştir (ISO/TS 11405, 2003).

Doksanların ortalarına kadar makaslama bağlanma ve çekme bağlanma dayanımı testleri genellikle 3-6 mm çapında geniş bağlanma yüzeyleri olan örneklerde gerçekleştirilmiştir. Buna “makro” makaslama ve çekme testleri denmiştir (Van Noort ve ark., 1991). Daha sonraları daha küçük yüzeylerin kullanılmasına olanak sağlayan mikro-çekme testi ve dişlerde bölgesel değişimlerin

bağlanma kuvvetlerine etkisini değerlendiren mikro-makaslama testleri de kullanılmaya başlanmıştır (Shimada ve Tagami, 2003).

Fakat yapımının kolay olması, minimal donanım ve örnek hazırlanması ihtiyacı nedeni ile konvansiyonel makaslama ve çekme testleri daha çok tercih edilmiştir (Poitevin ve ark., 2008). Mikro bağlanma testlerinin artmakta olan ününe rağmen, derlemeler konvansiyonel makaslama ve çekme testlerine dayanarak yapılmıştır. Son yıllarda makro testler kullanılarak yayımlanan makalelerin sayısı halen yüksektir ve dental adezyon hakkında birçok mevcut bilgi, büyük bağlanma yüzeyleri olan örnekler üzerinde yapılan testlerden elde edilmektedir (Braga ve ark., 2010).

#### **4.3.1. Çekme testi**

Çekme testlerinde kopma kuvveti, hazırlanmış diş yüzeyine 90° açı ile uygulanmalıdır. Ayrıca test cihazı, diş yüzeyi ve adeziv materyal arasındaki doğru konumu korumalıdır. Bu amaçla ISO dokümanlarında bağlanma işlemi esnasında sabitlemeyi sağlayacak özel ekipmanlar tanımlanmıştır (ISO/TS 11405, 2003).

Çekme testlerinde diş ile adeziv arasındaki konum doğru olarak sağlanmışsa, stres dağılımı uniform şekilde oluşur. Fakat pratikte bunu sağlamak çok zordur. Uygulanan kuvvetin doğrultusu ve örneğin konumundaki en ufak sapma, kuvvet dağılımının uniform olmamasına ve sonucun etkilenmesine neden olmaktadır (Eliades, 1994).

#### **4.3.2. Makaslama testi**

Makaslama testlerinde kopma kuvveti, hazırlanmış diş yüzeyine paralel olarak uygulanmalıdır. ISO 11405 dokümanında, makaslama testinde kullanılacak test cihazı, örneğin sabitlenebilmesi için sert bir blok ve buna bağlı 0,5 mm'lik künt bir uca sahip olan ayırıcı yüzey olarak tanımlanır (ISO/TS 11405, 2003). Ayırıcı yüzeyin, diş-adeziv bağlanma yüzeyine olabildiğince en yakın noktadan teması sağlanmalıdır, aksi takdirde dönme momenti oluşması yönünde güçlü bir eğilim oluşur. Çekme kuvvetleri ile karşılaştırıldığında; makaslama testlerinin ağız ortamının karışık karakterdeki kuvvetlerini daha iyi taklit ettiği bildirilmektedir

(Leinfelder, 2001). Bağlanma testleri içinde en kolay ve sık uygulanan makaslama testleridir. Yük dağılımı uniformdur (Pashley ve ark., 1995).

Herhangi bir adeziv sistem için en çok rapor edilen özellik makaslama dayanımıdır. Tipik bir testte çekilmiş dişin bir yüzeyi düzleştirilir, adeziv sistem uygulanır ve silindirik rezin esaslı dolgu materyali veya seramik restorasyon bağlanır. Kırılma oluşuncaya kadar kuvvet uygulanır ve sonuç kaydedilir (Swift ve ark., 1995).

#### **4.4. Yaşlandırma İşlemleri**

##### **4.4.1. Isısal evirim (termal siklus) işlemi**

Restoratif materyaller, diş dokusundan farklı ısısal genleşme katsayılarına sahiptirler. In vitro deneylerde de in vivo çalışmalara uygunluk sağlanabilmesi için ağız içinde yemek yeme, sıvı tknetimi ve nefes alma gibi olaylardan doğan ısı değişikliklerinin taklit edilmesi gerekir. Isısal evirim işleminde örnekler farklı ısı derecelerinde olan banyolarda belirli srelerde tutulmaktadır. Bu işlem yine çok sayıda evirim uygulanarak devam etmektedir. Isısal evirim işlemindeki ısı ve devir sayısı restorasyonun doğal ortamda karşılaşacağı ısı değişiklikleriyle doğrudan ilişkilidir (zyney G, 2005).

Isı banyosu işlemi, bağlayıcı ajanın dayanıklılığını ölçen testlerin önemli bir bileşeni olarak grlmektedir. İlk olarak Nelson ve ark. ısı değişiklikleri nedeniyle sıvılarda marjinal sızıntıların meydana geldiğini göstermişlerdir (Nelson ve ark., 1952). Dental materyallerin in vivo kullanımlarını taklit etmek için yapılan ısısal evirim çalışmalarında standart bir işlem sayısı ve ısı aralığı yoktur. evirim sayıları 100-50000 arasında değişmektedir. Bu sayılardaki değişimler çoğu zaman isteğe bağlı değiştirilmekte ve bu yüzden de çalışmalar arasında bir bağlantı kurulamamaktadır (Amaral ve ark., 2007). Yaklaşık olarak günde 20-50 adet benzer evirimin ağız içinde meydana geldiği düşünülürse 10000 ısısal evirim, materyalin ağız içinde 1 yıllık kullanımına karşılık gelmektedir (Gale ve Darbvell, 1999). Canlılardaki diş yüzeylerinde oluşacak sıcaklık değerleri için birçok farklı görüş mevcuttur. Ancak, genelde ısısal evirim çalışmalarında ısı aralığının alt limiti olarak

suyun donma derecesi, üst limit için de buharlaşma sıcaklığının yarısına yakın değerler kullanılmaktadır. Bu aralıklar; 4-58 °C, 4-60 °C, 5-55 °C, 5-60 °C, 10-50 °C gibi sıralanabilir (Palmer ve ark., 1992; Amaral ve ark., 2007). Su banyoları arasındaki transfer süresi, yapılan araştırmalarda 3 saniyeden 15 saniyeye kadar değişmektedir (Dos Santos ve ark., 2005). Daha kısa sürede olan transferlerin ağız içindeki ani sıcaklık değişimlerini daha iyi taklit edeceği bildirilmektedir (Ernst ve ark., 2004).

#### **4.4.2. Yapay tükürükte bekletme**

Sadece su kullanarak ağız ortamını taklit etmek yetersiz kalmaktadır. Materyallere göre farklılık göstermesine rağmen, ağız ortamının kimyasının dikkate alınması gerektiği; bu sebeple enzim içeriği olmayan, inorganik içerikli yapay tükürük kullanmanın çok daha doğru bir yaklaşım olduğu belirtilmiştir (Musanje ve Darvell, 2003).

Yapay tükürük, ağız ortamının kimyasal içeriğini taklit etmek adına doğal tükürük yerine kullanılan bir test materyalidir. Doğal insan tükürüğü kullanımı, içeriği kişiden kişiye farklılık gösteren, enzim, mikroorganizma, protein gibi ayırıcılar içerdiği için zor ve doğru bir yaklaşım değilken, yapay tükürük kullanımı standardizasyonu sağlamak açısından daha kolay bir yöntemdir (Musanje ve Darvell, 2003).

Yapay tükürüğün in vitro çalışmalara ilk girişi 1931 yılında Souder ve Sweeney tarafından dental amalgamlardaki civanın toksik etkisinin araştırılması amacıyla olmuştur. Bundan sonra araştırmacılar yeni formüller üretmeye devam etmişlerdir. Çalışmalarda çok farklı yapay tükürük solüsyonlarına rastlanmaktadır (Leung ve Darwell, 1997).

#### **4.4.3. Suda bekletme**

Suda bekletme yönteminde örnekler, belirlenen bir süre için 37 °C'de sıvı içerisinde bekletilmektedir (De Munck ve ark., 2005; Abdalla ve Feilzer, 2008). Bekletme süresi birkaç aydan 4-5 yıla kadar değişebilir veya daha uzun bir süre

olabilir. Yapılan çalışmalarda, kısa süreli bekletmelerde bile bağlanma kuvvetinin önemli ölçüde azaldığı rapor edilmiştir (Shono ve ark., 1999; De Munck ve ark., 2003; De Munck ve ark., 2005; Abdalla ve Feilzer, 2008).

#### **4.4.4 Okluzal yükleme**

Mekanik yükleme stresini taklit etmek için in vivo oluşan streslere benzer stresler yüklenmelidir. Çiğneme simülatörlerinde örnekler yaşlandırıldıktan sonra bağlanma etkinliği ölçülür (Frankenberger ve ark., 2003).

### **4.5. Bağlanma Kuvveti Testleri Sırasında Meydana Gelen Ayrılma Tipleri**

Adezyon, farklı moleküller arasındaki çekim kuvvetidir. Kohezyon ise aynı cins moleküllerin arasındaki çekim kuvvetine denir. Bağlanma kuvvetinin test edildiği örneklerde, bağlanma gösteren materyallerin kütleli dirençleri, ortaya çıkacak ayrılma tipini etkiler. Ayrılma tipleri adeziv ayrılma ve koheziv ayrılma olarak sınıflandırılmaktadır. Adeziv ayrılma, adeziv materyal ile substrat ara yüzünde meydana gelen ayrılma, koheziv ayrılma adeziv ya da substrat içerisinde oluşan ayrılma, adeziv ve koheziv ayrılma, hem ara yüzde hem de materyaller içerisinde görülen ayrılma olarak tanımlanmıştır (Blatz ve ark., 2003; Blatz ve ark., 2004).

#### **4.5.1. Ayrılma yüzeylerinin incelenmesi**

##### **4.5.1.1. Stereo mikroskop (ışık mikroskobu)**

Cisimleri üç boyutlu görüntüleyebilmek amacıyla stereoskopik mikroskoplar üretilmiştir. Objeyi inceleme, disseksiyon yapma imkanı verirler. Işık mikroskobunun gözle bakılan oküler ve preparat kısmının üzerinde yer alan objektif kısımları bulunur. Objektif ve okülerin ayrı ayrı kendilerine göre bir büyütme güçleri vardır. Işık mikroskobunun büyütme gücü ise objektif ve okülerin büyütme güçleri çarpımına eşittir. Işık mikroskoplarında üzerinde x100 yazan immersiyon objektifi bulunur (Jawetz ve ark., 1989).

#### 4.5.1.2. Taramalı elektron mikroskobu (SEM)

Görüntü iletimini sağlayan ışık yollarını merceklerle değiştirerek daha küçük ayrıntıların görülmesini sağlayan aygıtlar geliştirilmiştir. Ayırım gücü, odak derinliği ve de görüntü ve analizi birleştirme özelliğinden dolayı tarama elektron mikroskobu (Scanning Electron Microscope) araştırmalarda kullanılmaktadır (Chapman, 1986).

SEM'de temel prensip primer bir elektron demeti ile örnek yüzeyinin taranmasıdır. Tarama işleminden önce örneklerin belirli bir protokole göre hazırlanması gerekir. Örnekler kakodilat buffer solusyonunda %2.5 gluteraldehit içinde sabitlenir. Daha sonra kontrasyonu gittikçe arttırılan etanol içinde dehidratasyona tabi tutulur ve kimyasal kurutma yapılır. Aluminyum kalıplara oturtulan örnekler altın veya karbon püskürtme aletiyle ince bir tabaka ile kaplanır (Della Bona ve ark., 2003; Valandro ve ark., 2005). Tarama işlemi esnasında primer elektron demeti örnek yüzeyindeki elektronlarla etkileşime girerek bu elektronların etrafa dağılmasına neden olur. Yüzeyin herhangi bir noktasından yayılan ikincil elektronların algılayıcılar tarafından tespit edilip toplanmasıyla yüzeyin topografisi, yüzey bileşenleri ve yapısı hakkında bilgi sahibi olunabilir. Algılayıcıya ulaşan elektron sayısı ne kadar fazla ise o bölgenin görüntüsü o kadar parlak, ne kadar az ise bölge görüntüsü karanlık alınır. Bu şekilde örnek yüzeyinin gri tonlarında görüntüsü elde edilir (Üşümez, 2001).

## **5. GEREÇ VE YÖNTEM**

### **5.1. GEREÇ**

#### **5.1.1. Dişlerin hazırlanması**

- Otopolimerize soğuk akrilik (Meliodent, Heraeus Kulzer GmbH, Hanau, Germany)
- 1 mm çapında elmas fissür ve rond frez (Komet, Lemgo, Germany)

#### **5.1.2. Dişlerin yüzey koşullarının değiştirilmesi**

- Er,Cr:YSGG lazer (Biolase Inc., San Clemente, CA)
- %37 ortofosforik asit (ETCH-37, Bisco, Inc., Illinois, USA)
- %20 poliakrilik asit (Cavity Conditioner, GC, Tokyo, Japan)
- Bonding ajanı (Prime&Bond NT, Dentsply, Konstanz, Germany)

#### **5.1.3. Restoratif materyaller**

- Konvansiyonel cam iyonomer dolgu materyali kapsülü (GC Fuji IX LC capsule, GC, Tokyo, Japan)
- Rezin modifiye cam iyonomer dolgu materyali kapsülü (GC Fuji II GP capsule, GC, Tokyo, Japan)
- Kompomer dolgu materyali (Dyract XP, Dentsply, Konstanz, Germany)
- Cam karbomer dolgu materyali kapsülü (GCP Glass Fill, GCP Dental, Ridderkerk, Netherlands)
- Cam iyonomer yüzey örtücü (GC Fuji Coat LC, GC, Tokyo, Japan)
- Cam karbomer yüzey örtücü (GCP Gloss, GCP Dental, Ridderkerk, Netherlands)
- Kompül tabancası (Compules Tips Gun, Dentsply, Konstanz, Germany)
- Kapsül tabancası (GC Capsule Applier, GC, Tokyo, Japan)
- Kapsül karıştırıcı (High Speed Capsule Mixer (ZhongRun Medical, Hangzhou, China)
- Cam karbomer kapsül aplikatörü (GCP CarboCap Applicator, GCP Dental, Ridderkerk, Netherlands)
- Cam karbomer LED ışık cihazı (GCP CarboLed Lamp, GCP Dental, Ridderkerk, Netherlands)

- LED ışık cihazı (Starlight S, Mectron s.p.a, Carrasco, Italy)

#### 5.1.4. Makaslama test cihazı

- AGS-X 50 kN (Shimadzu Corp., Kyoto, Japan)

#### 5.1.5. Stereo mikroskop

- Leica trinokuler stereo mikroskop (Leica Imaging Systems, Cambridge, England)

#### 5.1.6. Taramalı elektron mikroskobu (SEM)

- SEM cihazı (Jeol JSM-5910 LV, Jeol Ltd, Tokyo, Japan)

**Tablo 5.1.** Çalışmada yer alan materyallerin içerikleri

Materyal	Üretici Firma	Kimyasal Kompozisyon
<b>Fuji IX GP capsule</b>	GC Corporation, Tokyo, Japan	Poliakrilik asit, floro-alumino-silikat cam, distile su
<b>Fuji II LC capsule</b>	GC Corporation, Tokyo, Japan	HEMA, UDMA, poliakrilik asit, floro-alumina-silikat cam, distile su
<b>Dyract XP compule</b>	Dentsply, Konstanz, Germany	UDMA, dimetakrilat rezin, stronsiyum florid, bütanedioik asit, stronsiyum-floro silikat cam
<b>GCP capsule</b>	GCP Dental, Ridderkerk, Netherlands	Floro-alumino-silikat cam, poliasitler
<b>ETCH-37</b>	Bisco Inc., Illinois, USA	%37 fosforik asit (suda), incelticiler, pigmentler
<b>GC Cavity Conditioner</b>	GC Corporation, Tokyo, Japan	%20 poliakrilik asit, %3 alüminyum klorid heksahidrat, distile su
<b>Prime&amp;Bond NT</b>	Dentsply, Konstanz, Germany	Di-Trimetakrilat rezinler, PENTA, nano doldurucular-amorf silikon dioksit, fotobaşlatıcılar, stabilizörler, setilamin hidroflorid, aseton
<b>GCP Gloss</b>	GCP Dental, Ridderkerk, Netherlands	Modifiye polisiloksanlar
<b>GC Fuji Coat LC</b>	GC Corporation, Tokyo, Japan	Multifonksiyonel ürethan metakrilat, alifatik metakrilat, metil metakrilat

## 5.2. Yöntem

Bu çalışmada cam iyonomer esaslı restoratif materyallerin ve cam karbomer restoratif materyalinin lazer ve asit ile pürüzlendirilmiş dentin yüzeyine uygulanmaları ile elde edilen bağlanım dayanımlarının karşılaştırılması amaçlanmıştır.

Çalışmada 120 adet daimi insan molar dişleri kullanılmıştır. Kullanılan örnekler; uygulanan restoratif materyal bakımından konvansiyonel cam iyonomer, rezin modifiye cam iyonomer, poliasit modifiye cam iyonomer ve cam karbomer olmak üzere 4 ana gruptan oluşmaktadır. Her bir grupta, uygulanan yüzey işlemine göre alt grup sayısı 10 olacak şekilde asit, lazer ve kontrol grubu şeklinde hazırlanmıştır (Tablo 5.2).

Örnekler 24 saat süresince yapay tükürükte bekletildikten sonra makaslama testi ile bağlanım dayanımları ölçülmüştür. Kopma yüzeyleri stereo mikroskop ve taramalı elektron mikroskobu ile incelenmiştir. Verilerin istatistiksel analizleri yapılarak çalışma tamamlanmıştır.

**Tablo 5.2.** Çalışma grupları

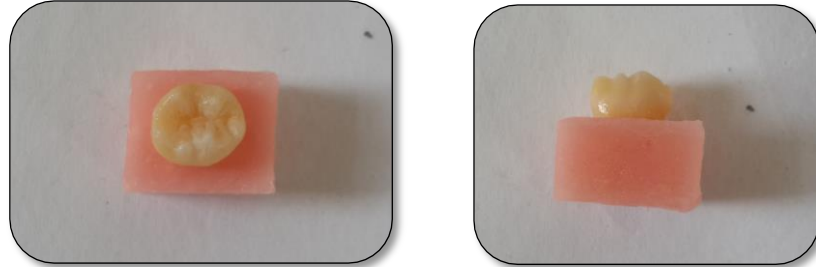
<b>Materyal</b>	<b>Yüzey Koşulu</b>	<b>n</b>
<b>CIS (Fuji IX)</b> n=30	Kontrol	10
	Asit	10
	Lazer	10
<b>RMCI (Fuji II)</b> n=30	Kontrol	10
	Asit	10
	Lazer	10
<b>Kompomer (Dyract XP)</b> n=30	Kontrol	10
	Asit	10
	Lazer	10
<b>Cam Karbomer (GCP)</b> n=30	Kontrol	10
	Asit	10
	Lazer	10

### 5.2.1. Doğal dişlerin toplanması

Çalışmamızda 18-40 yaşları arasındaki hastalardan periodontal ya da ortodontik sebeplerle çekilen daimi insan molar dişleri kullanılmıştır. Dişlerde morfolojik form kısıtlaması yapılmamıştır. Çalışmamızda sağlam dentin dokusuna sahip dişlerin kullanılması önemli olduğu için dentin dokusuna kadar ulaşmış çürüğü olan dişler çalışmaya dahil edilmemiştir. Köklerde olabilecek morfolojik değişiklikler çalışmayı etkilemediğinden dikkate alınmamıştır fakat dişin akrilik rezin içerisinde gömülü kalabilmesi için mine sement sınırından apikale doğru yeterli uzunlukta kökü olan dişler seçilmiştir. Çekilen dişler üzerindeki doku artıkları el aletleri ve fırça yardımı ile uzaklaştırılmıştır. Temizliğin ardından dişler % 0.5'lik kloromin T solüsyonunda 1 gün bekletildikten sonra 6 ay süresince distile su içerisinde saklanmıştır.

### 5.2.2. Diş yüzeylerinin hazırlanması

Dişler mine sement sınırının 1 mm altına kadar silikon kalıplar içerisine dökülen otopolimerize akriliğe (Meliodent, Heraeus Kulzer GmbH, Hanau, Germany) gömülmüştür (Resim 5.1).



