

**T.C.  
ATATÜRK ÜNİVERSİTESİ  
DİŞ HEKİMLİĞİ FAKÜLTESİ**

**HİBRİD CAD/CAM SERAMİKLERİN FARKLI YÜZEY  
İŞLEMLERİ UYGULANMASI SONRASINDA REZİN SİMAN İLE  
OLAN BAĞLANTI DAYANIMININ İNCELENMESİ**

**Dt. Burak KÖSEOĞLU  
Restoratif Diş Tedavisi Anabilim Dalı**

**Uzmanlık Tezi**

**Tez Danışmanı  
Prof. Dr. Yusuf Ziya BAYINDIR**

**ERZURUM  
2018**

T.C  
ATATÜRK ÜNİVERSİTESİ  
DİŞ HEKİMLİĞİ FAKÜLTESİ  
RESTORATİF DİŞ TEDAVİSİ ANABİLİM DALI

İLGİLİ TEZ KONUSU:  
HİBRİT CAD/CAM SERMİKLERİN FARKLI YÜZEY İŞLEMLERİ UYGULANMASI SONRASINDA REZİN  
SİMAN İLE OLAN BAĞLANTI DAYANIMININ İNCELENMESİ

Dt. Burak KÖSEOĞLU

Tez Savunma Tarihi : 07.05.2018

Tez Danışmanı : Prof. Dr. Yusuf Ziya BAYINDIR (Atatürk Üniversitesi)

Jüri Üyesi : Prof. Dr. Nilgün SEVEN (Atatürk Üniversitesi)

Jüri Üyesi : Prof. Dr. Mehmet YILDIZ (Atatürk Üniversitesi)

Jüri Üyesi : Prof. Dr. Serpil KARAOĞLANOĞLU (Sağlık Bilimleri Üniversitesi)

Jüri Üyesi : Doç. Dr. Nurcan ÖZAKAR İLDAY (Atatürk Üniversitesi)

ONAY

Bu Çalışma Yukarıdaki jüri tarafından **Uzmanlık Tezi** Olarak Kabul Edilmiştir.

Prof. Dr. Taşkın GÜRBÜZ  
Fakülte Dekanı

Uzmanlık Tezi  
ERZURUM-2017

# İÇİNDEKİLER

<b>TEŞEKKÜR</b> .....	<b>V</b>
<b>ÖZET</b> .....	<b>VI</b>
<b>ABSTRACT</b> .....	<b>VII</b>
<b>SİMGELER ve KISALTMALAR DİZİNİ</b> .....	<b>VIII</b>
<b>ŞEKİLLER DİZİNİ</b> .....	<b>X</b>
<b>TABLolar DİZİNİ</b> .....	<b>XI</b>
<b>1. GİRİŞ</b> .....	<b>1</b>
<b>2. GENEL BİLGİLER</b> .....	<b>4</b>
2.1. Dental Seramiklerin Tarihçesi .....	4
2.2. Dental Seramiklerin Yapısı.....	7
2.2.1. Feldspar.....	8
2.2.2. Kuartz (Silika-SiO <sub>2</sub> ) .....	8
2.2.3. Kaolin (Kil-Aluminyum Hidrat Silikat-Al <sub>2</sub> O <sub>3</sub> 2SiO <sub>2</sub> 2H <sub>2</sub> O) .....	8
2.2.4. Akışkan ve Cam Modifiye Ediciler .....	9
2.2.5. Ara Oksitler.....	9
2.2.6. Renk Pigmentleri .....	9
2.2.7. Opaklaştırıcı Ajanlar.....	9
2.2.8. Parlaklık (Lüminesans) Özelliği Veren Ajanlar .....	10
2.3. Dental Seramiklerin Sınıflandırılması .....	10
2.3.1. İçeriklerine Göre .....	11
2.3.2. Erime Isılarına Göre.....	11
2.3.3. Şekillendirme Türlerine Göre .....	11
2.3.5. Yapım Tekniklerine Göre .....	12
2.4. Tam Seramik Restorasyonlar .....	12