**Resim 5.1.** Akrilik bloğa gömülmüş azı dişi

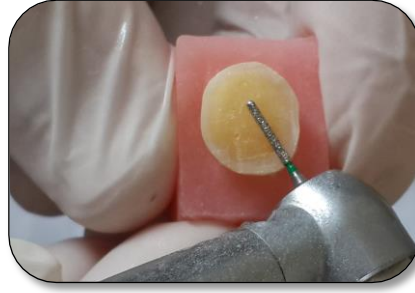
Dişler 1 mm çapında elmas fissür frez (Komet, Lemgo, Germany) yardımıyla hava-su soğutması altında okluzal yüzeylerinden mine dokusu tamamen uzaklaşmaya kadar aşındırılmıştır (Resim 5.2). Dişlerin okluzal yüzeyleri dentin dokusuna kadar aşındırıldıktan sonra standart derinliği sağlamak için 1 mm çapında elmas rond frez (Komet, Lemgo, Germany) ile tüm yüzeye oluklar açılmıştır (Resim 5.3). Daha sonra açılan bu oluklar elmas fissür frez ile birleştirilmiştir (Resim 5.4). Her beş dişin hazırlanmasından sonra frez değiştirilmiştir.



**Resim 5.2.** Mine dokusunun uzaklaştırılması **Resim 5.3.** Olukların açılması



Hazırlanan dentin yüzeylerinin akrilik bloğun tabanı ile paralel olmasına dikkat edilmiştir. Dentin yüzeylerinin aşındırılmasında klinik ortamın daha iyi taklit edilebilmesi için frez kullanılmıştır.



**Resim 5.4.** Dentin yüzeyine açılan olukların birleştirilmesi

### 5.2.3. Dentin yüzey koşullarının değiştirilmesi

Dentin yüzey koşullarının değişimi için birinci gruba Er,Cr:YSGG lazer, ikinci gruba 15 sn süreyle %37'lik ortofosforik asit ve 10 sn süreyle %20'lik poliakrilik asit uygulanmıştır (Resim 5.5, 5.6, 5.7). Kontrol grubu olan üçüncü gruba ise hiç bir işlem uygulanmamıştır.



**Resim 5.5.** %37'lik ortofosforik asit



**Resim 5.6.** %20'lik poliakrilik asit

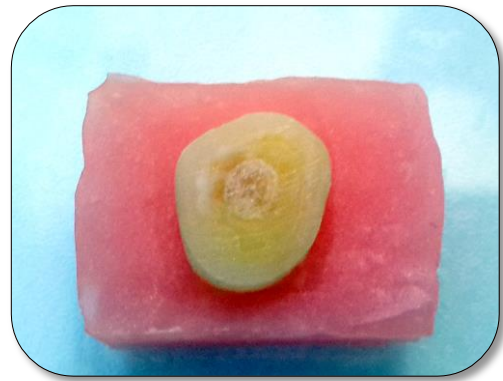


**Resim 5.7.** Er,Cr:YSGG lazer (Waterlase, Biolase Inc., San Clemente, CA)

Birinci gruptaki dişlerin dentin yüzeyleri Er,Cr:YSGG lazer (Waterlase, Biolase Inc., San Clemente, CA) ile pürüzlendirilmiştir. Cihaz üretici firma talimatlarına uyularak 0.5W güç, %65 hava ve %55 su olacak şekilde ayarlanmıştır. Enerji 600 µm çapındaki safir uçtan 140 mikrosaniye atım aralığı ve 20 Hz atım sayısı ile dentin yüzeyinde 5x5 mm'lik alanda dairesel hareketler yapılarak, 15 saniye süre ile uygulanmıştır. Safir uç uygulama esnasında dentin yüzeyine 2 mm uzaklıkta tutularak dentin yüzeyi homojen bir şekilde taranmıştır (Resim 5.8 ve Resim 5.9).



**Resim 5.8.** Lazer uygulaması



**Resim 5.9.** Pürüzlendirilmiş dentin yüzeyi

İkinci grupta dişlerin dentin yüzeyleri %20'lik poliakrilik asit (GC Cavity Conditioner, GC, Tokyo, Japan) (Resim 5.10) ile 10 saniye süreyle pürüzlendirildikten sonra konvansiyonel cam iyonomer (GC Fuji IX GP capsule, GC,

Tokyo, Japan), rezin modifiye cam iyonomer (GC Fuji II capsule, GC, Tokyo, Japan) ve cam karbomer (GCP Glass Fill, GCP Dental, Ridderkerk, Netherlands) restoratif dolgu materyalleri uygulanmıştır.

Kompomer dolgu materyali ise (Dyract XP, Dentsply, Konstanz, Germany) dişlerin dentin yüzeyleri %37'lik ortofosforik asit (ETCH-37, Bisco, Illinois, USA) ile 20 saniye süreyle pürüzlendirildikten sonra uygulanmıştır (Resim 5.11). Asitlemeden sonra tüm dişlerin dentin yüzeyleri hava-su spreyinin ucu 10 cm mesafeden 20 saniye süreyle yıkanıp hafif nemli kalacak şekilde kurutulmuştur.

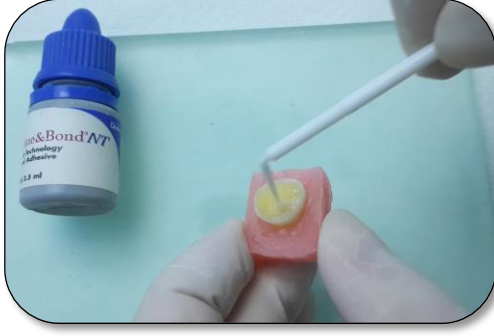


**Resim 5.10.** Poliakrilik asitle pürüzlendirme **Resim 5.11.** Fosforik asitle pürüzlendirme

Üçüncü grup olan kontrol grubunda hiç bir dişin dentin yüzeylerine lazer ve asit uygulaması yapılmamıştır.

#### **5.2.4. Restoratif materyallerin uygulanması**

Restoratif materyallerden sadece kompomer (Dyract XP) uygulanan dişlerin dentin yüzeylerine lazer ve asitleme sonrası mikro fırça yardımı ile 20 saniye boyunca bonding ajanı (Prime&Bond NT, Dentsply, Konstanz, Germany) uygulanmıştır (Resim 5.12). Hava spreyi 10 cm mesafeden 3 saniye süreyle uygulanarak solventin buharlaşması sağlanmıştır (Resim 5.13). Bonding ajanı uygulanan alanın parlak yüzey görüntüsü elde etmesine dikkat edilmiştir. Bonding ajanı daha sonra LED ışık cihazı (Starlight S, Mectron s.p.a, Carrasco, Italy) ile 20 saniye süreyle polimerize edilmiştir.



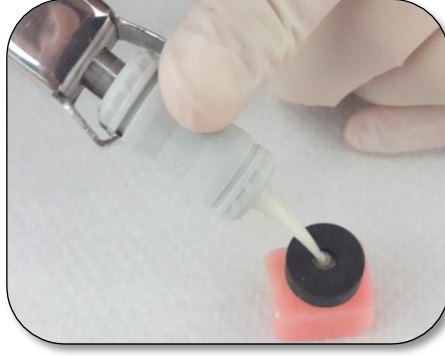
**Resim 5.12.** Bonding ajanı uygulaması **Resim 5.13.** Bonding ajanının inceltilmesi

Dentin yüzeylerine uygulanan restoratif dolgu materyalleri, 4 mm yüksek ve 4 mm çapa sahip silindirik boşlukları olan silikon kalıplar yardımıyla uygulanmıştır. Restoratif dolgu materyalleri 2 mm'lik tabakalar halinde dişlerin üzerinde sabit tutulan silikon kalıpların boşluklarına uygulanmıştır.

Konvansiyonel cam iyonomer dolgu materyali (GC Fuji IX GP) üretici firma talimatlarına uyularak 10 saniye süreyle kapsül karıştırıcı (High Speed Capsule Mixer, ZhongRun Medical, Hangzhou, China) (Resim 5.14) yardımıyla aktive edilip kapsül tabancasına (GC Capsule Applier, GC, Tokyo, Japan) takıldıktan sonra silikon kalıp içerisine uygulanmıştır (Resim 5.15 ve 5.16). Materyalin final sertleşmesinden sonra yüzey örtücü (GC Fuji Coat LC, GC, Tokyo, Japan) bonding fırçası ile tüm yüzeye uygulanıp 10 saniye LED ışık cihazı (Starlight S) ile polimerize edilmiştir.

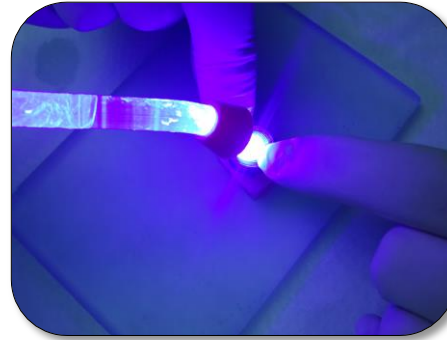


**Resim 5.14.** Fuji IX'un kapsül karıştırıcıda aktivasyonu



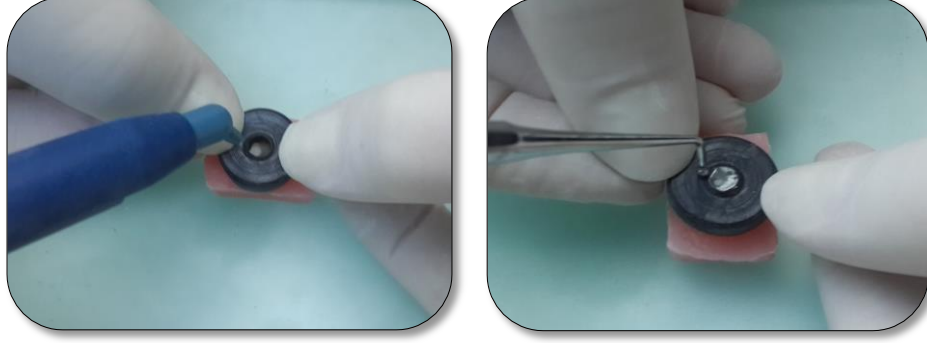
**Resim 5.15.** Fuji IX uygulaması **Resim 5.16.** El aleti ile Fuji IX adaptasyonu

Rezin modifiye cam iyonomer dolgu materyali (GC Fuji II) üretici firma talimatlarına uyularak 10 saniye süreyle kapsül karıştırıcı (High Speed Capsule Mixer) yardımıyla aktive edilip kapsül tabancasına (GC Capsule Applier) takıldıktan sonra silikon kalıp içine 2 mm'lik tabakalar halinde uygulanmıştır (Resim 5.17). Led ışık cihazı (Starlight S) 20 saniye süreyle uygulanarak polimerizasyon gerçekleştirilmiştir. Materyalin final sertleşmesinden sonra yüzey örtücü (GC Fuji Coat LC) bonding fırçası yardımı ile tüm yüzeye uygulanıp led ışık cihazı 10 saniye süreyle tatbik edilmiştir.



**Resim 5.17.** Fuji II'nin 2 tabaka halinde dentin yüzeyine uygulanması ve polimerizasyonu

Kompomer (Dyract XP) üretici firma talimatlarına uyularak kompül tabancasına (Compules Tips Gun, Dentsply, Konstanz, Germany) yerleştirildikten sonra silikon kalıp içerisine 2 mm'lik tabakalar halinde uygulanmıştır (Resim 5.18). Led ışık cihazı (Starlight S) 20 saniye süreyle uygulanarak polimerizasyon sağlanmıştır.



**Resim 5.18.** Dyract XP'nin 2 tabaka halinde uygulanması ve polimerizasyonu

Cam karbomer (GCP Glass Fill) üretici firma talimatlarına uygulanarak 15 saniye süreyle kapsül karıştırıcı (High Speed Capsule Mixer) yardımıyla aktive edilip kapsül tabancasına (GC Capsule Applier) takıldıktan sonra silikon kalıp içerisine uygulanmıştır (Resim 5.19 ve 5.20). Materyalin yüzeyine bonding fırçası yardımı ile ürüne ait yüzey örtücü (GCP Gloss, GCP Dental, Ridderkerk, Netherlands) sürülmüş ve ürünün kendi ışık cihazı (GCP Carboled Lamp, GCP Dental, Ridderkerk, Netherlands) ile 90 saniye ışık uygulanmıştır.



**Resim 5.19.** Cam karbomerin kapsül karıştırıcıda karıştırılması



**Resim 5.20.** Cam karbomerin dentin yüzeyine uygulanması



**Resim 5.21.** “GCP Gloss” yüzey örtücü **Resim 5.22.** CarboLED ışık uygulaması

Her uygulamadan sonra silikon plaka dikkatli bir şekilde çıkartılmış ve üzerinde 4 mm yükseklik ve 4 mm çapında konvansiyonel, rezin modifiye cam iyonomer, cam karbomer ve kompomer restoratif materyal bulunan bloklar elde edilmiştir (Resim 5.23).



**Resim 5.23.** Dentin yüzeyine uygulanmış 4x4 mm'lik restoratif materyal blok

### 5.2.5. Yapay tükürükte bekletme

Hazırlanan örnekler 24 saat boyunca yapay tükürük solüsyonu içerisinde, 37 °C etüvde bekletilmiştir. Yapay tükürük solüsyonu insan tükürüğündeki elektrotlara sahip, içeriği 0.65 g/l potasyum klorid, 0.058 g/l magnezyum klorid, 0.165 g/l kalsiyum klorid, 0.804 g/l dipotasyum hidrojenfosfat, 0.365 g/l potasyum dihidrojenfosfat, 2 g/l sodyum benzoat, 7.8 g/l sodyum karboksimetil selüloz ve distile deiyonize su kullanılarak ph 6.73'ı olarak hazırlanmıştır (Resim 5.24, 5.25, 5.26).



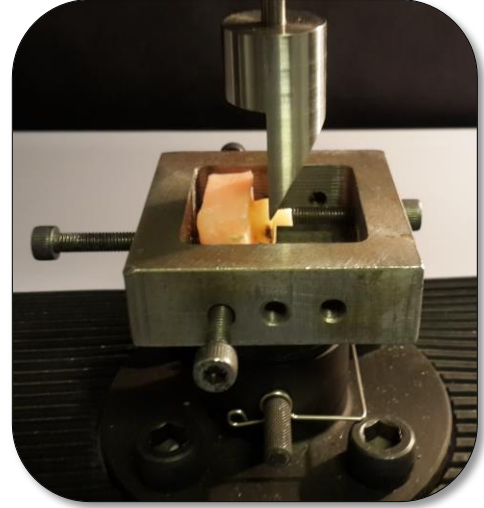
**Resim 5.24.** Yapay tükürük hazırlanmasında kullanılan malzemeler ve hassas terazi



**Resim 5.25.** Hazırlanan yapay tükürük **Resim 5.26.** Yapay tükürük içindeki numuneler

### 5.2.6. Makaslama testinin uygulanması

Hazırlanan numuneler restoratif materyal ve diş arasındaki bağlantı noktasına kesici metal ucun dik olarak geleceği şekilde hazırlanıp cihaza sabitlenmiştir. Makaslama testleri “Shimadzu AGS-X Universal” test cihazında (Shimadzu Corp., Kyoto, Japan) 0.5 mm/dk yaklaşma hızı ile uygulanmış ve test bilgisayar ekranında gerilim ve yüzde uzama grafiği olarak izlenmiştir (Resim 5.27 ve 5.28). Ayrılma gerçekleştiğinde test otomatik olarak bilgisayar tarafından durdurulup, sonuçlar MPa cinsinden bilgisayar tarafından hesaplanmıştır. Test cihazında elde edilen değerler bilgisayara kayıt edilmiştir.



**Resim 5.27.** Shimadzu AGS-X test cihazı **Resim 5.28.** Makaslama testinin uygulaması

### 5.2.7. Stereo mikroskop ile kopma tiplerinin analizi

Makaslama testi uygulanan örneklerin kopma yüzeylerinin incelenmesi için M.Ü. Diş Hekimliği Fakültesi AR-GE laboratuvarında stereo mikroskopta x35, x50, x80 büyütme oranlarında görüntüler alınmıştır. Kopma tipleri; Tip 1: Adeziv Kopma, Tip 2: Koheziv Kopma, Tip 3: Miks Kopma (her iki kopmanın da birlikte görüldüğü) olarak kaydedilmiştir.

### 5.2.8. Taramalı elektron mikroskobu (SEM) ile kopma tiplerinin analizi

Makaslama testi uygulanan örneklere ait kopma yüzeylerinin incelenmesi SEM altında, M.Ü. Mühendislik Fakültesi Çevre Mühendisliği Bölümü'nde bulunan SEM cihazı (Jeol JSM-5910 LV, Jeol Ltd, Tokyo, Japan) ile gerçekleştirilmiştir.

SEM analizi öncesinde incelenecek numuneler alüminyum blok üzerine yapıştırıcı bant yardımıyla sabitlenmiş ve 200 Å kalınlığında altın ile kaplanmıştır. Çeşitli büyütme oranlarında kopma yüzeylerine ait görüntüler incelenmiştir.

### 5.2.9. İstatistiksel analiz

Çalışmada elde edilen bulgular değerlendirilirken, istatistiksel analizler için SPSS for Windows 21.0 programı (SPSS Inc, Chicago, Illinois, ABD) kullanıldı.

Makaslama testi uygulanan örneklerin dentin yüzey koşullarının değiştirilme yöntemlerine göre bağlanım dayanımlarının karşılaştırılması “Post Hoc LCD” testi ile yapılmıştır. Uygulanan restoratif materyallerin her bir yüzey koşuluna göre bağlanım dayanımlarının istatistiksel olarak karşılaştırılması yine “Post Hoc LCD” testi ile yapılmıştır. Anlamlılık  $p < 0.05$  düzeyinde değerlendirilmiştir.

## 6. BULGULAR

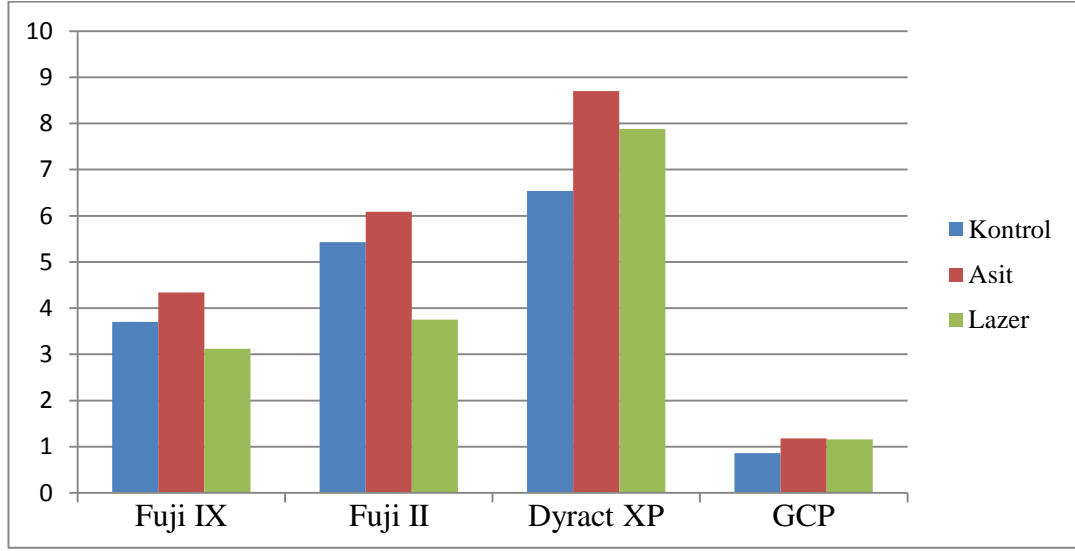
### 6.1. Makaslama Testi Değerlendirmesi

Marmara Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Ar-Ge Laboratuvarında makaslama testi uygulanan örneklerin bağlantı dayanım kuvvetleri Tablo 6.1 ve Şekil 6.1’de görölmektedir.

**Tablo 6.1.** Çalışma gruplarının yüzey koşullarına göre makaslama kuvveti değerleri (MPa)

Materyal	Yüzey Koşulu	Ort. (MPa)	n	Ss.	Min. (MPa)	Max. (MPa)
CIS (Fuji IX)	kontrol	3,70	10	0,60	2,95	4,61
	asit	4,34	10	0,71	3,08	5,67
	lazer	3,12	10	1,10	2,05	5,29
RMCI (Fuji II)	kontrol	5,43	10	0,10	3,92	6,72
	asit	6,09	10	1,43	4,57	8,20
	lazer	3,75	10	0,97	2,38	5,44
Kompomer (Dyract XP)	kontrol	6,54	10	0,80	4,82	7,24
	asit	8,70	10	1,23	7,35	10,24
	lazer	7,88	10	1,65	6,28	10,07
Cam Karbomer (GCP)	kontrol	0,86	10	0,40	0,20	1,52
	asit	1,18	10	0,28	0,65	1,42
	lazer	1,16	10	0,57	0,61	1,98

**Şekil 6.1.** Çalışma gruplarının yüzey koşullarına göre ortalama makaslama kuvveti değerleri (MPa)



Çalışmada makaslama testi uygulanan örneklerin dentin yüzey koşullarının değiştirilme yöntemlerine göre bağlanım dayanımlarının karşılaştırılması ‘‘Post Hoc LCD’’ testi ile yapılmıştır (Tablo 6.2) ( $p < 0,05$ ).

**Tablo 6.2.** Restoratif materyallerin dentine olan bağlanım dayanımlarının ‘‘Post Hoc LCD’’ testi ile yüzey koşullarına göre karşılaştırılması

Materyal	Yüzey Koşulları	p
CIS (Fuji IX)	Kontrol-Asit	0,144
	Kontrol-Lazer	0,196
	Asit-Lazer	<b>0,007*</b>
RMCI (Fuji II)	Kontrol-Asit	0,137
	Kontrol-Lazer	<b>0,000*</b>
	Asit-Lazer	<b>0,000*</b>
Kompomer (Dyract XP)	Kontrol-Asit	<b>0,000*</b>
	Kontrol-Lazer	<b>0,003*</b>
	Asit-Lazer	0,063
Cam Karbomer (GCP)	Kontrol-Asit	0,470
	Kontrol-Lazer	0,493
	Asit-Lazer	0,971

\* $p < 0,05$

Örneklere cam iyonomer siman (CIS) restoratif materyali uygulanan grupta, dentin yüzeyine herhangi bir yüzey işlemi uygulanmadığı (kontrol) ve asit uygulandığı durumlar arasında bağlanım değerleri bakımından istatistiksel olarak anlamlı farklılık yoktur ( $p>0,05$ ). Aynı şekilde kontrol grubu ve lazer grubu arasında da istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık bulunamamıştır ( $p>0,05$ ). Fakat örneklerde dentin yüzey işlemi olarak asit uygulandığı durumdaki bağlanım değerleri lazer uygulandığı durumda elde edilen bağlanım değerlerinden istatistiksel olarak anlamlı miktarda fazla bulunmuştur ( $p<0,05$ ).

Örneklere rezin modifiye cam iyonomer (RMCI) restoratif materyali uygulanan grupta, dentin yüzeyine herhangi bir yüzey işlemi uygulanmadığı (kontrol) ve asit uygulandığı durumda elde edilen bağlanım değerleri arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık yok iken ( $p>0,05$ ), kontrol grubu ve lazer uygulanan grup arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılık vardır ( $p<0,05$ ). Dentin yüzey koşulu olarak lazerin uygulanması hiç bir ön işlemin uygulanmadığı kontrol grubuna göre bağlanım dayanımlarını istatistiksel olarak anlamlı miktarda düşürmüştür ( $p<0,05$ ). Aynı şekilde lazer uygulaması asit uygulamasına göre de istatistiksel olarak daha düşük değerlerde bağlanım dayanımları göstermiştir ( $p<0,05$ ).

Örneklere kompomer restoratif materyali uygulanan grupta, dentin yüzeyine asit veya lazer uygulanması, dentin yüzeyine herhangi bir yüzey işlemi uygulanmadığı kontrol grubuna göre bağlanım dayanımlarını istatistiksel olarak anlamlı miktarda arttırmıştır ( $p<0,05$ ). Yüzey işlemi olarak asit veya lazer uygulanması arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık yoktur ( $p>0,05$ ).

Örneklere cam karbomer restoratif materyali uygulanan grupta, dentin yüzeyine asit veya lazer uygulanması ve herhangi bir yüzey işleminin uygulanmadığı kontrol grubu arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık yoktur ( $p>0,05$ ). Ayrıca asit ve lazer uygulaması arasında da bir farklılık bulunamamıştır ( $p>0,05$ ).

Çalışmada uygulanan restoratif materyallerin her bir yüzey koşuluna göre bağlanım dayanımlarının istatistiksel olarak karşılaştırılması “Post Hoc LCD” testi ile yapılmıştır (Tablo 6.3) ( $p<0,05$ ).

**Tablo 6.3.** Uygulanan restoratif materyallerin her bir yüzey koşuluna göre bağlanım dayanımlarının ‘‘Post Hoc LCD’’ testi ile karşılaştırılması

		<b>P</b>
KONTROL	Karbomer-CIS	<b>0,000*</b>
	Karbomer-RMCI	<b>0,000*</b>
	Karbomer-Kompomer	<b>0,000*</b>
	RMCI-CIS	<b>0,000*</b>
	RMCI-Kompomer	<b>0,013*</b>
	Kompomer-CIS	<b>0,000*</b>
ASİT	Karbomer-CIS	<b>0,000*</b>
	Karbomer-RMCI	<b>0,000*</b>
	Karbomer-Kompomer	<b>0,000*</b>
	RMCI-CIS	<b>0,000*</b>
	RMCI-Kompomer	<b>0,000*</b>
	Kompomer-CIS	<b>0,000*</b>
LAZER	Karbomer-CIS	<b>0,000*</b>
	Karbomer-RMCI	<b>0,000*</b>
	Karbomer-Kompomer	<b>0,000*</b>
	RMCI-CIS	0,158
	RMCI-Kompomer	<b>0,000*</b>
	Kompomer-CIS	<b>0,000*</b>

**\*p<0,05**

Örneklere herhangi bir yüzey işleminin uygulanmadığı kontrol grubunda uygulanan tüm restoratif materyallerin bağlanım dayanımları bakımından birbiri ile karşılaştırılması istatistiksel olarak anlamlıdır ( $p<0,05$ ). Kontrol grubu için bağlanım dayanımları sıralaması büyükten küçüğe kompomer, RMCI, CIS, cam karbomer şeklindedir.

Örneklere dentin yüzey işlemi olarak asit uygulandığı grupta da aynı şekilde tüm restoratif materyallerin bağlanım dayanımları bakımından birbiri ile karşılaştırılması istatistiksel olarak anlamlıdır ( $p<0,05$ ). Asit uygulaması grubu için bağlanım

dayanımları sıralaması (kontrol grubu ile aynı) büyükten küçüğe kompomer, RMCI, CIS, cam karbomer şeklindedir.

Örneklere dentin yüzey işlemi olarak lazer uygulandığı grupta ise RMCI ve CIS restoratif materyallerinin bağlanım dayanımlarının birbiri ile karşılaştırılması istatistiksel olarak anlamlı değildir ( $p>0,05$ ). Restoratif materyallerin birbirleri ile diğer tüm karşılaştırmaları arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılık vardır ( $p<0,05$ ). Lazer uygulaması için bağlanım dayanımları sıralaması büyükten küçüğe (kontrol ve asit grubu ile aynı) kompomer, RMCI, CIS, cam karbomer şeklindedir.

## 6.2. Stereo Mikroskop ile Kopma Tiplerinin Değerlendirilmesi

Makaslama testleri sonrasında 120 adet diş stereo mikroskopta incelenerek restoratif materyal-diş dokusu arasındaki kopma tipleri aşağıdaki şekilde kaydedildi. Kopma tiplerinin dağılımı Tablo 6.4 ve Şekil 6.2’de gösterilmiştir.

**Tip 1 Adeziv Kopma:** Restoratif materyalin diş dokusundan kopması

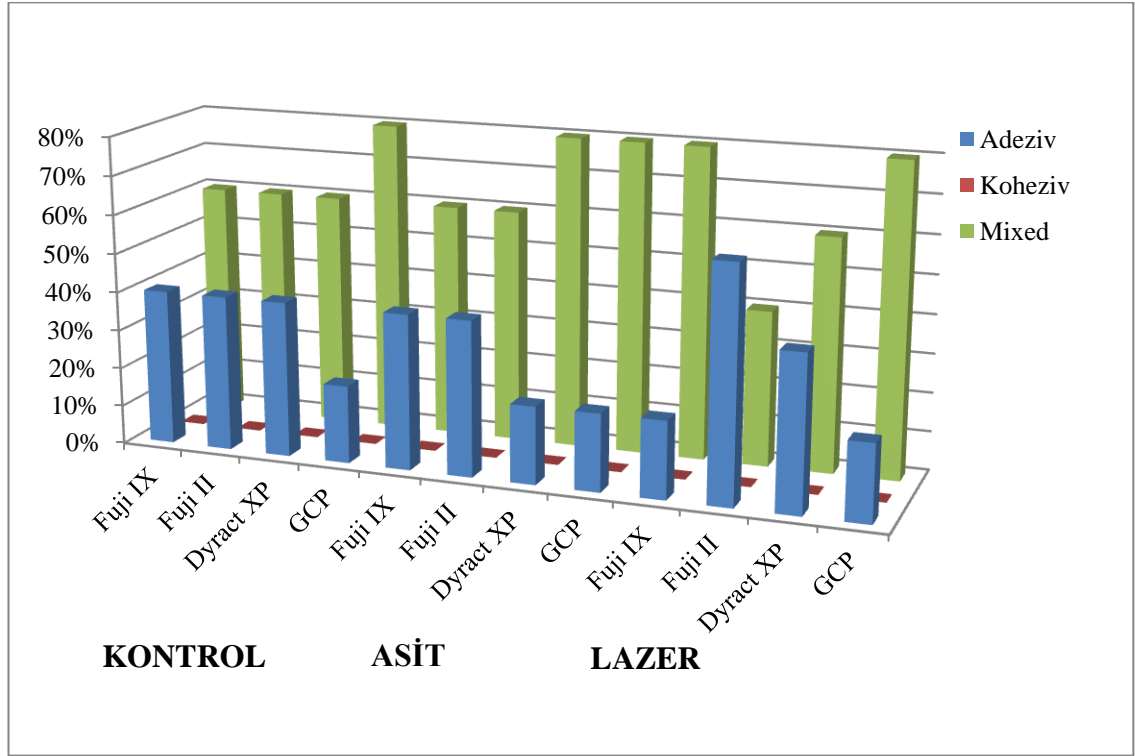
**Tip 2 Koheziv Kopma:** Diş dokusu veya restoratif materyalin kendi içinden kopması

**Tip 3 Mix Kopma:** Koheziv tip ve adeziv tip kopmanın birlikte görüldüğü kopma

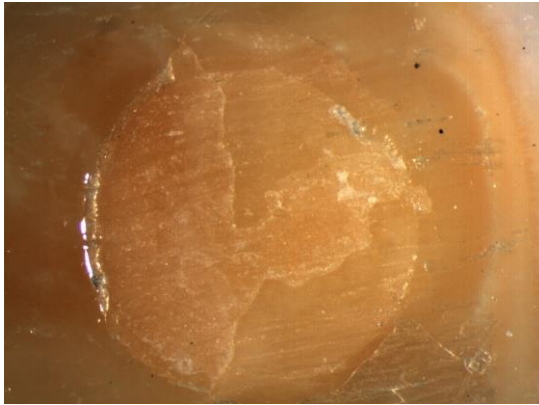
**Tablo 6.4.** Kopma tiplerinin dağılımı

Yüzey Koşulları	Materyal	Adeziv Kopma	Mix Kopma	Koheziv Kopma
Kontrol	Fuji IX	4	6	0
	Fuji II	4	6	0
	Dyract XP	6	4	0
	GCP	2	8	0
	<b>Toplam</b>		<b>16 (%40)</b>	<b>24 (%60)</b>
Asit	Fuji IX	4	6	0
	Fuji II	4	6	0
	Dyract XP	2	8	0
	GCP	2	8	0
	<b>Toplam</b>		<b>12 (%30)</b>	<b>28 (%70)</b>
Lazer	Fuji IX	2	8	0
	Fuji II	6	4	0
	Dyract XP	4	6	0
	GCP	2	8	0
	<b>Toplam</b>		<b>14 (%35)</b>	<b>26 (%65)</b>

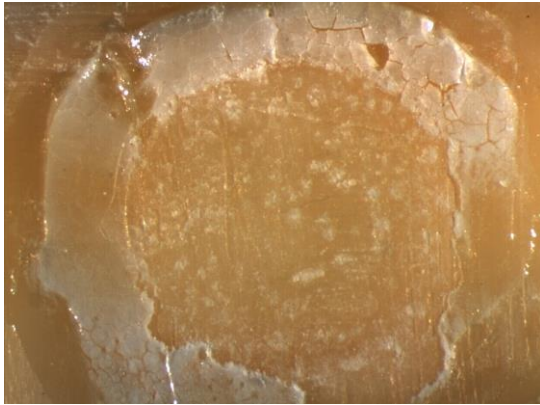
**Şekil 6.2.** Kopma tiplerinin yüzdelik dağılımı



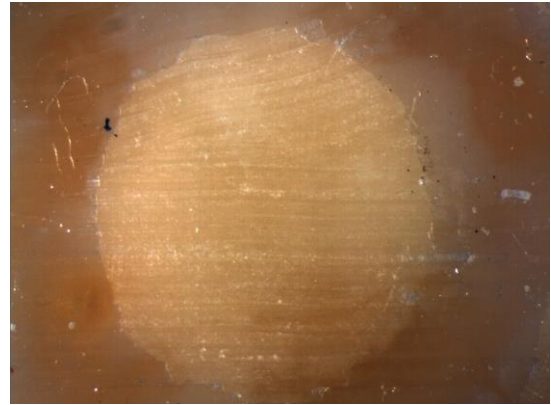
Makaslama testi sonrası kopma tipleri değerlendirmesinde en fazla görülen kopma tipi kontrol, asit ve lazer gruplarının 3'ü içinde mix kopma şeklindedir. Mix kopma yüzdeleri sırasıyla %60, %70 ve %65 şeklindedir. Bunu adeziv kopma takip etmektedir. Kontrol, asit ve lazer gruplarının hiç birinde koheziv tip kopma görülmemiştir (Resim 6.1 – Resim 6.12).



**Resim 6.1.** Fuji IX -kontrol- mix kopma **Resim 6.2.** Fuji IX -asit- mix kopma



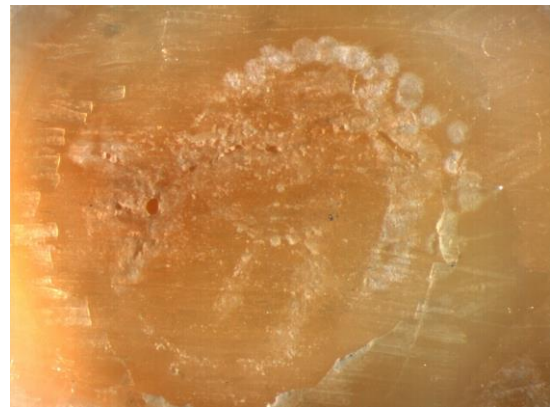
**Resim 6.3.** Fuji IX -lazer- adeziv kopma



**Resim 6.4.** Fuji II -kontrol- adeziv kopma



**Resim 6.5.** Fuji II -asit- mix kopma



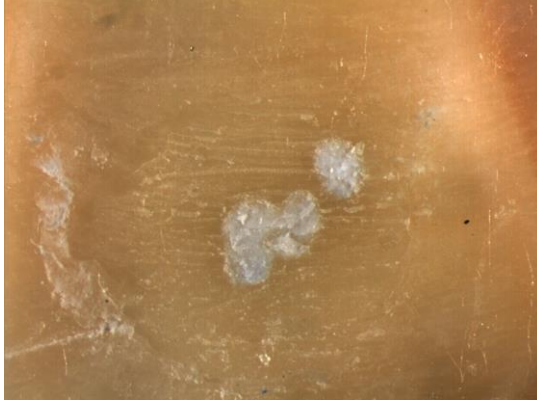
**Resim 6.6.** Fuji II -lazer- mix kopma



**Resim 6.7.** Dyract -kontrol- adeziv kopma



**Resim 6.8.** Dyract -asit- mix kopma



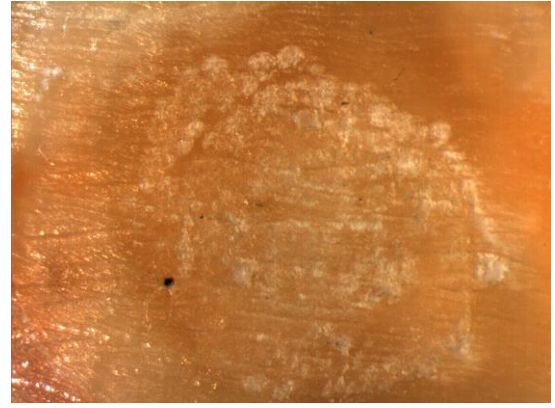
**Resim 6.9.** Dyract -lazer- mix kopma



**Resim 6.10.** GCP -kontrol- mix kopma



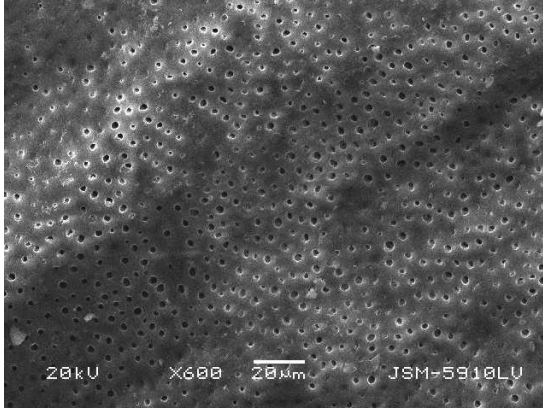
**Resim 6.11.** GCP -asit- mix kopma



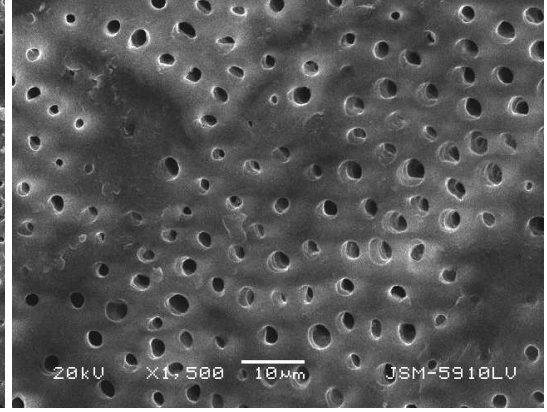
**Resim 6.12.** GCP -lazer- adeziv kopma

### **6.3.Taramalı Elektron Mikroskobu (SEM) ile Kopma Tiplerinin Değerlendirilmesi**

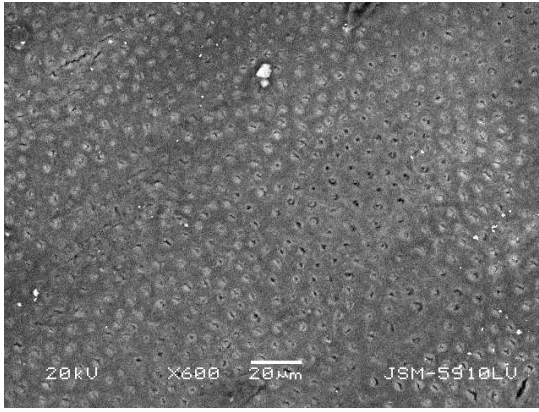
Yüzey koşulları poliakrilik asit, fosforik asit ve lazer ile değiştirilen dentin yüzeyleri taramalı elektron mikroskobu (SEM) yardımıyla x600 ve x1500 büyütmelerde incelendi (Resim 6.13 – Resim 6.18). Ayrıca tüm çalışma gruplarından örneklerin makaslama testleri sonrasındaki kopma yüzeyleri SEM yardımıyla da değerlendirildi (Resim 6.19 – Resim 6.42). Poliakrilik asitin dentin tübüllerini sınırlı miktarda açtığı, fosforik asitin ise dentin tübüllerini belirgin ve düzenli olarak açtığı gözlemlendi. Lazer uygulamasının da düzensiz bir pürüzlendirmeye yol açtığı gözlemlendi.