2.4.1. Tam Seramik Sistemlerin Endikasyonları .....	13
2.4.2. Tam Seramik Sistemlerin Kontrendikasyonları.....	13
2.4.3. Tam Seramik Sistemlerin Avantajları.....	14
2.4.4. Tam Seramik Sistemlerin Dezavantajları .....	14
2.4.5. Tam Seramik Sistemlerin Sınıflaması .....	15
2.4.5.1. Cam Seramikler .....	17
2.4.5.2. Alumina Seramikler .....	21
2.4.5.3. Zirkonya Seramikler .....	24
2.5. Adezyon (Bağlanma) .....	28
2.5.1. Mineye Adezyon.....	29
2.5.2. Dentine Adezyon .....	29
2.5.3. Seramik Materyale Adezyon .....	30
2.6. Adeziv Sistemler.....	31
2.6.1. Etch&Rinse (Total-Etch) Adeziv Sistemler .....	31
2.6.2. Self-Etch Adeziv Sistemler.....	32
2.6.3. Cam İyonomer Adezivler.....	34
2.7. Rezin Simanlar.....	34
2.7.1. Organik Matriks .....	34
2.7.2. Ara Bağlayıcılar .....	35
2.7.3. İnorganik Doldurucu Partiküller .....	35
2.8. Simantasyon Öncesi Seramik Yüzey İşlemleri.....	35
2.8.1. Mekanik Yüzey İşlemleri.....	36
2.8.1.1. Asitle Pürüzlendirme .....	36
2.8.1.2. Kuşlama.....	37
2.8.1.3. Elmas Döner Aletler İle Pürüzlendirme: .....	38

2.8.1.4. Lazer İle Pürüzlendirme.....	38
2.8.1.5. Plazma Spreyi Yöntemi .....	40
2.8.2. Kimyasal Yüzey İşlemleri .....	40
2.8.2.1. Silan Uygulaması.....	40
2.8.3. Mekanik ve Kimyasal Yüzey İşlemleri .....	41
2.8.3.1. Silika Kaplama İşlemi.....	41
2.8.3.2. CoJet Sistemi .....	42
2.8.3.3. Rocatec Sistemi.....	42
2.9. Bağlanma Dayanımı Testleri .....	44
<b>3. MATERYAL VE METOT.....</b>	<b>46</b>
3.1. Seramik Örneklerin Hazırlanması .....	46
3.2. Yüzey İşlemlerinin Uygulanması .....	50
3.2.1. Hidroflorik Asit Uygulama İşlemi.....	51
3.2.2. Hidroflorik Asit ile Silan Uygulama İşlemi.....	51
3.2.3. CoJet Uygulama İşlemi.....	51
3.2.4. Bonding Uygulama İşlemi .....	52
3.3. Rezin Siman Uygulanması.....	53
3.4. Makaslama Testi .....	53
3.5. İstatistiksel Değerlendirme .....	54
<b>4. BULGULAR.....</b>	<b>55</b>
<b>5. TARTIŞMA.....</b>	<b>63</b>
<b>6. SONUÇ VE ÖNERİLER.....</b>	<b>76</b>
<b>KAYNAKLAR .....</b>	<b>78</b>
<b>EKLER .....</b>	<b>105</b>
<b>EK-1. ÖZGEÇMİŞ .....</b>	<b>105</b>

**EK-2. PROJE ÖZET RAPORU ..... 106**

**EK-3. ETİK KURUL RAPORU ..... 107**



## TEŞEKKÜR

Uzmanlık eğitimim süresince ve tezimin hazırlanması sırasında bilgi ve deneyimiyle bana her konuda yardımcı olan, desteğini her zaman yanımda hissettiğim değerli hocam ve tez danışmanım, **Prof. Dr. Yusuf Ziya BAYINDIR**'a saygı ve teşekkürlerimi sunarım.