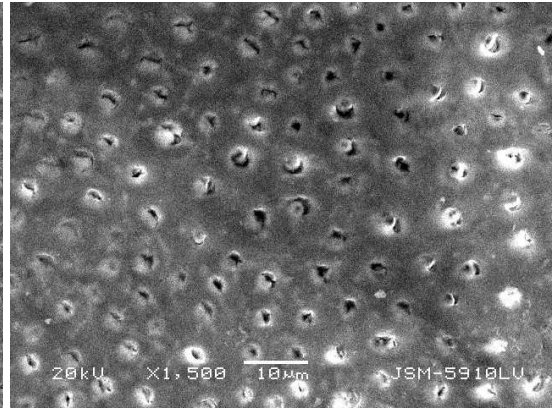
**Resim 6.13.** %37'lik fosforik asit ile pürüzlendirilmiş dentin yüzeyi (x600)



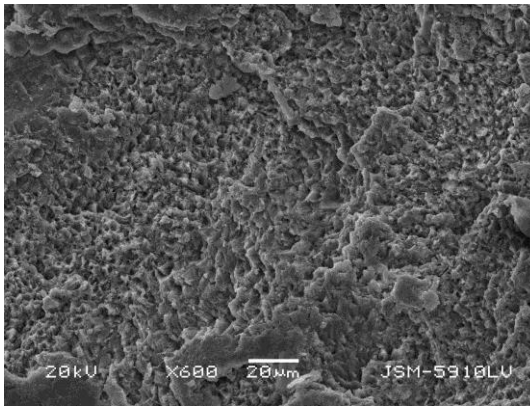
**Resim 6.14.** %37'lik fosforik asit ile pürüzlendirilmiş dentin yüzeyi (x1500)



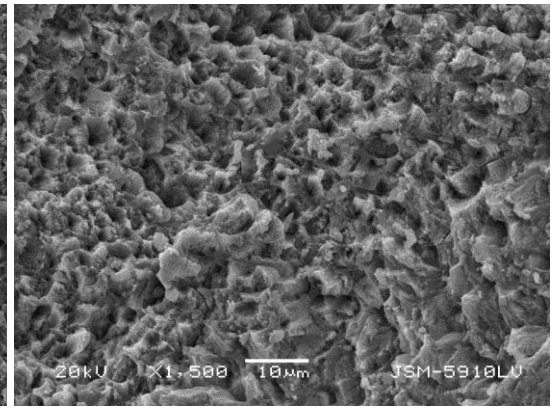
**Resim 6.15.** %20'lik poliakrilik asit ile pürüzlendirilmiş dentin yüzeyi (x600)



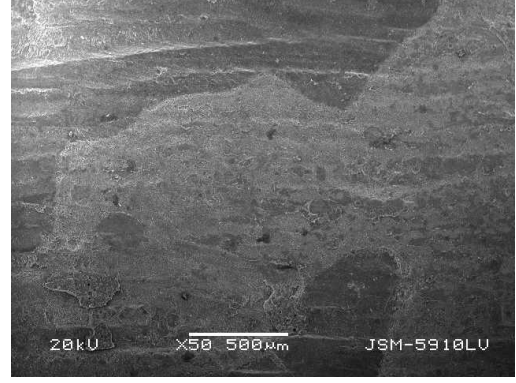
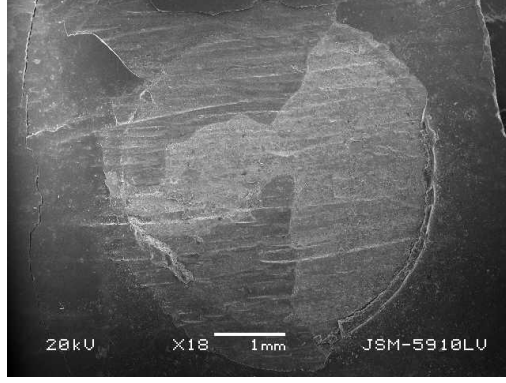
**Resim 6.16.** %20'lik poliakrilik asit ile pürüzlendirilmiş dentin yüzeyi (x1500)



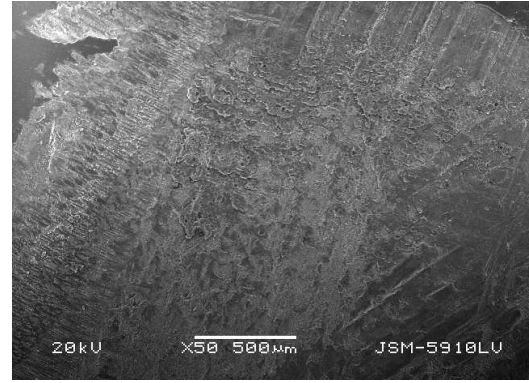
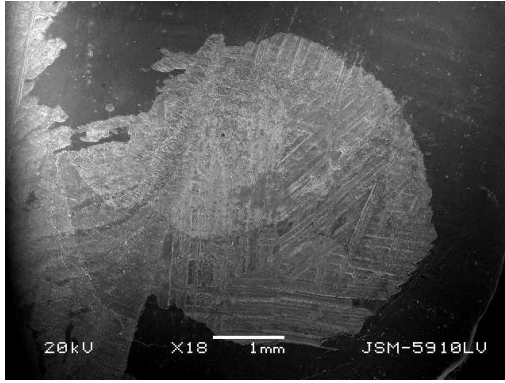
**Resim 6.17.** Er,Cr:YSGG lazer ile pürüzlendirilmiş dentin yüzeyi (x600)



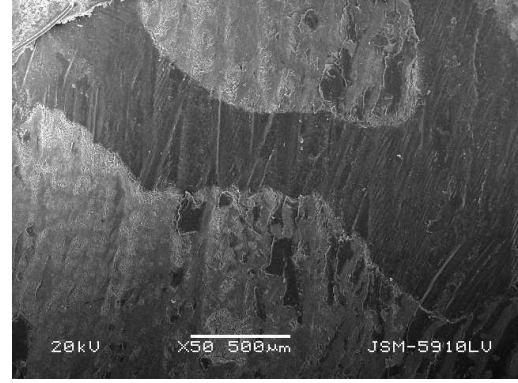
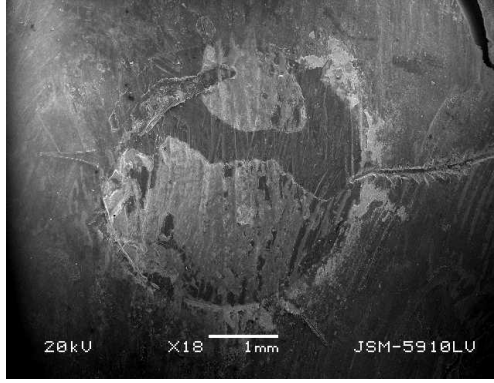
**Resim 6.18.** Er,Cr:YSGG lazer ile pürüzlendirilmiş dentin yüzeyi (x1500)



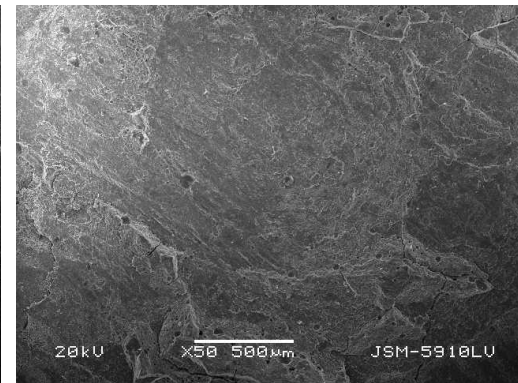
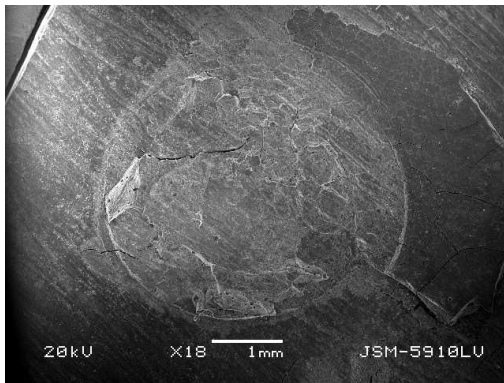
**Resim 6.19 ve Resim 6.20.** Fuji IX asit grubu mix kopma görüntüleri (x18, x50)



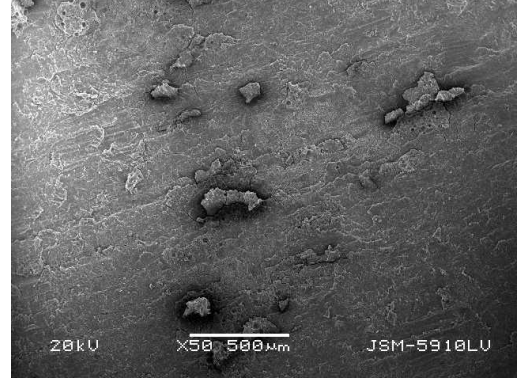
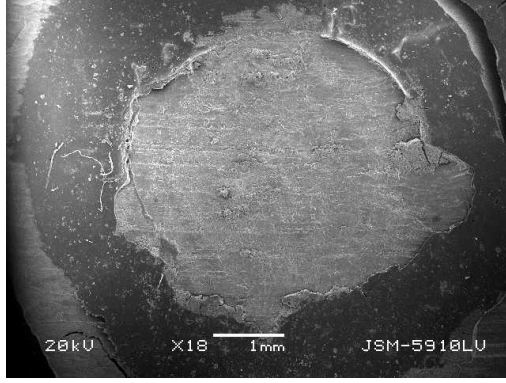
**Resim 6.21 ve Resim 6.22.** Fuji II asit grubu mix kopma görüntüleri (x18, x50)



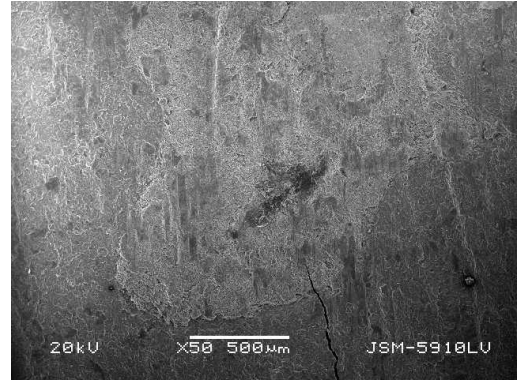
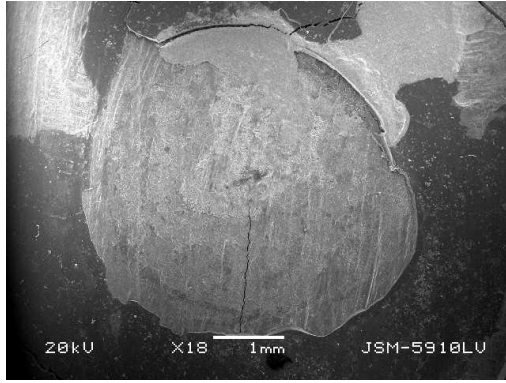
**Resim 6.23 ve Resim 6.24.** Dyract XP asit grubu mix kopma görüntüleri (x18, x50)



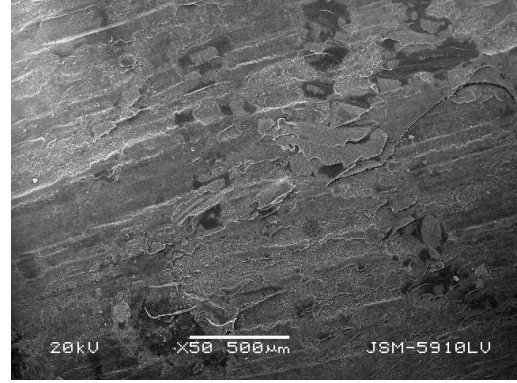
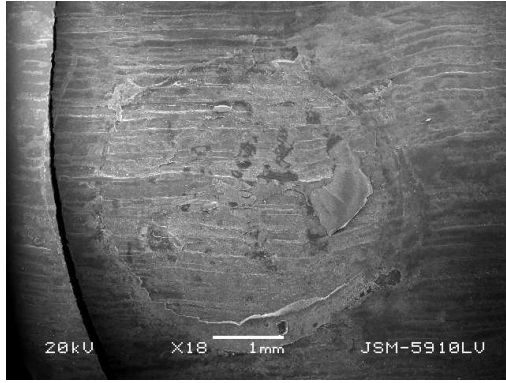
**Resim 6.25 ve Resim 6.26.** GCP asit grubu mix kopma görüntüleri (x18, x50)



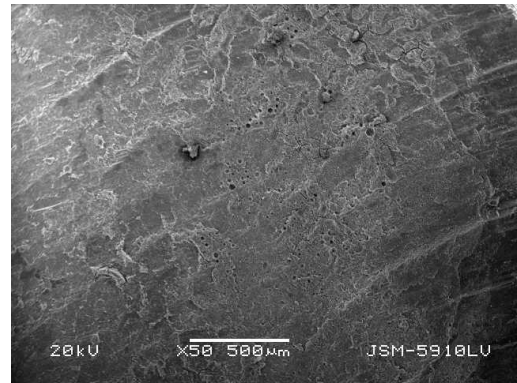
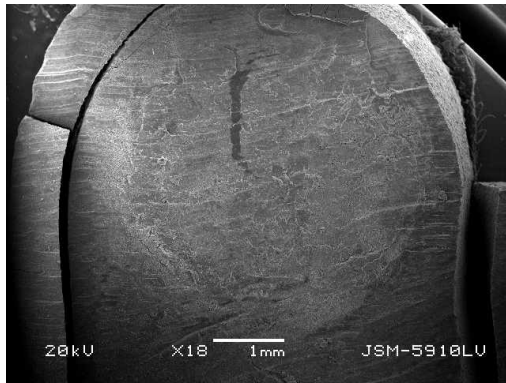
**Resim 6.27 ve Resim 6.28.** Fuji IX lazer grubu mix kopma görüntüleri (x18, x50)



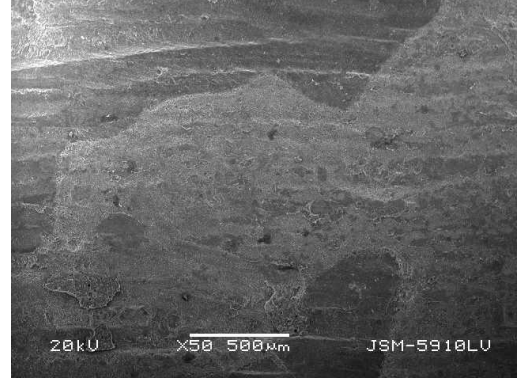
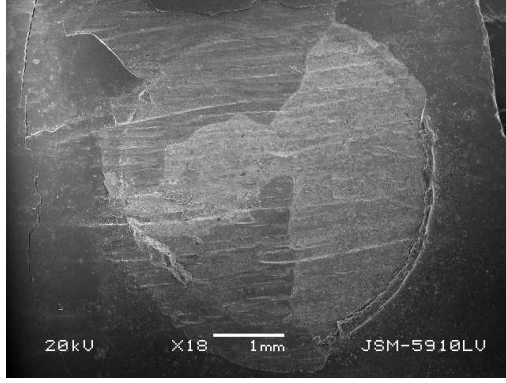
**Resim 6.29 ve Resim 6.30.** Fuji II lazer grubu mix kopma görüntüleri (x18, x50)



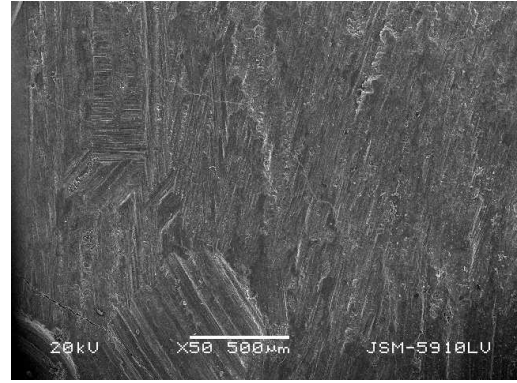
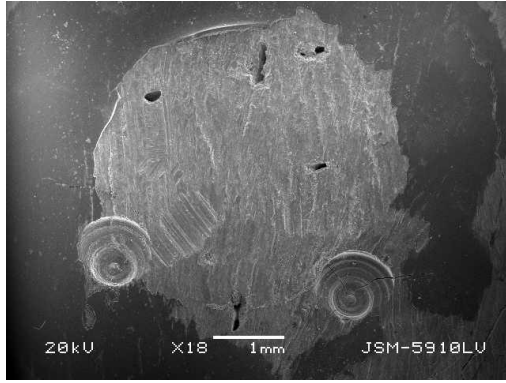
**Resim 6.31 ve Resim 6.32.** Dyract XP lazer grubu mix kopma görüntüleri (x18, x50)



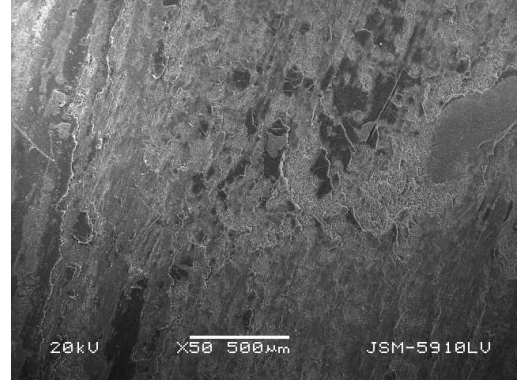
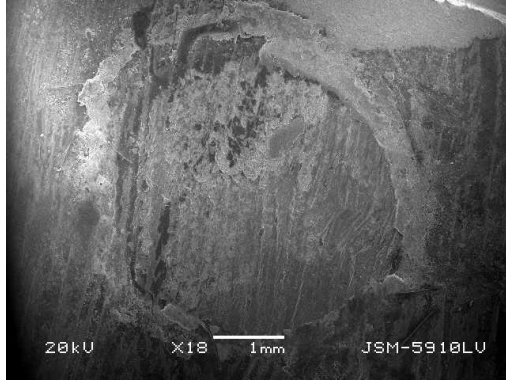
**Resim 6.33 ve Resim 6.34.** GCP lazer grubu mix kopma görüntüleri (x18, x50)



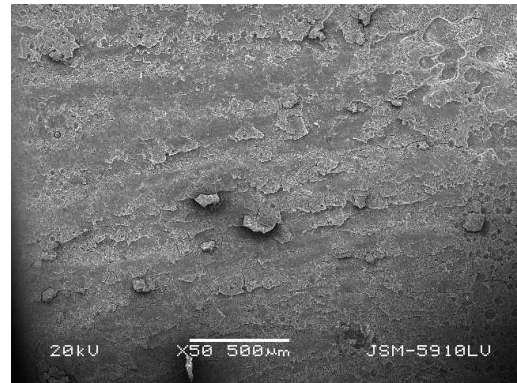
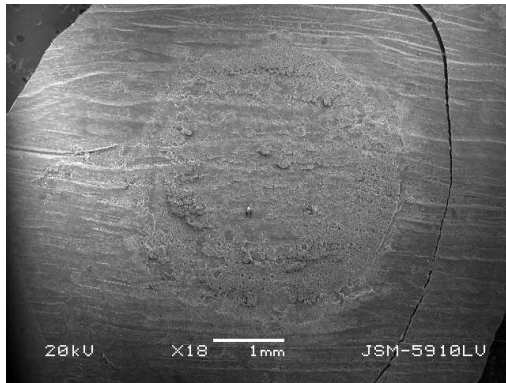
**Resim 6.35 ve Resim 6.36.** Fuji IX kontrol grubu mix kopma görüntüleri (x18, x50)



**Resim 6.37 ve Resim 6.38.** Fuji II kontrol grubu mix kopma görüntüleri (x18, x50)



**Resim 6.39 ve Resim 6.40.** Dyract XP kontrol grubu mix kopma görüntüleri (x18, x50)



**Resim 6.41 ve Resim 6.42.** GCP kontrol grubu mix kopma görüntüleri (x18, x50)

## 7. TARTIŞMA

Cam iyonomer simanların 1969 yılında Wilson tarafından tanıtılmasından günümüze kadar restoratif diş tedavilerinde kullanımı ve gelişmesi devam etmiştir (Wilson ve Kent, 1971; Wilson ve McLean, 1988). Su bazlı simanlar olan bu materyaller polyalkenoat simanlar olarak da bilinmektedirler (Crisp ve ark., 1975). Biyolojik açıdan uyumlu olan cam iyonomer simanlar alumino-silikat cam partikülleri ile poliakrilik asitin asit-baz reaksiyonu sonucu oluşmakta ve diş dokularına kimyasal olarak bağlanmaktadır (Davidson, 1993; Altay ve Usmen, 1993). Cam iyonomer simanlar, flor salınımlarından dolayı antikaryojenik olmaları, biouyumlu olmaları ve termal genişleme kat sayılarının diş dokularına yakın olması dolayısıyla yaygın olarak kullanılmaktadırlar ( Smith, 1999; Anusavice, 2003). Fakat fiziksel özelliklerinin yetersiz olması, sertleşme reaksiyonunun özellikle erken evresinde neme aşırı hassas olmaları en önemli dezavantajlarıdır (Sidhu, 2011).