Yardımlarını ve desteğini esirgemeyen Atatürk Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Restoratif Diş Tedavisi Anabilim Dalı Başkanı **Prof. Dr. Nilgün SEVEN**' e,

Tez jüri komitemde yer alan **Prof. Dr. Mehmet YILDIZ**'a, **Prof. Dr. Serpil KARAOĞLANOĞLU**'na, **Doç. Dr. Nurcan ÖZAKAR İLDAY**'a, çalışmalarım sırasında bana yardımcı olan değerli abim **Dr. Öğr. Ü. Ömer SAĞSÖZ**'e, istatistik çalışmalarımında destek sağlayan değerli ablam **Dr. Öğr. Ü. Pınar GÜL**' e,

Uzmanlık eğitimim süresince birlikte çalışmaktan keyif aldığım değerli dostlarım Atatürk Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Restoratif Diş Tedavisi Araştırma Görevlisi **Dt. Latife ALTINOK UYGUN**'a, **Dt. M. Emre SÖNMEZATEŞ**'e, **Dt. Selin NACAĞ**'a ve diğer tüm mesai arkadaşlarıma,

Hayatımın her anında yanımda olan, desteklerini hiçbir zaman esirgemeyen çok değerli anneme, babama ve ablama,

En zor zamanlarımda bana destek veren, hayatımda önemli bir yeri olan **Eda Aşçı**'ya

Sonsuz teşekkürlerimi sunarım...

**Dt. Burak KÖSEOĞLU**

## ÖZET

### Hibrit CAD-CAM Seramiklerin Farklı Yüzey İşlemleri Uygulanması Sonrasında Rezin Siman ile Olan Bağlantı Dayanımının İncelenmesi

**Amaç:** Bu çalışmanın amacı; farklı yüzey işlemleri uygulaması sonrasında, hibrit seramiklerde oluşan değişikliklerin rezin siman ile olan bağlantısına etkisinin incelenmesidir.

**Materyal ve Metot:** Çalışmamızda her bir grupta 110 adet olmak üzere toplamda 330 adet 3 farklı hibrit CAD-CAM seramik kullanıldı. Ayrıca 3 adet universal bonding ajan ile birlikte bir adet de rezin siman kullanıldı. Seramik bloklar ISOMET cihazı ile kesilerek akrilik bloklara gömüldü. Sonrasında ultrasonik yıkama makinesinde yıkandı. Seramikler kendi içinde 5 alt gruba ayrıldı ve yüzeylerine değişik işlemler uygulandı. Bunlar hidroflorik asit ile bonding uygulaması, CoJet ile bonding uygulaması, hidroflorik asit ile silan uygulaması, sadece bonding uygulaması ve kontrol grubu olarak ayarlandı. Üzerlerine silikon kalıp içerisinde 2.5 mm çapında ve yüksekliğinde rezin siman yerleştirildi. Makaslama bağlantı dayanımı universal test cihazı INSTRON ile ölçüldü. Ölçümden elde edilen değerler tek yönlü Varyans analizi (ANOVA) ile analiz edildi ve Tukey testi anlamlı farklılıkları tespit etmek için kullanıldı ( $p=0.05$ ).

**Bulgular:** Aynı yüzey işlemi uygulanan CAD/CAM hibrit seramik bloklar arasındaki bağlanma değerleri, tüm HF uygulanan örneklerde istatistiksel olarak anlamlı olarak tespit edildi ( $p<0,05$ ). Vita Enamic grubundaki, HF + adeziv ile HF + silan örnekleri, diğer seramiklere göre farklı şekilde en yüksek değerleri göstermiştir. ( $p<0,05$ ). En yüksek bağlanma değerleri Vita Enamic grubunda HF + silan örneklerinde gözlenirken ( $52,24\pm 7,4$ MPa), en düşük bağlanma değerleri Lava Ultimate grubunda HF+UQ örneklerinde tespit edildi. ( $21,26\pm 4,4$ ) Ancak genel olarak Lava Ultimate ve GC Cerasmart gruplarında bağlanma değerleri benzer düzeyde bulundu ( $p>0,05$ ). En yüksek bağlanma dayanımı, Vita Enamic grubunda HF+silan örneklerinde tespit edilmiştir. ( $52,24\pm 7,4$ MPa) CAD/CAM hibrit seramik blokların tümü içerisinde, en düşük bağlanma dayanım değerlerini, hiçbir yüzey işlemi uygulamadığımız kontrol grupları ile sadece universal adeziv uyguladığımız örnekler göstermiştir. tüm yüzey işlemlerinin her üç seramikte de bağlanma dayanımını kontrol grubuna göre artırdığı tespit edildi.

**Sonuçlar:** HF+Silan ve HF+ Adeziv uygulaması hibrit CAD-CAM seramiklerin rezin siman bağlantı dayanımını arttırarak klinik başarıya katkı sağlayabilir.

**Anahtar Kelimeler:** Bağlantı dayanımı, hibrit seramik, rezin siman, yüzey işlemi.



## ABSTRACT

### Investigation of Bond Strength Between Resin Cement and Hybrid Ceramic After Applying Different Surface Treatments

**Aim:** The purpose of this study is to investigate the effect of changes in hybrid ceramics to resin cement after application of different surface treatments.

**Material and Method:** In our work, 330 pieces of 3 different hybrid CAD-CAM ceramics were used, 110 pieces in each group. In addition, three universal bonding agents and one resin cement were used. Ceramic blocks were cut with ISOMET device and embedded in acrylic blocks. Then it was washed in an ultrasonic washing machine. The ceramics were divided into 5 subgroups and their surfaces were treated differently. These were set as bonding with hydrofluoric acid, bonding with CoJet, silane application with hydrofluoric acid, only bonding application and control group. They were placed in a silicone mold with a resin cement of 2.5 mm in diameter and height. The shear bond strength was measured with a universal tester, INSTRON. Values from the measurements were analyzed by one way ANOVA and the Tukey test was used to determine significant differences ( $p = 0.05$ ).

**Results:** Binding values between CAD / CAM hybrid ceramic blocks subjected to the same surface treatment were statistically significant in all HF applied samples. ( $p < 0,05$ ) In the Vita Enamic group, HF + adhesive and HF + silane samples showed the highest values in comparison to other ceramics. ( $p < 0,05$ ) The highest binding values were observed in HF + silane samples ( $52.24 \pm 7.4$  MPa) in the Vita Enamic group and the lowest binding values were detected in HF + UQ samples in the Lava Ultimate group. ( $21, 26 + 4, 4$ ) In general, however, the Lava Ultimate and GC Cerasmart groups had similar levels of attachment ( $p > 0.05$ ). The highest bond strengths were determined in HF + silane samples in Vita Enamic group ( $52,24 \pm 7.4$  MPa). In all CAD / CAM hybrid ceramic blocks, the lowest bond strength values were obtained with control groups where we did not apply any surface treatment and only universal adhesives examples. it was found that all surface treatments increased the bonding strength of all three ceramics compared to the control group.

**Conclusion:** Application of HF + Silane and HF + Adhesive can contribute to clinical success by increasing the resin cemented joint strength of hybrid CAD-CAM ceramics.