Zayıf mekanik özelliklerinden dolayı konvansiyonel cam iyonomer simanların yüksek stres taşıyan posterior dişlerde kullanımı uygun olmamaktadır (Xie ve ark., 2000). Ancak birçok çalışma, yüksek viskoziteli konvansiyonel cam iyonomer simanların, atravmatik restoratif tedavi yaklaşımı ile posterior daimi dişlerde ve süt dişlerinde bir yüzlü restorasyonların yapımında kullanılmasını önermektedir (Mahoney ve ark., 2008; Zanata ve ark., 2011).

Mükemmel restoratif dolgu materyali arayışı devam ederken, simanların geliştirilmesi için bir çok uygulama yapılmıştır. Metal partikülleri eklenmiş (örn; Ketac Silver, 3M ESPE, Seefeld, Germany), doldurucu partiküllerinin boyutları küçültülerek viskozite arttırılmıştır (örn; Ketac Molar, 3M ESPE, Seefeld, Germany). 1992 yılında geleneksel cam iyonomerin ve kompozit rezinin olumlu özellikleri tek bir üründe birleştirilmek istenmiş ve “Rezin Modifiye Cam İyonomer” (RMCI) simanlar üretilmiştir (Yılmaz ve Kırzioğlu, 1998; Cho ve Cheng, 1999; Frankenberger ve ark., 2009). Bunun yanında rezin modifiye cam iyonomer simanların endikasyon alanlarının sınırlı olması nedeniyle daha üstün özellikleri olan dolgu maddelerine ihtiyaç duyulmuş ve “Poliasit Modifiye Kompozit Rezinler” (kompomerler) geliştirilmiştir.

Son yıllarda RMCI simanların ve kompomerlerin toksik monomerler; hidroksietilmetakrilat (HEMA), trietilenglikodimetakrilat (TEGDMA), üretandimetakrilat (UDMA) ve bisglisidilmetakrilat (BisGMA) içermeleri biyoyumlulukları üzerindeki tartışmaları arttırmıştır. Rezin monomerler restoratif materyallerden salınmakta ve pulpa, dişeti, tükürük ve dolaşım sistemine diffüze olabilmektedir (Reichl ve ark., 2006). Kompozit rezinlerin sebep olduğu birçok sitotoksik durum bildirilmiştir (Schwenberg ve ark., 2005). Hastalarda kalıcı enflamasyonlardan, hassasiyet ve potansiyel alerjik reaksiyonlara kadar çok çeşitli olumsuz biyolojik etkilere yol açabilmektedir. Bunun yanında dental personelin HEMA'ya uzun dönem maruz kalması, kontak dermatit ve diğer immünolojik reaksiyonlara yol açmaktadır. HEMA buharlaşabilen bir materyaldir ve buharı kolayca inhale edilerek solunum sisteminde kötü etkilere sebep olabilir (Nicholson ve Czarnecka, 2008).

Cam iyonomer simanların avantajlarından yararlanmak ve rezin içeren materyallerin olumsuz etkilerini elimine etmek için son yıllarda "Cam Karbomer Simanlar" geliştirilmiştir. Yani geliştirilen bu materyallerin, biyoyumlu olmaları, rezin monomer içermemeleri ve geliştirilmiş fiziksel özellikleri ile cam iyonomer simanlardan daha üstün özellikleri olduğu ileri sürülmektedir. Cam karbomer simanlar, nanopartiküller ve florapatit içermektedir. Likiti poliakrilik asittir. Süt dişlerinde cam karbomer simanın mine benzeri dokuya dönüştüğü bildirilmiştir. Yüksek viskoziteli cam iyonomer simanlar gibi içerdikleri nanopartiküller fiziksel özelliklerini arttırmaktadır (Van Duinen ve ark., 2004).

Cam karbomer simanların klinik kullanımı hakkında yeterli literatürün olmaması nedeniyle materyalin fiziksel özelliklerinin in vitro araştırılması değerli bilgiler edinilmesini sağlayabilir. Bu amaçla çalışmamızda konvansiyonel cam iyonomer siman, rezin modifiye cam iyonomer siman, kompomer ve cam karbomer simanların makaslama kuvveti dayanımları incelenmiştir.

Çalışmamızda literatürdeki diğer bir çok in vitro çalışmada olduğu gibi çürüksüz insan büyük azı dişlerine ait dentin yüzeyleri kullanıldı (Cardoso ve ark., 1998; Schreiner ve ark., 1998; Öztürk ve Aykent, 2003; Frankerberger ve Franklin, 2005).

Çürüksüz ve restorasyonsuz dişlerin tercih edilmesinin sebebi, çürük gibi bir uyarana da restorasyon mevcudiyetinde tamir dentini oluşması nedeniyle standardizasyonun sağlanamamasıdır (Kaaften ve ark., 2002). Çürüksüz dentine bağlanmanın, çürükten etkilenmiş dentine bağlanmayla farkının olup olmadığı ayrı bir çalışma konusudur. Madde kaybının fazla olduğu dişlerde uygulanması tercih edilen restoratif materyaller mine dokusundan çok dentin yüzeyine tutunmaktadır. Çalışmamızda bu nedenle dentin yüzeyine bağlantının ölçülmesi amaçlandı.

Çalışmalarda kullanılan dişlerin standardize edilmesi tek başına yeterli değildir. Bu dişlerin saklama koşullarında da belirli standartlara uyulmalıdır. Bağlantı dayanıklılık testi uygulanacak dişlerin çekim işleminden kullanılacağı ana kadar geçen sürede dehidrate olmasını önlemek amacıyla, solüsyon içinde tutulması önerilmektedir (Dewald, 1997). Çünkü dişlerin çalışma zamanına kadar bekletildiği solüsyon ve solüsyonda kalma süresi bağlanma kuvveti sonuçlarını etkilemektedir. ISO standartlarına göre dişlerin çekim sonrası akan su altında yıkanması, kan ve artıkların uzaklaştırılması önerilmiştir. Dişlerin distile su veya %0.5'lik kloramin T solüsyonunda en fazla 1 hafta bekletilmesi önerilmektedir (ISO/TS 11405, 2003). Çalışmamızda kullanılan dişler, el aletleri ve fırça yardımı ile üzerlerindeki doku artıklarından temizlenmiş ve % 0.5'lik kloramin T solüsyonunda 1 hafta bekletilip dezenfekte edildikten sonra deney zamanına kadar distile su içinde saklanmıştır.

Kullanılacak dişlerin test zamanına kadar saklandığı süre de deney sonuçlarını etkilemektedir. ISO standartlarında, çekim sonrası dentinde meydana gelen değişikliklerin bağlanma kuvvetlerini etkilediği ve en doğru sonuçların bağlanma kuvveti ölçümlerinin diş çekiminin hemen sonrasında yapıldığında elde edildiği bildirilmiştir. Fakat bu durumun pratikte mümkün olmaması nedeniyle dentinde protein denetürasyonu oluşmaması için dişlerin çekim sonrası en fazla 6 ay içinde kullanılması gerektiği belirtilmiştir (ISO/TS 11405, 2003). Çalışmamızda kullanılan dişler de üzerlerindeki artıklardan arındırılıp, dezenfekte edildikten sonra distile suda en fazla 6 ay bekletilmiştir.

Farklı bölgelere ait dentin dokusu yapısal bileşenleri, mineral içeriği ve özellikleri bakımından farklılık göstermektedir (Caiado ve ark., 2010). Kök dentini ve

adeziv sistemler arasındaki bağlantı, kuronal dentinde gerçekleşen bağlantıdan daha düşüktür (De Goes ve ark., 2007). Dentine bağlanma çalışmalarının büyük bölümü kök dentininden ziyade kuronal dentinde yapılmıştır (Ceballos ve ark., 2001; Caiado ve ark., 2010; Marotti ve ark., 2010). Çalışmamızda hazırlanan dentin yüzeylerinin mine sement sınırının kuronalinde olmasına dikkat edilmiştir.

İdeal restorasyonların yapımı sırasında kullanılan materyallerin üretici firma talimatlarına uyularak yapılması gerekir. Üretici firma talimatlarına dikkat edilmeksizin hazırlanan örneklerin laboratuvar ortamında ölçülen bağlanma direnci değerlerinin anlamlı derecede düşük bulunduğu bildirilmiştir (Peutzfeld ve Asmussen, 2002). Çalışmamızda örneklerin hazırlanması üretici firma önerileri doğrultusunda yapılmıştır.

Çalışmalarda uygulanan bağlanma testleri mekanik kuvvetin yönüne göre sınıflandırılmakta, gerilim ve makaslama testleri olarak ikiye ayrılmaktadır (Qilo, 1993; Watanabe ve Nakabayashi, 1994; De Munck ve ark., 2005). Makro testlerde dental restorasyon ebatlarına sahip örnekler kullanılırken, mikro testlerde daha küçük test alanına sahip örnekler kullanılmaktadır (Bayne ve ark., 2002). Mikro test uygulanacak örneklerin hazırlanması sırasında hatalı kuvvet uygulanması ve vibrasyon oluşması bağlantının bozulmasına sebep olur. Hatta 5 MPa altındaki bağlanım dayanımlarının ölçümü son derece güçtür. Testler yapılırken uygulanan kuvvetlerin yönelimlerinin istenilen şekilde olabilmesi için özel düzenekler gerekmektedir (Pashley ve ark., 1995; Schreiner ve ark., 1998; Öztürk ve Aykent, 2003). Bu çalışmada bağlanma kuvvetlerinin ölçülmesinde makro test düzeneklerinden faydalanılmıştır.

Bağlanma kuvvetlerinin ölçülmesi amacıyla yapılan in vitro çalışmalarda dentin yüzeyi silikon karbid veya alüminyum oksit aşındırıcılarla aşındırılmaktadır (Pashley ve ark., 1995; Dias ve ark., 2004; Hosoya ve ark., 2004). Dias ve ark. (2004) yılında yaptıkları bir çalışmada, bu şekilde elde edilen bağlanma kuvveti değerlerinin elmas frez kullanımı ile elde edilen değerlerden farklı olmadığını göstermişlerdir. Hosoya ve ark. (2004) elmas frez kullanılan dentin yüzeylerine bağlanma değerlerinin silikon karbid uygulanan dentin yüzeylerine oranla daha yüksek olduğunu ortaya

koymuşlardır. Klinik olarak dentin dokusu silikon karbid ya da alüminyum oksit aşındırıcılar ile prepare edilmemektedir (Pashley ve ark., 1995; Cardoso ve ark., 1998; Kitasako ve ark., 2001; Mota ve ark., 2003; Ateyah ve Elhejazi, 2004). Çalışmamızda bu bilgiler değerlendirilerek dentin yüzeyleri yüksek devirde su soğutması altında elmas frezlerle düz yüzey şeklinde hazırlanmıştır.

Frez ile yapılan preparasyon sonrası dentin yüzeyinde oluşan smear tabakası dokunun yüzey enerjisini azaltmakta ve bağlanma kalitesini düşürmektedir (Martinez-Insua ve ark., 2000). Restoratif materyalin diş dokusuna bağlanma kuvvetlerini arttırmak için diş yüzeyinin çeşitli tekniklerle hazırlanması gerekmektedir. Günümüzde rezinlerin bağlantısını arttırmak için %35'lik fosforik asit 15-20 sn boyunca uygulanmakta ve aynı süre boyunca yıkanmaktadır (Gonçalves ve ark., 2002). Cam iyonomer simanlar için %35'lik fosforik asit yerine %20-25'lik poliakrilik asit içeren dentin düzenleyiciler kullanılmaktadır. Dentin düzenleyiciler, smear tabakasının uzaklaştırılmasını ve dentin dokusunun ıslanabilirliğinin artmasını (Glasspoole ve ark., 2002) ve dentin yüzeyinin bir kısmının demineralize olup cam iyonomer simanın komponentleri ile hidroksiapatit kristalleri arasında kimyasal reaksiyonun oluşmasını sağlamaktadır (Summitt ve Santos, 2006). Çalışmamızda konvansiyonel cam iyonomer (Fuji IX), rezin modifiye cam iyonomer (Fuji II) ve cam karbomer (GCP) restoratif materyallerin uygulanacağı dişlerin asit gruplarında %20'lik poliakrilik asit (Cavity Conditioner, GC, Tokyo, Japan) ve kompomer uygulanacak dişlerin asit gruplarında %37'lik ortofosforik asit (ETCH-37, Bisco, Schaumburg, USA) uygulanmıştır.

Asit uygulandıktan sonra dentin dokusunu destekleyen kollajen ağ yapı kollabe olur. Bu durum rezin materyalin ağısı yapıya infiltrasyonunu ve yüzeyi ıslatmasını engeller. Bu sebeple asit uygulamasının ardından yüzeyin aşırı kurutulmadan nemli bırakılması önerilmektedir. Nemli bırakılmış dentinde bağlantı direncinin arttığı bildirilmiştir (Hogan ve Burrow, 2001; Tay ve Pashley, 2003; Robenson ve ark., 2006). Çalışmamızda örneklerin hazırlanması sırasında dentin dokusunun aşırı kurutulmamasına dikkat edilmiştir.

Yapılan bir çok çalışmada preparasyon sırasında, frezlerle kalın ve kompakt, sono-abrazivlerle ince fakat düzensiz kalınlıkta smear tabakası oluştuğu, lazerle smear tabakasının oluşmadığı gösterilmiştir. Erbiyum lazerlerle hazırlanan preparasyon veya pürüzlendirme yüzeylerinin morfolojik yapıları pek çok araştırmacının ilgisini çekmiş, mikroskopik ve makroskopik yöntemlerle incelenmiştir (Altshuler ve ark., 2001; De Munck ve ark., 2002; Bertrand ve ark., 2004; Yamada ve ark., 2004; Delme ve ark., 2006).

Yine literatürdeki bir çok çalışmada lazer uygulanan diş dokularının yüzey özelliklerinin değiştiği gösterilmiştir (Hossain ve ark., 1999; Rohanzadeh ve ark., 1999; Sazak ve ark., 2001; Hossain ve ark., 2001). Uygulanan yüzeyde oluşan pürüzlü yapı, yüzey alanının artmasını ve mekanik bağlantının elverişli hale gelmesini sağlamaktadır. Böylece restoratif materyal ile pürüzlü diş dokusu arasında oluşacak mekanik bağlantının artması beklenmektedir.

Er,Cr:YSGG lazerler su soğutması ile kullanıldıklarında çürük dokunun temizlenmesi ve diş dokusunun pürüzlendirilmesinde oldukça etkilidirler (Coluzzi, 2000; Sulewski, 2000; Coluzzi, 2003; Dederich ve Bushick, 2004). Bu lazerlerin diş dokularına etkileri incelendiğinde yüzeyde termal hasar belirtisi göstermeyen kaviteler oluştuğu görülmüş ve bu pürüzlü yapının restorasyonların bağlantısını arttırabileceği düşünülmüştür (Coluzzi, 2000; Gimbel, 2000; Sun, 2000; Walsh, 2003; Dederich ve Bushick, 2004). Dentin yüzeyinde smear tabakası oluşturmaması ve dentin tübüllerinin ağızlarının açık kalması da yine bağlantıyı olumlu yönde etkileyeceğini göstermektedir (Gimbel, 2000; Dederich ve Bushick, 2004). Çalışmamızda bu bilgiler ışığı altında Er,Cr:YSGG lazer dentin yüzeyini pürüzlendirmek amacıyla kullanılmıştır.

Dokularda meydana getirdiği morfolojik değişiklikler ve çalışma sisteminin Er,Cr:YSGG lazerlere benzemesinden dolayı Er:YAG lazerlerin kullanıldığı çalışmalar da sonuçların karşılaştırılması ve yorumlanması açısından faydalı olabilmektedir (Visuri ve ark., 1996; Walsh, 2003; Martinez-Insua ve ark., 2000; Ceballos ve ark., 2002; De Munck ve ark., 2002).

Er:YAG lazer uygulanmış diş dokuları üzerinde yapılan SEM çalışmalarında, asit ile pürüzlendirmeye benzer pürüzlü, ısıl olarak etkilenmemiş yüzey özellikleri görülmüştür. Araştırmacılar bu yüzey özelliklerinin bağlanma açısından olumlu olduğunu bildirmişlerdir (Visuri ve ark., 1996; Keller ve ark., 1996).

Visuri ve ark. Er:YAG lazer uygulamasının, yüksek bağlanma kuvvetleri elde edilebilecek bir yüzey oluşturduğunu ve asit uygulamasına ihtiyacı ortadan kaldıracabileceğini öne sürmüşlerdir (Visuri ve ark., 1996).

Diğer taraftan pek çok araştırmacı lazer ve ortofosforik asit uygulamalarının kompozit restorasyonların bağlanma kuvvetleri üzerindeki etkilerini inceledikleri çalışmalarında Er:YAG lazer uygulamalarında asit uygulamalarından daha düşük bağlanma kuvvetleri elde edildiğini bildirmişlerdir (Armengol ve ark., 1999; Martinez-Insua ve ark, 2000; Ceballos ve ark., 2002; De Munck ve ark., 2002).

Üşümez ve Aykent porselen lamina venerlerin maleik asit, ortofosforik asit ve Er,Cr:YSGG lazer ile pürüzlendirilmiş diş yüzeylerine bağlanma kuvvetlerini değerlendirmişlerdir. En yüksek ortalama bağlanma kuvveti değerini %37'lik ortofosforik asit grubunda, en düşük ortalama bağlanma kuvveti değerini ise %10'luk maleik asit grubunda elde etmişlerdir. Fakat her üç grup arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık olmadığını bildirmişlerdir (Üşümez ve Aykent, 2003).

Ekworapoj ve ark. Er,Cr:YSGG lazer ile pürüzlendirilmiş dentin yüzeyine uyguladıkları cam iyonomer simanın adezyonunu değerlendirdikleri çalışmalarında, lazer preperasyonunun cam iyonomer siman ve dentin arasındaki bağlanım dayanımını arttırmadığını, fakat bir yüzey düzenleyici ile birlikte uygulandığında cam iyonomer simanın bağlanım dayanımının artabileceğini belirtmişlerdir (Ekworapoj ve ark, 2007).

Garbui ve ark. farklı parametrelerde Er,Cr:YSGG lazer ve poliakrilik asiti dentin dokusunu pürüzlendirmek için uygulayarak konvansiyonel cam iyonomer simanın dentin dokusuna bağlanım dayanımını değerlendirmişlerdir. 0.5 W güç ve 9 J/cm<sup>2</sup> enerji yoğunluğu ile yapılan yüzey pürüzlendirmesinin konvansiyonel cam iyonomer ile dentin arasındaki bağlanım dayanımını önemli derecede arttırdığını bildirmişlerdir

(Garbui ve ark., 2013). Ancak %10'luk poliakrilik asit uygulaması ile elde ettikleri bağlanım dayanımlarının literatürde yer alan diğer çalışmalardan (Jordehi ve ark.,2007; Ekworapoj ve ark., 2007) daha düşük değerler gösterdiğini belirtmişlerdir. Bu artmış bağlanım dayanımını dentin ile cam iyonomer siman arasındaki iyon değişiminin 0.5 W güç ve 9 J/cm<sup>2</sup> lazer uygulaması sayesinde artmasına dayandırmışlardır (Garbui ve ark., 2013). Biz de çalışmamızda dentin yüzeyini pürüzlendirmek amacı ile 0.5 W güç ve 9 J/cm<sup>2</sup> lazer uygulamasını yüzeye 1 mm uzaklıktan 10 saniye boyunca, %65 hava, %55 su soğutması altında uyguladık.