**Key Words:** Bond strength, hybrid ceramics, resin cement, surface treatment.

## SİMGELER ve KISALTMALAR DİZİNİ

<b>%</b>	: Yüzde
<b>4-MET</b>	: 4 META
<b>Al<sub>2</sub>O<sub>3</sub></b>	: Alüminyum oksit
<b>Bis-GMA</b>	: Bisfenol glisidil metakrilat
<b>BPDM</b>	: Bifenil dimetakrilat
<b>CAD</b>	: Computer Aided Design (Bilgisayar destekli tasarım)
<b>CAM</b>	: Computer Aided Manufacturing (Bilgisayar destekli üretim)
<b>CO<sub>2</sub></b>	: Karbondioksit
<b>Dk</b>	: Dakika
<b>HEMA</b>	: Hidrofilik hidroksietil metakrilat
<b>I</b>	: IPS e.max Press
<b>ISO</b>	: Uluslar Arası Standartlar Örgütü
<b>LED</b>	: Light emitting Diode
<b>MDP</b>	: Metakriloksidesil Dihidrojen Fosfat
<b>MPa</b>	: Megapaskal
<b>µm</b>	: Mikrometre
<b>Mm</b>	: Milimetre
<b>mm/dk</b>	: Milimetre/dakika
<b>N</b>	: Newton
<b>RU</b>	: RelyX Ultimate Clicker
<b>SBS</b>	: Shear Bond Strength
<b>SEM</b>	: Taramalı elektron mikroskobu
<b>T</b>	: Turkom-Cera
<b>TEG-DMA</b>	: Trietilen Glikol Dimetakrilat
<b>UDMA</b>	: Üretan dimetakrilat
<b>Y-TZP</b>	: Yitrium ile stabilize edilmiş tetragonal zirkonya polikristal

- Z** : Prettau Zirconia
- 4-META** : 4-metakriloksi etil trimellitik anhidrat
- 10-MDP** : 10-metakriloksidetil dihidrojen fosfat
- °C** : Santigrat derece



## ŞEKİLLER DİZİNİ

<u>Şekil No</u>	<u>Sayfa No</u>
Şekil 3.1. Kullanılan CAD/CAM hibrit bloklar .....	46
Şekil 3.2. Seramiklerin ISOMET cihazıyla kesilmesi .....	48
Şekil 3.3. Kesilen seramik örneklerin görüntüsü.....	48
Şekil 3.4. Seramik örneklerin akrilik bloklar içerisine gömülmüş hali .....	49
Şekil 3.5. Örneklerin ultrasonik yıkayıcıda yıkanması.....	50
Şekil 3.6. Kullanılan universal adeziv sistemler.....	52
Şekil 3.7. Seramik örneklerin üzerine rezin siman uygulanması .....	53
Şekil 3.8. Resin simanların INSTRON cihazında kırılması.....	54
Şekil 4.1. Seramik yüzeylerinde 1200 grid'lik zımparalama işlemi sonrasında elde edilen SEM görüntüleri.....	60
Şekil 4.2. Seramik yüzeylerinde %9' luk HF asit uygulaması sonrasında elde edilen SEM görüntüleri .....	61
Şekil 4.3. Seramik yüzeylerinde CoJet uygulaması sonrasında elde edilen SEM görüntüleri.....	62

## TABLULAR DİZİNİ

<b><u>Tablo No</u></b>	<b><u>Sayfa No</u></b>
<b>Tablo 3.1.</b> Hibrit seramiklerin özellikleri.....	47
<b>Tablo 3.2.</b> Kullanılan üniversal adezivlerin özellikleri .....	47
<b>Tablo 3.3.</b> Seramik örneklere uygulanan yüzey işlemleri.....	50
<b>Tablo 4.1.</b> Aynı yüzey işlemleri uygulanan seramik gruplarının karşılaştırılmasına ait tek yönlü varyans analiz sonuçları (ANOVA).....	55
<b>Tablo 4.2.</b> Seramik gruplarına ait her bir yüzey işleminin karşılaştırılmasına ait tek yönlü varyans analiz sonuçları (ANOVA).....	56
<b>Tablo 4.3.</b> Makaslama bağlanma dayanımı testi verilerine ait ortalama $\pm$ standart sapma değerleri (MPa), ve Tukey HSD çoklu karşılaştırma testi sonuçları (MPa) .....	57
<b>Tablo 4.4.</b> Scotchbond Universal Bond(SU) ile birlikte yüzey işlemi uygulanan seramik örneklere ait ortalama, standart sapma ve HSD testi sonuçları (MPa) .....	59
<b>Tablo 4.5.</b> G-Premio Bond(GP) ile birlikte yüzey işlemi uygulanan seramik örneklere ait ortalama, standart sapma ve HSD testi sonuçları (MPa).....	59
<b>Tablo 4.6.</b> Universal Bond Quick(UQ) ile birlikte yüzey işlemi uygulanan seramik örneklere ait ortalama, standart sapma ve HSD testi sonuçları (MPa).....	60