Ağız ortamını taklit etmek için sadece suda bekletmenin yeterli olmadığı belirtilmektedir. Materyallere göre farklılık göstermesine rağmen, ağız ortamının kimyası dikkate alınmalıdır. Bu sebeple içeriğinde enzim olmayan, inorganik içerikli yapay tükürük kullanmanın, distile su kullanmaktan çok daha doğru bir yaklaşım olduğu bildirilmektedir (Musanje ve Darvell, 2003).

Çalışmalarda farklı yapay tükürük solüsyonlarına rastlanmaktadır (Leung ve Darwell, 1997). Çalışmamızda insan tükürüğüne elektrolit dengesi bakımından çok yakın olan, pH'ı 6.7 ve 0.65 g/l potasyum klorid, 0.058 g/l magnezyum klorid, 0.165 g/l kalsiyum klorid, 0.804 g/l dipotasyum hidrojenfosfat, 0.365 g/l potasyum dihidrojenfosfat, 2 g/l sodyum benzoat, 7.8 g/l sodyum karboksimetil selüloz'un distile deiyonize suda çözünmesinden oluşan yapay tükürük formülü (Panich ve Poolthong, 2009) kullanılmıştır.

Literatürdeki birçok çalışmada cam iyonomer restoratif materyaller uygulanmadan önce dentin yüzeyine asit uygulanmasının bağlanım dayanımını arttırdığı belirtilmektedir (Hotz ve ark., 1977; Shallabi ve ark., 1981; Powis ve ark., 1982; Joynt ve ark., 1990; Charlton ve ark., 1994). Asit kullanılmasının amacı cam iyonomer restoratif materyalinin diş dokusu ile bağlanımını sınırlandıracak olan smear tabakasını uzaklaştırmaktır (Gwinnett, 1984; Pashely, 1984; White ve ark., 1989). Tanumiharja ve ark. 4 farklı asit uygulayarak cam iyonomer simanların bağlanım dayanımlarını inceledikleri çalışmalarında asit uygulanan ve uygulanmayan gruplar arasında bir fark bulunmadığını belirtmişlerdir (Tanumiharja ve ark., 2000b). Çalışmamızda asit uygulaması tüm restoratif materyallerin bağlanım dayanımlarını

kontrol gruplarına göre arttırmıştır, fakat Dyract XP (kompomer) dışındaki diğer restoratif materyaller için asit uygulanan ve uygulanmayan gruplar arasında Tanumiharja ve ark.nın çalışmasına benzer şekilde istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık bulunmamıştır (Tanumiharja ve ark., 2000b).

Tyas'ın yaptığı çalışmalarda da cam iyonomer restoratif materyallerin bağlanım dayanımını arttırmak için asitlemenin gerekli olmadığı bildirilmiştir (Tyas, 1993; Tyas, 1994).

Van Dijken'in %10'luk poliakrilik asit ile pürüzlendirilen veya sadece su ile yıkanan dentin yüzeyine uyguladığı cam iyonomer simanların retansiyonunu değerlendirdiği çalışmasında gruplar arasında retansiyon bakımından anlamlı bir fark bulunmadığını ve restorasyonlarda marjinal renklenmeye rastlanmadığını bildirmiştir (Van Dijken, 1996).

Literatürde kompomerler için asitle pürüzlendirme gerektirmeksizin neredeyse kompozit rezin kadar güçlü bağlanma değerleri gösterebildiği bildirilmektedir (Yap ve ark., 1995). Bu durum, kompomer ile birlikte kullanılan adeziv sistemde yer alan fosfat gruplarının hidroksiapatitin kalsiyumuna bağlanması ve TCB monomerinin hidrofilik karboksil grupları içermesi ile açıklanmaktadır (Yap ve ark., 1995). Dyract XP için kullanılan bonding ajanı Prime&Bond NT'nin içerdiği MDP (10-metacryloxydecyl dihidrojen phosphate) demineralize olmuş dentin yüzeyindeki minerallerle kimyasal bağ yapmaktadır (Celik ve ark., 2006). Üretici firmalar kompomer uygulaması için yüzey düzenleyicisi kullanımının zorunlu olmadığını, fakat daha güçlü bir bağlanma elde etmek için asit ile pürüzlendirme yapılabileceğini dikkat çekmiştir.

Eberhard ve ark. çalışmalarında asit uygulaması ile kompomerin dentine olan bağlanma direncinin arttırılabileceğini bildirmişlerdir (Eberhard ve ark., 1997). Ferrari ve ark. da diş yüzeyinin asit ile pürüzlendirilmesinden sonra uygulanan kompomer ile bağlanma direncinin arttığını ve ayrıca kenar uyumlarının da daha iyi olduğunu bildirmişlerdir (Ferrari ve ark., 1998). Di Lenarda ve ark. asit uygulaması ile smear tabakasının uzaklaştırılacağını böylece kompomerin adezyonunun ve marjinal sızdırmazlığının artacağını bildirmişlerdir (Di Lenarda ve ark., 2000).

Yayınlanan çalışmalarla benzer şekilde çalışmamızda da asit uygulaması kompomer materyalinin bağlanım dayanımını kontrol grubuna göre istatistiksel olarak anlamlı şekilde arttırmıştır ( $p<0,05$ ).

Çalışmamızda kullanılan restoratif materyallerin bağlanma kuvveti değerleri dentin yüzey koşullarının değiştirilmesi amacıyla yapılan asit ve lazer uygulamaları bakımından karşılaştırıldığında, Fuji IX (CIS) ve Fuji II (RMCI) materyallerinin asit ve lazer grupları arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılıklar bulunmuştur ( $p<0,05$ ). Dentin yüzeyine lazer uygulanan Fuji IX ve Fuji II gruplarında elde edilen bağlanım değerleri asit uygulanan Fuji IX ve Fuji II gruplarından daha düşük bulunmuştur. Ayrıca lazer uygulanan Fuji IX ve Fuji II materyallerinin bağlanım değerleri herhangi bir ön uygulama yapılmayan Fuji IX ve Fuji II kontrol gruplarından da daha düşük bulunmuştur. Bu farklılık Fuji II için istatistiksel olarak anlamlı iken Fuji IX için anlamlı değildir. Garbui ve ark.nın çalışmalarında, çalışmamızın aksine yüzey işlemi olarak lazer uygulandığında Fuji II materyalinin bağlanım değerlerinin arttığı bildirilmiştir (Garbui ve ark., 2013).

Cam iyonomer restoratif materyallerin adezyon mekanizması, diş dokusundan kaynaklanan kalsiyum iyonları ile restoratif materyalden kaynaklanan karboksilik gruplar arasındaki kimyasal bağ ve diş dokusu yüzeyindeki pürüzlü alana mikromekanik bağlantı ile olur (Swift ve ark., 1995; Abdalha ve Garcia-Godoy, 1997; Pereira ve ark., 2002). Optimum bağlanma için iyonomerik simanların homojen diş dokusu ile sıkı temasta olması gerekir (Glasspoole ve ark., 2002; Corona ve ark., 2003; Chinelatti ve ark., 2004). Lazer uygulaması organize olmayan, karmaşık, organik ve inorganik komponentleri parçalanmış bir yüzey oluşturmakta (Martinez-Insua ve ark., 2000; Schein ve ark., 2003), diş dokusundaki kalsiyum iyonlarına ulaşmayı engellemekte (Delbem ve ark., 2003), cam iyonomer simanların mekanik ve kimyasal adezyonunu etkilemektedir (Libermen ve ark., 1990; Corona ve ark., 2003; Chinelatti ve ark., 2004). Tüm bu etkenlerin çalışmamızda uygulanan Fuji IX ve Fuji II materyallerinin lazer ile pürüzlendirilmesi sonrası elde edilen bağlanım dayanımlarının düşük bulunmasına sebep olabileceği düşünülmektedir.

Bunun yanında Jordehi ve ark. cam iyonomer simanların Er,Cr:YSGG lazer (Biolase Inc. San Clemente, CA) ile pürüzlendirilmiş dentine olan bağlanım dayanımlarını inceledikleri çalışmalarında, Fuji II (RMCI) simanın dentine olan bağlanımının Er,Cr:YSGG lazer ile pürüzlendirilmesi sonrasında düştüğünü belirtmişlerdir. Bunun sebebi olarak, lazer uygulanmış dentinin transmisyon elektron mikroskopunda incelendiğinde dentinin en üst katmanında kollajen fibrillerin tanımlanamadığını, basal tabakada kollajen fibrillerin birbiri ile kaynaştığını ve fibriller arası boşluğun olmadığını, bu sebeplerden ötürü fibriller arasına resin difüzyonun engellendiğini belirtmişlerdir (Jordehi ve ark., 2007).

Çalışmamızda kullanılan Dyract XP (kompomer) materyali için ise Fuji IX ve Fuji II gruplarının aksine asit ve lazer uygulamaları arasında anlamlı farklılık oluşmamıştır ( $p<0,05$ ). Yine Fuji IX ve Fuji II gruplarının aksine lazer uygulaması kompomer materyalinin bağlanım dayanımını istatistiksel olarak anlamlı şekilde arttırmıştır ( $p<0,05$ ). Dyract XP'nin lazer uygulaması sonrasında bağlanım dayanımının daha yüksek bulunmasında; Er,Cr:YSGG lazer uygulanmış dentin yüzeyindeki smear tabakasının elimine edilmesi, peritübüler dentinin belirginleşmesi, dentin tübüllerinin tamamiyle açılması (Ekworapoj ve ark., 2007) ve en önemlisi de kullanılan MDP içerikli bonding ajanının bağlanmaya olan etkisinin olduğu düşünülmektedir.

Çalışmamızda kullanılan restoratif materyallerin tüm yüzey koşullarındaki bağlanım dayanımları büyükten küçüğe kompomer, RMCI, cam iyonomer siman ve cam karbomer siman şeklindedir.

Kompomerin diğer restoratif materyallere göre tüm gruplarda daha yüksek bağlanım dayanım değerleri göstermesi, diş dokularına hem kimyasal olarak bağlanmasına (Abate ve ark., 1997) hem de kompomerler ile birlikte adeziv sistemlerin kullanılmasına bağlıdır.

Çalışmamızda ikinci en yüksek bağlanım değeri ise yine tüm yüzey koşulları için RMCI grubunda görülmüştür. Poggio ve ark. da çalışmalarında dentine olan bağlanmada RMCI'nın, cam iyonomer simandan daha yüksek değerler gösterdiğini

bulmuşlardır ve bunun sebebini RMCI simanda yer alan HEMA'ya bağlamışlardır (Poggio ve ark., 2014).

Çalışmamızda elde edilen en düşük bağlanım değerleri GCP (cam karbomer) uygulanan örneklerde görülmüştür. Cam karbomer restoratif materyali için tüm yüzey koşullarında elde edilen bağlanım değerlerinin karşılaştırılmasında istatistiksel olarak anlamlı farklılık bulunmamıştır ( $p>0,05$ ). Cam iyonomer içerikli olan bu materyalin erken dönem bağlanım dayanımının ortalaması 1,18 MPa üzerine dahi çıkamamıştır. Ancak uzun dönem bağlanım dayanımının materyel içindeki ve dentin yüzeyindeki iyon difüzyonu ile arttığı bildirilmektedir (RN Van Duinen, 2014 sözlü görüşme).

Literatürde cam karbomer simanın bağlanım dayanımının değerlendirildiği herhangi bir çalışma olmaması sonuçların karşılaştırılmasını kısıtlamıştır. Materyalin kısa ve uzun dönem bağlanım dayanımının değerlendirildiği çalışmalara ihtiyaç vardır.

Literatürde makaslama testi yapılan birçok çalışmada stereo mikroskop veya SEM mikroskobu ile kopma tipleri de incelenmiştir (Schneider ve ark., 2000; Ekworapoj ve ark., 2007; Garbui ve ark., 2013; Suryakumari ve ark., 2014).

Schneider ve ark. kompomer ve kompozitlerin dentine bağlanma dayanımlarını inceledikleri çalışmalarında dentin yüzeyine uyguladıkları tüm materyallerde mix kopma tipi gözlemlemişlerdir. Mix kopmanın dentin yüzeyinde adeziv, restoratif materyal yüzeyinde ise koheziv olduğunu belirtmişlerdir (Schneider ve ark., 2000).

Ekworapoj ve ark. çalışmalarında Er,Cr:YSGG lazer ve poliakrilik asit ile pürüzlendirilen ve hiç bir işlem uygulanmayan dentin yüzeyine uyguladıkları cam iyonomer restoratif materyalinin adezyonunu değerlendirmişlerdir. Asit ve lazer uygulanan örneklerde koheziv ve mix kopma görülürken hiçbir işlem uygulanmayan örneklerde adeziv kopmanın görüldüğünü bildirmişlerdir (Ekworapaj ve ark., 2007).

Garbui ve ark. farklı parametrelerde Er,Cr;YSGG lazer ve poliakrilik asit ile dentin dokusunu pürüzlendirdikleri çalışmalarında cam iyonomer restoratif

materyalinin dentin dokusuna bağlanım dayanımını değerlendirmişlerdir. Tüm örneklerde adeziv ve mix kopma tipleri gözlemlenmiştir (Garbui ve ark., 2013).

Suryakumari ve ark. estetik restoratif materyallerin makaslama testi bağlanım dayanımlarını karşılaştırdıkları çalışmalarında, %20'lik poliakrilik asit ile pürüzlendirilen dentin yüzeyine uyguladıkları Fuji IX ve Fuji II restoratif materyallerinin kopma yüzeylerini incelemişler ve Fuji IX uygulanan yüzeylerde koheziv, Fuji II uygulanan yüzeylerde mix kopma gözlemlenmiştir (Suryakumari ve ark., 2014).

Çalışmamızın stereo mikroskop ve SEM mikroskobu yardımıyla kopma yüzeylerini değerlendirdiğimiz bölümünde, tüm restoratif materyal grupları için adeziv ve mix kopma tipleri gözlemlenmiştir. Koheziv tip kopmaya ise hiç rastlanmamıştır. Kopma tiplerinin dağılımı çoğunlukla (%65-70) mix kopma şeklinde gerçekleşmiştir. Mix kopmaların görüntüsü Schneider ve ark. nın çalışmalarında bildirdikleri ile benzer şekilde dentin yüzeyinde adeziv, restoratif materyal yüzeyinde ise koheziv şeklindedir (Schneider ve ark., 2000).

## 7. SONUÇLAR

Bu çalışmada Er,Cr;YSGG lazer ve asitle pürüzlendirilen dentin yüzeyine uygulanan cam iyonomer esaslı dolgu materyallerinin ve cam karbomerin makaslama kuvvetlerine dayanımı incelenmiş ve aşağıdaki sonuçlar elde edilmiştir:

1. Cam iyonomer dolgu materyali için asit veya lazer uygulaması sonrası elde edilen bağlanım dayanımı ile dentin yüzeyine hiçbir işlem yapılmadan elde edilen bağlanım dayanımı arasında anlamlı bir farklılık oluşmamıştır ( $p>0,05$ ). Dentin yüzey işlemi olarak asit uygulandığı durumda elde edilen bağlanım kuvveti değerleri, lazer uygulanan durumda elde edilen bağlanım kuvveti değerlerinden istatistiksel olarak anlamlı şekilde yüksek bulunmuştur ( $p<0,05$ ).
2. Rezin modifiye cam iyonomerin dentin yüzeyine herhangi bir yüzey işlemi uygulanmadığı ve asit uygulandığı durumda elde edilen bağlanım değerleri arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık yok iken ( $p>0,05$ ), dentin yüzeyine lazer uygulanması bağlanım dayanımını anlamlı miktarda düşürmüştür ( $p<0,05$ ).
3. Dentin yüzey koşullarının değiştirilmesinde Er,Cr;YSGG lazerin kullanımı çalışmada kullanılan restoratif materyallerden sadece kompomerin bağlanım dayanımını arttırmıştır ( $p<0,05$ ). Kompomer restoratif materyali için dentin yüzeyine asit uygulanması ile lazer uygulanması arasında bağlanım dayanımı bakımından istatistiksel olarak anlamlı farklılık bulunmamıştır ( $p>0,05$ ).
4. Cam karbomer dolgu materyali için dentin yüzeyine asit veya lazer uygulanan ve herhangi bir yüzey işleminin uygulanmadığı durumlar arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık yoktur ( $p>0,05$ ).
5. Tüm dentin yüzey koşullarında (asit, lazer, kontrol) bağlanım dayanım değerleri büyükten küçüğe doğru sırasıyla; kompomer, RMCI, CIS ve cam karbomer şeklinde bulunmuştur ( $p<0,05$ ).

## 9. KAYNAKLAR

1. Abate PF, Bertacchini SM, Polack MA, Macchi RL. Adhesion of a compomer to dental structures. *Quintessence Int.* 1997;28: 509-512.
2. Abdalla AI, Garcia-Godoy F. Bond strength of resin-modified glass ionomers and polyacid-modified resin composite to dentin. *Am J Dent.* 1997;10: 291-294.
3. Abdalla AI, Feilzer AJ. Four-year water degradation of a total-etch and two self-etch adhesives bonded to dentin. *J Dent.* 2008;36: 611-617.
4. Ahovuo-Saloranta A, Hiiri A, Nordblad A, Mäkelä M, Worthington H. Pit and fissure sealants for preventing dental decay in the permanent teeth of children and adolescents. *Cochrane Database Syst Rev.* 2008;8: CD001830.
5. Al-Salehi SK, Burke FJ. Methods used in dentin bonding tests: An analysis of 50 investigations on bond strength. *Quintessence Int.* 1997;28: 717-723.
6. Altay N, Usmen E. Tip II cam iyonomer simanların süt dişi mine ve dentinine bağlanma dirençlerinin karşılaştırmalı olarak incelenmesi. *SÜ Diş Hek Fak Derg.* 1993;3: 9-13.
7. Altshuler GB, Belikov AV, Sinelnik YA. Laser-abrasive method for the cutting of enamel and dentin. *Lasers Surg Med.* 2001;28: 435-444.
8. Altun C. Kompozit dolgu materyallerinde son gelişmeler. *Gülhane Tıp Derg.* 2005;47: 77-82.
9. Amaral FL, Colucci V, Palma-Dibb RG, Corona SA. Assessment of in vitro methods used to promote adhesive interface degradation: a critical review. *J Esthet Restor Dent.* 2007;19: 340-353.
10. Anusavice KJ. *Philips science of dental materials.* 11th ed. Philadelphia: PA Saunders; 2003.

11. Aoki A, Ishikawa I, Yamada T, Otsuki M, Watanabe H, Tagami J, Ando Y, Yamamoto H. Comparison between Er:YAG laser and conventional technique for root caries treatment in vitro. *J Dent Res.* 1998;77: 1404-1414.
12. Armengol V, Jean A, Enkel B, Assoumou M, Hamel H. Microleakage of class V composite restorations following Er:YAG and Nd:YAP laser irradiation compared to acid-etch: an in vitro study. *Lasers Med Sci.* 2002;17: 93-100.
13. Ateyah N, Elhejazi AA. Shear bond strengths and microleakage of four types of dentin adhesive materials. *J Contemp Dent Pract.* 2004;5: 63-73.
14. Attar N, and Onem A. Fluoride release and uptake characteristics of aesthetic restorative materials. *J Oral Rehabil.* 2002;29: 791-798.
15. Bala O. Poliasit-modifiye kompozit rezinler (kompomerler) literatür taraması. *GÜ Diş Hek Fak Derg.* 1998;1: 113-118.
16. Baloch FA, Mirza AJ, Baloch D. An in-vitro study to compare the microhardness of glass ionomer cement set conventionally versus set under ultrasonic waves. *Int J Health Sci.* 2010;4: 149-155.
17. Bayne SC, Thompson JY, Taylor DF. *Dental Materials.* Ed: Roberson TM, Heymann HO, Swift EJ, Sturdevant's Art & Science of Operative Dentistry. St Louis: Mosby; 2002, p:135-234.
18. Bertolotti RL. Conditioning of the dentin substrate. *Oper Dent.* 1992;5: 131-136.
19. Bertrand MF, Hessleyer D, Muller-Bolla M, Nammour S, Rocaa JP. Scanning electron microscopic evaluation of resin-dentin interface after Er:YAG laser peraration. *Laser Surg Med.* 2004;35: 51-57.
20. Blatz MB, Sadan A, Kern M. Resin ceramic bonding: a review of literature. *J Prosthet Dent.* 2003;89: 268-274.