# 1. GİRİŞ

Birden fazla diş ve diş yüzeyi ilgilendiren restorasyonlar, çok geniş defektler veya tüberkül kırıkları durumunda ve restorasyona daha iyi mekanik özellikler kazandırmak amacıyla genellikle indirekt yöntemler tercih edilir.<sup>1</sup> İndirekt restorasyon materyali olarak seramik veya kompozit rezin esaslı materyaller kullanılır. Hibrit seramikler; seramiklerin dayanıklılık ve renk stabilitesi gibi iyi özellikleri ve kompozitlerin flexural dayanımı ve düşük ağındırma etkisi gibi iyi özelliklerini birleştirmek amacıyla üretilmiş bir materyaldir.<sup>2</sup>

Cad/Cam bilgisayar yardımıyla tasarım ve bilgisayar yardımıyla üretim anlamına gelmektedir. Yeni nesil Cad/Cam bloklar içerisinde kompozit rezin ihtiva ederler. Dental kompozitle karşılaştırıldıklarında bu blokların mekanik özellikleri çok daha iyidir. Bunun sebebi çok daha yüksek ısıda ve basınçta polimerize edilmiş olmalarıdır.<sup>3</sup> İlk dental Cad/Cam sistemi hastalara tek seansta uzun ömürlü estetik indirekt restorasyonlar sağlamak amacıyla geliştirilmiştir.<sup>4</sup> Seramik restorasyonların simantasyondan önce bazı yüzey işlemlerine maruz bırakılmaları gerekmektedir. Bu aşama restorasyonun uzun ömürlü olması için çok önemli bir basamaktır.<sup>5</sup> Bu muamele edilmiş yüzey, silan ile birlikte kombine edilince yüksek bağlanma değerleri ortaya koyabilmektedir.<sup>6</sup> İndirekt olarak hazırlanan restorasyonlar diş preparasyonuna bir yapıştırıcı siman ile yapıştırılır. Cam seramiklerin simantasyonu sırasıyla hidroflorik asit, silanizasyon ve rezin siman olarak tanımlanmıştır. İndirekt kompozitlerde air-abrazyon sonra silanazasyon ile iyi bir bağlantı sağlanabilir.<sup>7, 8</sup> Resin siman restorasyon arasındaki mikro-mekanik bağlantı restorasyonların mekanik özellikleri ve klinik performanslarını etkiler.<sup>5</sup>

Dual cure rezin simanların başarısı, hem diş dokularında hem de seramik yüzeylerinde çok iyi bilinmektedir.<sup>9, 10</sup> Ancak çok aşamalı uygulama işlemleri, hata

yapma ihtimalini arttırır ve restorasyon simantasyonunda başarısızlık gösterebilir. Bu durum klinisyenleri adeziv rezin siman kullanmaya itmiştir.<sup>10,11</sup>

Adeziv sistemlerin en yeni ürünü “üniversal adeziv” olarak isimlendirilmiştir. Bu adezivle adeziv protokolü önemli ölçüde basitleştirmiş ve hızlandırmıştır ve bu sistemler aslında adeziv diş hekimliğinde çok önemli bir değişimi temsil eder.<sup>12</sup>

Universal adezivler, 7. Jenerasyon all in one adeziv sistemlerle karıştırılmamalıdır. Universal adezivlerin, total etch, self etch ve selektif etch gibi değişik işlemlerde kullanıma uygun geniş bir endikasyonu vardır. İlave olarak direk ve indirek restorasyonlarda, ayrıca self cure, light cure ve dual cure rezin simanlarla da birlikte kullanılabilme özellikleri vardır. Bu adeziv sistemler sadece mineye ve dentine bağlanmayla kalmaz, zirkonyum, metal, kompozit, silika içerikli seramik gibi restoratif materyallere de silan gibi ekstra bir ajana gerek duymadan bağlanabilirler.<sup>12</sup>

Tüm üniversal adezivler primer adeziv fonksiyonel monomer olarak fosfat esterleri (MDP) ihtiva ederler. Bu çok yönlü ampifilik fonksiyonel monomer bir ucundaki hidrofobik metakrilat grubu ile metakrilat esaslı restoratifler ve simanlarla kimyasal bağlantıyı sağlarken diğer hidrofillik uçtaki fosfat grubu ile diş dokuları, metal ve zirkonla kimyasal bağlanma potansiyeline sahiptir.<sup>13-15</sup>

Ayrıca, universal adeziv üreticilerinin bir kısmı adeziv formülasyon içerisine silan ilave etmişle, ayrı bir silan uygulaması yerine tek bir universal adezivin kullanılabileceğini ileri sürmüşleridir.<sup>12</sup>

Hibrit seramiklerin farklı yüzey uygulamalarının rezin simana bağlanma dayanımının incelendiği bir çalışma vardır.<sup>16</sup> Ancak universal adezivlerin hibrit seramiklere rezin simana bağlanma etkinliğinin incelendiği ile bir çalışmaya rastlanmamıştır.

Çalışmamızın amacı makaslama bağlanma dayanımı testi(SBS) ile hibrit seramiklere rezin simanın bağlanma dayanımı üzerine universal adezivlerin ve farklı yüzey uygulamalarının etkisinin incelenmesidir.

Birinci hipotezimiz, benzer yüzey işlemleri uygulanan CAD/CAM hibrit materyalleri arasında rezin simana bağlanma açısından fark olmaması, ikinci hipotezimiz ise farklı yüzey işlemlerinin, dental rezin simana bağlanma performansını etkilemeyeceği yönündedir.





## 2. GENEL BİLGİLER

### 2.1. Dental Seramiklerin Tarihçesi

Seramik kelimesi, Yunanca kökenli bir sözcük olup ‘topraktan gelmiş, yakılmış’ anlamlarını taşıyan ‘keramikos’ tan gelmektedir.<sup>17</sup> Çeşitli süs eşyalarının yapılmasında kullanılmış olan ilk seramikler; opak, dayanıksız ve poröz yapıda olduğu için diş hekimliği alanında kullanılması pek uygun görülmemiştir. Daha sonraları diş hekimliği alanında kullanılan seramiğin özel bir çeşidi olarak geliştirilen porselen, bu alanda kullanılmaya uygun bir malzeme olarak kabul edilmiştir.<sup>18</sup> Seramiklerin kullanılmaya başlanması 10.000 yıl önceki taş devrine kadar uzanmaktadır.<sup>19</sup> M.Ö. 50 yıllarında Çinliler tarafından yapılan porselenin Avrupa’ya kadar getirilmesi, XVI. yüzyılda Portekizli denizciler tarafından gerçekleşmiştir.<sup>17</sup> Porselen, İtalyanca küçük deniz kabuğu anlamında kullanılan ‘porcellana’ kelimesinden türetilmiştir. Porselen, seramiğin en üstün ve en mükemmel formudur. Benzer şekilde, ‘dental seramikler’ ifadesi çok daha geniş bir materyal grubunun tanımlanmasında kullanılırken, ‘dental porselenler’ deyiimi daha alt gruplardan birini ifade etmektedir. Bu deyim geleneksel olarak, içinde farklı kristal partiküllerinin serpiştirildiği cam matriks içeren, dayanıklı ve camsı seramik materyaller için kullanılmaktadır. Camsı yapı, düzensiz bağlar içeren, zayıf, amorf ve tamamiyle transparandır. Kristalin yapı ise daha düzenli ve dengeli bir atomik dizilişe sahiptir ve çok daha dayanıklıdır.<sup>20</sup> Porselen diş hekimliğinde ilk kez, Duchateau tarafından 1774 yılında kullanılmıştır.<sup>21</sup> Eczacı Alexis Duchateau 1774 yılında, diş hekimi Nicholas Dobuis de Clemant ile beraber porselen dişleri kullanarak bir protez yapmıştır. Duchateau ve Dobuis de Clemant, kullandıkları porselen dişlerin formülasyonlarını geliştirerek, Fransız ve İngiliz patentlerini almışlardır. 1808 yılında Paris’te yaşamakta olan İtalyan diş hekimi Giuseppe Angelo Fonzi, terrometalik olarak isimlendirdiği dişleri üretmiştir. Bu sayede ilk defa içine platin pinlerin gömülmüş