21. Blatz MB, Sadan A, Martin J, Lang B. In vitro evaluation of shear bond strengths of resin to densely-sintered high purity zirconium-oxide ceramic after long-term storage and thermal cycling. *J Prosthet Dent.* 2004;91: 356-362.
22. Botta SB, da Ana PA, Zezell DM, Powers JM, Matos AB. Adhesion after erbium, chromium:yttrium-scandium-gallium-garnet laser application at three different irradiation conditions. *Lasers Med Sci.* 2009;24: 67-73.
23. Braga RR, Meira JB, Boaro LC, Xavier TA. Adhesion to tooth structure: a critical review of “macro” test methods. *Dent Mater.* 2010;26: 38-49.
24. Buonocore MG. A simple method of increasing the adhesion of acrylic filling materials to enamel surfaces. *J Dent Res.* 1955;34: 849-853.
25. Burgess JO, Walker R, Davidson JM. Posterior resin-based composite: Review of the literature. *Pediatr Dent.* 2002;24: 465-479.
26. Caiado ACRL, De Goes MF, de Souza-Filho FJ, Rueggeberg FA. The effect of acid etchant type and dentin location on tubular density and dimension. *J Prosthet Dent.* 2010;103: 352-361.
27. Cardoso P, Braga R, Carrilho M. Evaluating of micro-tensile, shear and tensile tests determining the bond strength of three adhesive systems. *Dent Mater.* 1998;14: 394-398.
28. Cardoso MV, Coutinho E, Ermis RB, Poitevin A, Van Landuyt K, De Munck J, Carvalho RC, Van Meerbeek B. Influence of dentin cavity surface finishing on micro-tensile bond strength of adhesives. *Dent Mater.* 2008;24: 492-501.
29. Ceballos L, Osorio R, Toledano M, Marshall GW. Microleakage of composite restorations after acid or Er-YAG laser cavity treatments. *Dent Mater.* 2001;17: 340-346.
30. Ceballos L, Toledano M, Osorio R, Tay FR, Marshall GW. Bonding to Er:YAG-laser-treated dentin. *J Dent Res.* 2002;81: 119-122.

31. Cehreli BS, Tirali ER, Yalcinkaya Z, Cehreli CZ. Microleakage of newly developed glass carbomer cement in primary teeth. *Eur J Dent.* 2013;7: 15-21.
32. Celik EU, Ergucu Z, Turkun LS, Turkun M. Shear bond strength of different adhesives to Er:YAG laser-prepared dentin. *J Adhes Dent* 2006;8: 319-325.
33. Chapman SK. Working with a scanning electron microscope. Kent, UK: Lodegemark Press; 1986.
34. Charlton DG, Haveman CW. Dentin surface treatment and bond strength of glass ionomer cement. *Am J Dent.* 1994;7: 47-49.
35. Chen X, Du MQ, Fan MW, Mulder J, Huysmans MC, Frencken JE. Caries preventive effect of sealants produced with altered glass ionomer materials, after 2 years. *Dent Mater.* 2012;28: 554-560.
36. Chimello DT, Ramos RP, Chinelatti MA, Palma Dibb RG, Pecora JD, Corona SAM. Effect of Er:YAG laser and air abrasion on the tensile bond strength of two adhesive restorative systems to dentin . *J Oral Laser Appl.* 2002;2: 223-229.
37. Chinelatti MA, Ramos RP, Chimello DT, Borsatto MC, Pecora JD, Palma-Dibb RG. Influence of the use of Er:YAG laser for cavity preparation and surface treatment in microleakage of resin-modified glass ionomer restorations. *Oper Dent.* 2004;29: 430-436.
38. Cho SY, Cheng AC. A review of glass ionomer restorations in the primary dentition. *J Can Dent Assoc.* 1999;65: 491-495.
39. Christensen GJ. Compomers vs. resin-reinforced glass ionomers. *J Am Dent Assoc.* 1997;128: 479-480.
40. Coluzzi DJ. An overview of laser wavelengths used in dentistry. *Dent Clin North Am.* 2000;44: 753-765.

41. Coluzzi DJ. Lasers in dentistry-wonderful instruments or expensive toys? International Congress Series. 2003;1248: 83-90.
42. Corona SA, Borsatto MC, Pecora JD, De Sa Rocha RA, Ramos TS, Palma-Dibb RG. Assessing Microleakage of different Class V restorations after Er:YAG laser and bur preparation. J Oral Rehabil. 2003;30: 1008-1014.
43. Courson F, Bouter D, Ruse ND, Degrange M. Bond strengths of nine current dentine adhesive systems to primary and permanent teeth. J Oral Rehabil. 2005;32: 296-303.
44. Crisp S, Ferner AJ, Lewis BG, Wilson AD. Properties of improved glass-ionomer cement formulations. J Dent. 1975;3: 125-130.
45. Crisp RJ, Burke FJ. Evaluation of the handling of a new compomer and novel dispensing system in general dental practice. Quintessence Int. 1998;29: 775-779.
46. Croll TP, Nicholson JW. Glass ionomer cements in pediatric dentistry: Review of the literature. Pediatr Dent. 2002;24: 423-429.
47. Davidovich E, Weiss E, Fuks AB, Beyth N. Surface antibacterial properties of glass ionomer cements used in atraumatic restorative treatment. J Am Dent Assoc. 2007;138: 1347-1352.
48. Davidson CL. Advances in glass ionomer cements. Chicago: Quintessence Publishing; 1993.
49. Dayangaç B. Kompozit Rezin Restorasyonlar. Ankara: Güneş Kitabevi; 2000, s:92-97.
50. De Goes MF, DDS, Giannini M, Foxton RM, Nikaido T, Tagami J. Microtensile bond strength between crown and root dentin and two adhesive systems. J Prosthet Dent. 2007;97: 223-228.

51. De Munck J, van Meerbeek B, Yudhira R, Lambrechts P, Vanherle G. Micro-tensile bond strength of two adhesives to Erbium:YAG-lased vs. bur-cut enamel and dentin. *Eur J Oral Sci.* 2002;110: 322-329.
52. De Munck J, Van Meerbeek B, Yoshida Y, Inoue S, Vargas M, Suzuki K, Lambrechts P, Vanherle G. Four-year water degradation of total-etch adhesives bonded to dentin. *J Dent Res.* 2003;82: 136-140.
53. De Munck J, Van Landuyt K, Peumans M, Poitevin A, Lambrechts P, Braem M, Van Meerbeek B. A critical review of the durability of adhesion to tooth tissue: Methods and Results. *J Dent Res.* 2005;84: 118-132.
54. Dederich DN, Bushick RD, ADA Council on Scientific Affairs and Division of Science. Lasers in dentistry: Separating science from hype. *J Am Dent Assoc.* 2004;135: 204-212.
55. Degrange M, Charrier JL, Attal JP, Asmussen E. Bonding of luting materials for resin-bonded bridges: Clinical relevance of in vitro tests. *J Dent.* 1994;22: 28-32.
56. Delbem AC, Cury JA, Nakassima CK, Gouveia VG, Theodoro LH. Effect of Er:YAG laser on CaF<sub>2</sub> formation and its anti-cariogenic action on human enamel: An in vitro study. *J Clin Laser Med Surg.* 2003;21: 197-201.
57. Della Bona A, Anusavice KJ, Mecholsky JJ. Failure analysis of resin composite bonded to ceramic. *Dent Mater.* 2003;19: 693-699.
58. Delme KI, Deman PJ, Nammour S, De Moor RJ. Microleakage of class V glass ionomer restorations after conventional and Er:YAG laser preparation. *Photomed Laser Surg.* 2004;24: 715-722.
59. Delme KI, Deman PJ, Nammour S, De Moor RJ. Microleakage of class V glass ionomer restorations after conventional and Er:YAG laser preparation. *Photomed Laser Surg.* 2006;24: 715-722.

60. Dewald JP. The use of extracted teeth for in vitro bonding studies: a review of infection control considerations. *Dent Mater.* 1997;13: 74-81.
61. Di Lenarda R, Cadenaro M, De Stefano Dorigo E. Cervical compomer restorations: the role of cavity etching in a 48-month clinical evaluation. *Oper Dent.* 2000;25: 382-387.
62. Dias WRL, Pereira PNR, Swift EJ. Effect of bur type on microtensile bond strength of self-etching systems to human dentin. *J Adhes Dent.* 2004;6: 195-203.
63. Disney JA, Graves RC, Stamm JW, Bohannon HM, Abernathy JR, Zack DD. The University of North Carolina Caries Risk Assessment study: further developments in caries risk prediction. *Community Dent Oral Epidemiol.* 1992;20: 64-75.
64. Dos Santos PA, Garcia PP, Palma-Dibb RG. Shear bond strength of adhesive systems to enamel and dentin. Thermocycling influence. *J Mater Sci Mater Med.* 2005;16: 727-732.
65. Eberhard H, Hirschfelder U, Sindel J. Compomers a new bracket bonding generation in orthodontics? *J Orofac Orthop.* 1997;58: 62-69.
66. Ekworapoj P, Sidhu SK, Mc Cabe JF. Effect of surface conditioning on adhesion of glass ionomer cement to Er,Cr:YSGG laser-irradiated human dentin. *Photomed Laser Surg.* 2007;25: 118-123.
67. Eliades G. Clinical relevance of the formulation and testing of dentin bonding systems. *J Dent.* 1994;22: 73-81.
68. Eliades G, Palaghias G, Vougiouklakis G. Effect of acidic conditioners on dentin morphology, molecular composition and collagen conformation in situ. *Dent Mater.* 1997;13: 24-33.

69. Ernst C, Canbek K, Euler T, Willershausen B. In vivo validation of the histological in vitro thermocycling temperature range for dental materials testing. *Clin Oral Invest.* 2004;8: 130-138.
70. Eversole LR, RizoIU IM. Preliminary investigations on the utility of an erbium, chromium YSGG laser. *J Calif Dent Assoc.* 1995;23: 41-47.
71. Frankenberger R, Strobel WO, Kramer N, Lohbauer U, Winterscheidt J, Winterscheidt B, Petschelt. Evaluation of the fatigue behavior of the resin dentin bond with the use of different methods. *J Biomed Mater Res B Appl Biomater.* 2003;67: 712-721.
72. Frankerberger R, Franklin RT. 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.
73. Frankenberger R, Garcia-Godoy F, Krammer N. Clinical performance of viscous glass ionomer cement in posterior cavities over two years. *Int J Dent.* 2009;781462.
74. Gale MS, Darvell BW. Thermal cycling procedures for laboratory testing of dental materials restorations. *J Dent.* 1999;27: 89-99.
75. Garbui BU, de Azevedo CS, Zezell DM, Aranha AC, Matos AB. Er,Cr:YSGG laser dentine conditioning improves adhesion of a glass ionomer cement. *Photomed Laser Surg.* 2013;31: 453-460.
76. Giachetti L, Scaminaci Russo DS, Bambi C, Grandini R. A review of polymerization shrinkage stress: Current techniques for posterior direct resin restorations. *J Contemp Dent Practice.* 2006;7: 79-88.
77. Gimbel CB. Hard tissue laser procedures. *Dent Clin North Am.* 2000;44: 931-949.

78. Glasspoole EA, Erickson RL, Davidson CL. Effect of surface treatments on the bond strength of glass ionomers to enamel. *Dent Mater.* 2002;18: 454-462.
79. Goldman L, Gray JA, Goldman J, Goldman B, Meyer R. Effect of laser beam impacts on teeth. *J Am Dent Assoc.* 1965;70: 601-606.
80. Gonçalves M, Corona S, Borsatto MC, Silva PCG, Pécora JD. Tensile bond strength of dentin-resinous system interfaces conditioned with Er:YAG laser irradiation. *J Clin Laser Med Surg.* 2002;20: 89-93.
81. Guggenberger R, May R, Stefan KP. New trends in glass-ionomer chemistry. *Biomaterials.* 1998;19: 479-483.
82. Gwinnet AJ. Smear layer: morphological considerations. *Oper Dent.* 1984;3: 3-12.
83. Hibst R, Keller U. Experimental studies of the application of the Er:YAG laser on dental hard substances: I. Measurement of the ablation rate. *Lasers Surg Med.* 1989;9: 338-344.
84. Hickel R, Dasch W, Janda R, Tyas M, Anusavice K. New direct restorative materials. FDI Commission Project. *Inter Dent J.* 1998;48: 3-16.
85. Hogan LC, Burrow MF. The microtensile strength of bonding resins. *Aust Dent J.* 2001;46: 194-197.
86. Hosoya Y, Shinkawa H, Suefiji C, Nozaka K, Garcia-Godoy F. Effects of diamond bur particle size on dentin bond strength. *Am J Dent.* 2004;17: 359-364.
87. Hossain M, Nakamura Y, Yamada Y, Kimura Y, Matsumoto N, Matsumoto K. Effects of Er,Cr:YSGG laser irradiation in human enamel and dentin: ablation and morphological studies. *J Clin Laser Med Surg.* 1999;17: 155-159.

88. Hossain M, Nakamura Y, Yamada Y, Suzuki N, Murakami Y, Matsumoto K. Analysis of surface roughness of enamel and dentin after Er,Cr:YSGG laser irradiation. *J Clin Laser Med Surg.* 2001;19: 297-303.
89. Hossain M, Nakamura Y, Yamada Y, Murakami Y, Matsumoto K. Compositional and structural changes of human dentin following caries removal by Er,Cr:YSGG laser irradiation in primary teeth. *J Clin Pediatr Dent.* 2002;26: 377-382.
90. Hossain M, Nakamura Y, Tamaki Y, Yamada Y, Murakami Y, Matsumoto K. Atomic analysis and knop hardness measurement of the cavity floor prepared by Er,Cr:YSGG laser irradiation in vitro. *J Oral Rehabil.* 2003;30: 515-521.
91. Hotz P, McLean JW, Sced I, et al. The bonding of glass ionomer cement to metal and tooth substrate. *Br Dent J.* 1977;142: 41-47.
92. ISO/TS 11405. Dental Materials-Testing of adhesion to tooth structure. 2nd ed. Geneva, Switzerland; 2003.
93. Jackson RD, Morgan M. The new posterior resins and a simplified placement technique. *J Am Dent Assoc.* 2000;131: 375-383.
94. Jawetz E, Melnick JL, Adelberg EA. *Medical Microbiology*, Appleton and Lange, Norwalk, Connecticut / Los Altos, California, 1989.
95. Jordehi AY, Ghasemi A, Zadeh MM, Fekrazad R. Evaluation of microtensile bond strength of glass ionomer cements to dentin after conditioning with the Er,Cr:YSGG laser. *Photomed Laser Surg.* 2007;25: 402-406.
96. Joynt RB, Davis EL, Wieczkowski G, Pierce L. Effect of dentinal pretreatment on bond strength between glass ionomer cement and dentin. *Oper Dent.* 1990;15: 173-177.
97. Kaaden C, Powers JM, Friedl KH, Schmalz G. Bond strength of self etching adhesives to dental hard tissues. *Clin Oral Investig.* 2002;6: 155-160.

98. Kansu G, Gökdeniz B. Effects of different surface-treatment methods on the bond strengths of resin cements to full-ceramic systems. *J Dent Sci.* 2011;6: 134-139.
99. Kantola S. Laser-induced effects on tooth structure. X-ray diffraction study of dentine exposed to a CO<sub>2</sub> laser. *Acta Odontol Scand.* 1973;31: 381-386.
100. Kato J, Moriya K, Jayawardena JA, Wijeyeweera RL. Clinical application of Er:YAG laser for cavity preparation in children. *J Clin Laser Med Surg.* 2003;21: 151-155.
101. Keller U, Hibst R. Effects of Er:YAG laser on enamel bonding of composite materials. *Proc SPIE.* 1996;1880: 163-168.
102. Kimura Y, Yu DG, Kinoshita J, Hossain M, Yokoyama K, Murakami Y, Nomura K, Takamura R, Matsumoto K. Effects of erbium, chromium:YSGG laser irradiation on root surface: morphological and anatomic analytical studies. *J Clin Laser Med Surg.* 2001;19: 69-72.
103. Kitasako Y, Burrow MF, Katahira N, Nikaido T, Tagami J. Shear bond strengths of three resin cements to dentine over 3 years in vitro. *J Dent.* 2001;29: 139-144.
104. Kuter B. Isı uygulamasının konvansiyonel cam iyonomer simanların mekanik özellikleri üzerine etkisi. Ege Üniv. Sağlık Bilimleri Enstitüsü, Doktora Tezi, 2006, İzmir (Danışman: Prof.Dr. Şen BH, Prof. Dr. Eronat C, Prof. Dr. Eden E ).
105. Latta MA, Barkmeier WW. Dental adhesives in contemporary restoratif dentistry. *Dent Clin North Am.* 1998;42: 34-58.
106. Leinfelder KF. Composite resins. *Dent Clin North Am.* 1985;29: 359-371.
107. Leinfelder KF. Posterior composite resins: The materials and their clinical performance. *J Am Dent Assoc.* 1995;126: 663-4, 667-8, 671-2.

108. Leinfelder KF. Dentin adhesives for the twenty-first century. *Dent Clin North Am.* 2001;45: 1-6.
109. Leung VH, Darwell BW. Artificial salivas for in vitro studies of dental materials. *J Dent.* 1997;25: 475-484.
110. Libermen R, Eli I, Imer S, Shlezinger I. Glass ionomer cement restorations: The effect of lasing the cavity walls on marginal microleakage. *Clin Prev Dent.* 1990;12: 5-8.
111. Lohbauer U. Dental glass ionomer cements as permanent filing materials? – Properties, limitations and future trends. *Materials.* 2010;3: 76-96.
112. Lopes GC, Baratieri LN, Andrada MAC, Vieira LCC. Dental adhesion: Present state of the art and future perspectives. *Quintessence Int.* 2002;33: 213-224.
113. Lorente MAC, Dupuis V, Payan J, Moya F, Meyer JM. Effect of water on the physical properties of resin-modified glass ionomer cements. *Dent Mater.* 1999;15: 71-78.
114. Mahoney E, Kilpatrick N, Johnston T. Restorative paediatric dentistry. In: Cameron AC, Widmer RP, eds. *Handbook of Pediatric Dentistry.* 3rd ed. Mosby: Maryland Heights; 2008, p:71-93.
115. Marotti J, Geraldo-Martins VG, Bello-Silva MS, De Paula Eduardo C, Apel C, Gutknecht N. Influence of etching with erbium, chromium:yttrium-scandium-gallium-garnet laser on microleakage of class V restoration. *Lasers Med Sci.* 2010;25: 325-329.
116. Martinez-Insua A, Da Silva Dominguez L, Rivera F G, Santana-Penin U A. Differences in bonding to acid-etched or Er:YAG-laser-treated enamel and dentin surfaces. *J Prosthet Dent.* 2000;84: 280-288.

117. Matson JR, Matson E, Navarro RS, Bocangel JS, Jaeger RG, Eduardo CP. Er:YAG laser effects on enamel occlusal fissures: an in vitro study. *J Clin Laser Med Surg.* 2002;20: 27-35.
118. Matsumoto K, Wang X, Zhang C, Kinoshita J. Effect of a novel Er:YAG laser in caries removal and cavity preparation: A clinical observation. *Photomed Laser Surg.* 2007;25: 8-13.
119. McLean JW. Dentinal bonding agents vs glass ionomer cements. *Quintessence Int.* 1996;27: 659-667.
120. Monghini EM, Wanderley RL, Pecora JD, Palma Dibb RG, Corona SAM, Borsatto MC. Bond strength to dentin of primary teeth irradiated with varying Er:YAG laser energies and SEM examination of the surface morphology. *Laser Surg Med.* 2004;34: 254-259.
121. Moritz A, Schoop U, Strassl M, Wintner E. Cavity Preparation. In: Moritz A, ed. *Oral Laser Application.* Berlin: Quintessenz Verlags-GmbH; 2006, p:75-138.
122. Moshaverinia A, Ansari S, Moshaverinia M, Roohpour N, Darr JA, Rehman I. Effects of incorporation of hydroxyapatite and fluoroapatite nanobioceramics into conventional glass ionomer cements (GIC). *Acta Biomater.* 2008;4: 432-440.
123. Moshaverinia A, Brantley WA, Chee WW, Rohpour N, Ansari S, Zheng F, Heshmati RE, Darr JA, Schricker SR, Rehman IU. Measure of microhardness, fracture toughness and flexural strength of NVC containing glass ionomer dental cements. *Dent Mater.* 2010;26: 1137-1143.
124. Moshaverinia A, Ansari S, Roohpour N, Reshad M, Schricker SR, Chee WW. Effects of Nvinylcaprolactam containing polyelectrolytes on hardness, fluoride release and water sorption of conventional glass ionomers. *J Prosthet Dent.* 2011a;105: 323-331.

125. Moshaverinia A, Chee WW, Brantley WA, Schricker SR. Surface properties and bond strength measurements of N-vinylcaprolactam (NVC)-containing glass-ionomer cements. *J Prosthet Dent.* 2011b;105: 185-193.
126. Mota CS, Demarco FF, Camacho GB, Powers JM. Tensile bond strength of four resin luting agents bonded to bovine enamel and dentin. *J Prosthet Dent.* 2003;89: 558-564.
127. Musanje L, Darvell BW. Aspects of water sorption from the air, water and artificial saliva in resin composite restorative materials. *Dent Mater.* 2003;19: 414-422.
128. Nakabayashi N, Takeyama M, Kojima K, Masuhara E. Studies on dental self-curing resins: adhesion of 4-META/MMA-TBB resin to pretreated dentine. *Shika Rikoqaku Zasshi.* 1982;23: 29-33.
129. Navimipour JE, Oskoe SS, Oskoe AP, Bahari M, Rikhtegaran S, Ghojazadeh M. Effect of acid and laser etching on shear bond strength of conventional and resin-modified glass-ionomer cements to composite resin. *Lasers Med Sci.* 2012;27: 305-311.
130. Nelson RJ, Wolcott RB, Paffenbarger GC. Fluid exchange at the margins of dental restorations. *J Am Dent Assoc.* 1952;44: 288-295.
131. Nicholson JM, Croll TP. Glass-ionomer cements in restorative dentistry. *Quintessence Int.* 1997;28: 705-714.
132. Nicholson JW, Alsarheed M. Changes on storage of polyacid-modified composite resins. *J Oral Rehabil.* 1998;25: 616-620.
133. Nicholson JW. Polyacid-modified composite resins (compomers) and their use in clinical dentistry. *Dent Mater.* 2007;23: 615-622.
134. Nicholson JW, Czarnecka B. The biocompatibility of resin-modified glass-ionomer cements for dentistry. *Dent Mater.* 2008;24: 1702-1708.

135. Nikolaos K, Vassiliki T, Christine T, Eirini T. The early fluoride release pattern of an aged glass ionomer treated with fluoride. *Eur J Prosthodont Restor Dent.* 2007;15: 135-141.
136. Önal B, Pamir T. The two-year clinical performance of esthetic restorative materials in noncarious cervical lesions. *J Am Dent Assoc.* 2005;136: 1547-1555.
137. Öztürk 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.
138. Özyöneş G. Aşırı madde kayıplı dişlerde Ips empress II onley restorasyonların klinik ve in vitro şartlarda incelenmesi. M.Ü. Sağlık Bilimleri Enstitüsü, Doktora Tezi, 2008, İstanbul (Danışman: Prof.Dr. Çalışkan Yanıkoğlu F).
139. Palmer DS, Barco MT, Billy EJ. Temperature extremes produced orally by hot and cold liquids. *J Prosthet Dent.* 1992;67: 325-327.
140. Panich M, Poolthong S. Enamel hardness phosphate and a cola soft drink on in vitro phosphopeptide-amorphous calcium the effect of casein. *JADA.* 2009;140: 455-460.
141. Pashley DH. Smear layer: physiological considerations. *Oper Dent.* 1984;3: 13-29.
142. Pashley DH, Sano H, Ciucchi B, Yoshiyama M, Carvalho RM. Adhesion testing of dentin bonding agents: A review. *Dent Mater.* 1995;11: 117-125.
143. Pashley DH, Carvalho RM. Dentine permeability and dentine adhesion. *J Dent.* 1997;25: 355-372.
144. Pereira LC, Nunes MC, Dibb RG, Power JM, Roulet JF, Navaro MF. Mechanical properties and bond strength of glass-ionomer cements. *J Adhes Dent.* 2002;4: 73-80.

145. Peutzfeld A, Asmussen E. Adhesive systems: Effect on bond strength of incorrect use. *J Adhes Dent.* 2002;4: 233-242.
146. Poggio C, Beltrami R, Scribante A, Colombo M, Lombardini M. Effects of dentin surface treatments on shear bond strength of glass-ionomer cements. *Ann Stomatol.* 2014;1: 15-22.
147. Poitevin A, De Munck J, Van Landuyt K, Coutinho E, Peumans M, Lambrechts P, Van Meerbeek B. Critical analysis of the influence of different parameter on the microtensile bond strength of adhesives to dentin. *J Adhes Dent.* 2008;10: 7-16.
148. Powis DR, Folleras T, Merson SA, et al. Improved adhesion of a glass ionomer cement to dentin and enamel. *J Dent Res.* 1982;61: 1416-1422.
149. Prentice LH, Tyas MJ, Burrow MF. The effect of ytterbium fluoride and barium sulphate nanoparticles on the reactivity and strength of a glass ionomer cement. *Dent Mater.* 2006;22: 746-751.
150. Qilo G. Bond strength testing - what does it mean? *Int Dent J.* 1993;43: 492-498.
151. Reichl FX, Esters M, Simon S, Seiss M, Kehe K, Kleinsasser N, Folwaczny M, Glas J, Hickel R. Cell death effects of resin-based dental material compounds and mercurials in human gingival fibroblast. *Arch Toxicol.* 2006;80: 370-377.
152. Reyto R. Lasers and air abrasion: New modalities for tooth preparation. *Dent Clin North Am.* 2001;45: 189-206.
153. Roberson TM, Heymann HO, Swift EJ. *Sturdevant's Art and Science of Operative Dentistry.* 5th ed. Elsevier Health Sciences; 2006.
154. Rohanizadeh R, Le Geros RZ, Fan D, Jean A, Daculsi G. Ultrastructural properties of laser-irradiated and heat-treated dentin. *J Dent Rest.* 1999;78: 1829-1835.

155. Rosenstiel SF, Land MF, Crispin BJ. Dental luting agents: A review of the current literature. *J Prosthet Dent.* 1998;80: 280-301.
156. Sales D, Sae-Lee D, Matsuya S, Ana ID. Short-term fluoride and cations release from polyacid-modified composites in a distilled water and an acidic lactate buffer. *Biomaterials.* 2003;24: 1687-1696.
157. Sazak H, Türkmen C, Günday M. Effects of Nd:YAG laser, air-abrasion and acid-etching on human enamel and dentin. *Oper Dent.* 2001;26: 476-481.
158. Schein MT, Bocangel JS, Nogueira GE, Schein PA. SEM evaluation of interaction pattern dentin and resin after cavity preparation using Er:YAG laser. *J Dent.* 2003;31: 127-135.
159. Schneider BT, Baumann MA, Watanabe LG, Marshall GW. Dentin shear bond strength of compomers and composites. *Dent Mater.* 2000;16: 15-19.
160. Schreiner RF, Chappell RP, Glaros AG, Eick JD. Microtensile testing of dentin adhesives. *Dent Mater.* 1998;14: 194-201.
161. Schwengberg S, Bohlen H, Kleinsasser N, Kehe K, Seiss M, Walther UI, Hickel R, Reichl FX. In vitro embryotoxicity assessment with dental restorative materials. *J Dent.* 2005;33: 49-55.
162. Secilmis A, Altintas S, Usumez A, Berk G. Evaluation of mineral content of dentin prepared by erbium, chromium:yttrium scandium gallium garnet laser. *Lasers Med Sci.* 2008;23: 421-425.
163. Shallabi HS, Asmussen E, Jorgensen KD. Increased bonding of a glass ionomer cement by means of FeC13. *Scand J Dent Res.* 1981;89: 348-353.
164. Shimada Y, Tagami J. Effects of regional enamel and prism orientation on resin bonding. *Oper Dent.* 2003;28: 20-27.

165. Shono Y, Terashita M, Shimada J, Kozono Y, Carvalho RM, Russell CM, Pashley DH. Durability of resin-dentin bonds. *J Adhes Dent.* 1999; 1: 211-218.
166. Sidhu SK. Glass-ionomer cement restorative materials: a sticky subject? *Aust Dent J.* 2011;56: 23-30.
167. Silberman JJ, Dederich DN, Vargas M, Denehy GE. SEM comparison of acid-etched, CO2 laser-irradiated, and combined treatment on dentin surfaces. *Lasers Surg Med.* 1994;15: 269-276.
168. Smith DC. Polyacrylic acid-based cements - adhesion to enamel and dentine. *Oper Dent.* 1999;5: 177-183.
169. Stern RH, Sognaes RF. Laser beam effect on dental hard tissues. *J Dent Res.* 1964;43: 873.
170. Stock, K, Hibst, R, Keller, U. Comparison of Er:YAG and Er:YSGG laser ablation of dental hard tissues. *SPIE.* 1997;3: 88-94.
171. Sulewski JG. Historical survey of laser dentistry. *Dent Clin North Am.* 2000;44: 717-751.
172. Summitt JB, Santos JD. *Fundamentals of operative dentistry: a contemporary approach.* 3rd ed. Chicago: Quintessence; 2006.
173. Sun G. The role of lasers in cosmetic dentistry. *Dent Clin North Am.* 2000;44: 831-850.
174. Suryakumari BPN, Manisha TC, Satyanarayana PR, Kiran Kumar M, Gopal T. Comparison of shear bond strength of aesthetic restorative materials. *Contemp Clin Dent.* 2012;3: 22-26.
175. Swift EJ, Pawlus MA, Vargas MA. Shear bond strength of resin-modified glass ionomer restorative materials. *Oper Dent.* 1995;20; 138-143.

176. Swift EJ, Perdigão J, Heymann HO. Bonding to enamel and dentin: A brief history and state of the art. *Quintessence Int.* 1995;26: 95-110.
177. Tanumiharja M, Burrow MF, Tyas MJ. Microtensile bond strengths of seven dentin adhesive systems. *Dent Mater.* 2000a;16: 180-187.
178. Tanumiharja M, Burrow MF, Tyas MJ. Microtensile bond strength of glass ionomer cements to dentin using four conditioners. *J Dent.* 2000b;28: 361-366.
179. Tay FR, Pashley DH. Have dentin adhesives become too hydrophilic? *J Can Dent Assoc.* 2003;69: 726-731.
180. 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. *Biomater.* 2001;22: 1401-1406.
181. Towler MR, Crowley CM, Hill RG. Investigation into the ultrasonic setting of glass ionomer cements. Part I Postulated modalities. *J Mater Sci Letters.* 2003;22: 539-541.
182. Türkmen C. Çeşitli lazer sistemlerinin dentin üzerine etkilerinin ve pulpa odasında oluşturdukları ısı değişikliklerinin in vitro olarak incelenmesi. M.Ü. Sağlık Bilimleri Enstitüsü, Doktora Tezi, 1997, İstanbul (Danışman: Prof. Dr. Başaran B).
183. Tyas MJ. The effect of dentine conditioning with polyacrylic acid on the clinical performance of glass ionomer cement. *Aust Dent J.* 1993;38: 46-48.
184. Tyas MJ. The dentine conditioning with polyacrylic acid on the clinical performance of glass ionomer cement- 3 year results. *Aust Dent J.* 1994;39: 220-221.
185. Ulrike MH, Nicoleta I. Effect of gloss and heat on the mechanical behaviour of a glass carbomer cement. *J Dent.* 2013;41: 223-230.

186. Usumeuz A, Aykent F. Bond strengths of porcelain laminate veneers to tooth surfaces prepared with acid and Er,Cr:YSGG laser etching. *J Prosthet Dent.* 2003;90: 24-30.
187. Üşümez S, Orhan M, Malkoç S. Er,Cr:YSGG hidrokinetik lazer sistemiyle mine pürüzlendirilmesinin ortodontik apareylerin yapışma kuvvetine etkisi. *Cumhuriyet Üniv Dis Hek Fak Derg.* 2000;3: 6-9.
188. Üşümez A. Farklı asitler ve Er, Cr: YSGG lazer sistemi ile pürüzlendirilen diş yüzeylerine porselen laminate veneerlerin bağlantılarının karşılaştırılması. Selçuk Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü, Doktora Tezi, 2001, Konya (Danışman: Doç. Dr. Aykent F).
189. Üşümez A, Aykent F. Bond strengths of porcelain laminate veneers to tooth surfaces prepared with acid and Er,Cr:YSGG laser etching. *J Prosthet Dent.* 2003;90: 24-30.
190. Valandro LF, Della Bona A, Bottino MA, Neisser MP. The effect of ceramic surface treatment on bonding to densely sintered alumina ceramic. *J Prosthet Dent.* 2005;93: 253-259.
191. Van Den Bosch WF, Van Duinen RN. Self hardening glass carbomer composition. United States Patent Application Publication. 2006; US2006/0217455A1.
192. Van Dijken JW. Four-year evaluation of the effect of 10% polyacrylic acid or water rinsing pretreatment on retention of glass polyalkenoate cement. *Eur J Oral Sci.* 1996;104: 64-66.
193. Van Duinen RN, Davidson CL, De Gee AJ, Feilzer AJ. In situ transformation of glass-ionomer into enamel-like material. *Am J Dent.* 2004;17: 223-227
194. Van Meerbeek B, De Munck J, Matter D, Van Landuyt K, Lambrechts P. Microtensile bond strength of an etch & rinse and self-etch adhesive to enamel and dentin as a function of surface treatment. *Oper Dent.* 2003;28: 647-660.

195. Van Noort R, Noroozi S, Howard IC, Cardew G. A critique of bond strength measurements. *J Dent.* 1989;17: 61-67.
196. Van Noort R, Cardew GE, Howard IC, Noroozi S. The effect of local interfacial geometry on the measurement of the tensile bond strength to dentin. *J Dent Res.* 1991;70: 889-893.
197. Vermeersch G, Leloup G, Vreven J. Fluoride release from glassionomer cements, compomers and resin composites. *J Oral Rehabil.* 2001;28: 26-32.
198. Visuri S R, Gilbert J L, Wright D D, Wigdor H A, Walsh J T Jr. Shear strength of composite bonded to Er:YAG laser-prepared dentin. *J Dent Res.* 1996;75: 599-605.
199. Walsh LJ. The current status of laser applications in dentistry. *Aust Dent J.* 2003;48: 146-155.
200. Watanabe I, Nakabayashi N. Measurement methods for adhesion to dentine: The current status in Japan. *J Dent.* 1994;22: 67-72.
201. White GJ, Beech DR, Tyas MJ. Dentine smear layer: an asset or liability for bonding? *Dent Mater.* 1989;5: 379-383.
202. Wilson AD, Kent BE. The glass ionomer cement, a new translucent dental filling material. *J Appl Chem Biotechnol.* 1971;21: 313.
203. Wilson AD, McLean JW. *Glass-ionomer cement.* 2nd ed. Chicago: Quintessence Books; 1988.
204. Woolford MJ. Effect of radiant heat on the surface hardness of glass polyalkenoate (ionomer) cement. *J Dent.* 1994;22: 360-363.
205. Xie D, Brantley WA, Culbertson BM, Wang G. Mechanical properties and microstructures of glass-ionomer cements. *Dent Mater.* 2000;16: 129-138.

206. Yamada MK, Uo M, Ohkawa S, Akasaka T, Watari F. Three-dimensional topographic scanning electron microscope and Raman spectroscopic analyses of the irradiation effect on teeth by Nd:YAG, Er:YAG and CO<sub>2</sub> lasers. *J Biomed Mater Res B Appl Biomater.* 2004;71: 7-15.
207. Yap AUJ, Lim CC, Neo JCL. Marginal sealing ability of three cervical restorative systems. *Quintessence Int.* 1995;26: 817-820.
208. Yazıcı AR, Özgünaltay G, Dayangaç B. Air abrazyonla pürüzlendirilmiş dentine iki farklı adeziv sistemin bağlanma dayanıklılıklarının incelenmesi. *HÜ Dis Hek Fak Derg.* 2003;27: 40-45.
209. Yenen Z, Görücü J, Gürsoy T. Hidrokinetik lazer ve geleneksel yöntemlerin kavite preparasyonu ve pürüzlendirme sırasında harcanan süreye etkisi. *HÜ Diş Hek Fak Derg.* 2002;26: 74-78.
210. Yeşilyurt C, Bulucu B. Bond strength of total-etch and self-etch dentin adhesive systems on peripheral and central dentinal tissue: A microtensile bond strength test. *J Contemp Dent Pract.* 2006;7: 26-36.
211. Yılmaz Y, Kırzioğlu Z. Dört farklı tip restorative matryalin süt molarlardaki mikrosızıntının değerlendirilmesi: bir in vivo çalışma. *AÜ Diş Hek Fak Derg.* 1998;8: 23-28.
212. Zanata RL, Fagundes TC, Freitas MC, Lauris JR, Navarro MF. Ten-year survival of ART restorations in permanent posterior teeth. *Clin Oral Invest.* 2011;15: 265-271.

## 10. EKLER

### Ek 10.1. Etik Kurul Onay Formu



T.C.  
**MARMARA ÜNİVERSİTESİ**  
Sağlık Bilimleri Enstitüsü  
Etik Kurulu

**PROJENİN ADI:** Er.Cr: YSGG Lazer veya Asit ile Pürüzlendirilmiş Dentin Yüzeyine Uygulanan Cam İyonomer ve Cam Karbomer Dolguların Makaslama Dayanımlarının İncelenmesi

**PROJE YÜRÜTÜCÜSÜ:** Prof.Dr. Cafer TÜRKMEN

**PROJEDEKİ ARAŞTIRICILAR:** Abdulkadir EMİROĞLU

**ONAY TARİHİ VE ONAY SAYISI:** 02.05.2014-16

**Sayın Prof.Dr. Cafer TÜRKMEN**

49 protokol nolu "Er.Cr: YSGG Lazer veya Asit ile Pürüzlendirilmiş Dentin Yüzeyine Uygulanan Cam İyonomer ve Cam Karbomer Dolguların Makaslama Dayanımlarının İncelenmesi" isimli projeniz Enstitümüzün Etik Kurulu tarafından incelenmiş ve etik yönden uygunluğuna karar verilmiştir.

Prof. Dr. Feyza ARICIOĞLU  
Komisyon Başkanı

Prof. Dr. İnci ALİCAN

Prof. Dr. Serap AKYÜZ

Yrd. Doç. Dr. Betül OKUYAN

Prof. Dr. Aysel PEHLİVAN

Doç. Dr. Nefise BAHÇECİK

Doç. Dr. Hakkı ARIKAN

Yrd. Doç. Dr. Ümit UĞURLU

Doç. Dr. Dilşad SAVE

Yrd. Doç. Dr. Zübeyir SARI

Yrd. Doç. Dr. Tolga GÜVEN

## 11. ÖZGEÇMİŞ

### Kişisel Bilgiler

Adı	ABDULKADİR	Soyadı	EMİROĞLU
Doğum Yeri	İSTANBUL	Doğum Tarihi	24.06.1984
Uyruğu	T.C.	Tel	0537 8854462
E-mail	akadiremiroglu@gmail.com		

### Eğitim Düzeyi

	Mezun Olduğu Kurumun Adı	Mezuniyet Yılı
Doktora/Uzmanlık		
Yüksek Lisans	Marmara Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi	2009
Lise	İstanbul Atatürk Lisesi	2003

### İş Deneyimi (Sondan geçmişe doğru sıralayın)

Görevi	Kurum	Süre (Yıl - Yıl)
		-

Yabancı Dilleri	Okuduğunu Anlama*	Konuşma*	Yazma*
İngilizce	Çok iyi	İyi	İyi

\* Çok iyi, iyi, orta, zayıf olarak değerlendirin

Yabancı Dil Sınav Notu #								
KPDS	ÜDS	IELTS	TOEFL IBT	TOEFL PBT	TOEFL CBT	FCE	CAE	CPE
	76.250							

	Sayısal	Eşit Ağırlık	Sözel
ALES Puanı	80.659	78.094	74.698

### Bilgisayar Bilgisi

Program	Kullanma becerisi
Office uygulamaları, Windows	İyi

\*Çok iyi, iyi, orta, zayıf olarak değerlendirin