olduğu, kişiye özel ve küçük blok porselen dişler üretilmiştir.<sup>19</sup> 1886 yılında A. E. Matteson tarafından ilk kez altın alt yapılı porselen geliştirilmiştir.<sup>21</sup> Bazı seramikçiler, 19.Yüzyılın sonlarına doğru, porseleni diş hekimliğinin çeşitli dallarına yaymaya çalışmışlardır. Önceden eksik diş boşluklarına uyacak şekilde porselen bloklar hazırlanmaktayken, porseleni kaviteye uygun olarak pişirmeyi ilk kez 1887 yılında Dr. Charles Land ortaya koymuştur. Land 1903 yılında, 'jaket kuron' olarak isimlendirilen, platin folyo yaprak üzerine fırınlanan yüksek ısı porselenlerini kullanarak tam seramik restorasyonları üretmiştir. Bu restorasyonların estetik kalitelerinin yanısıra, bir dezavantaj olan düşük bükülme dayanımları, kırıkların meydana gelmesine neden olmuştur.<sup>19, 21, 22</sup> 1950'li yıllarda lösit ilavesi porselenin genleşme katsayısını arttırırken, altın ilavesi ise alt yapı metaliyle olan bağlanma kuvvetini arttırmıştır.<sup>20</sup> 1958 yılında ise Vines ve arkadaşları, vakum ile pişirilen ince seramik tozuyla beraber vakumlu fırınlamayı geliştirmişlerdir.<sup>18, 22</sup> 1962 yılında Weinstein ve arkadaşları , uzun vadede estetik performans ile birlikte klinik başarı gösterebilmiş metal seramik restorasyonları geliştirmişlerdir. Bu restorasyonlar % 11-15 oranında potasyum oksit içeren porselen tozu ile desteklenmiş olan metal destekli restorasyonlardır. Ancak metal destekli seramik sistemlerin; estetik, metal-seramik bağlantısı, renk uyumu gibi bazı dezavantajları da mevcuttur.<sup>23, 24</sup> 1965 yılında McLean ve Hughes, alt yapı için, platin folyo üstünde metal destek olmadan fırınlanarak kullanıldığı bir sistem geliştirmişlerdir. Bu sistemde; % 40-50 oranında alumina kristalleri ile kuvvetlendirilmiş yüksek dirençli bir seramik alt yapı olarak kullanılmış ve kırılma dayanımında önemli bir artış sağlanmıştır.<sup>23, 25, 26</sup> Dayanıklılık, 'platin folyo' tekniği sayesinde %20 oranında arttırılmış olsa da; yeterli translüsentliğin olmayışı ve tebeşirimsi görüntü meydana gelmesi sonucunda, estetiğin sağlanabilmesi için porselen veneerleme ihtiyacı doğmuştur.<sup>19, 23, 26</sup> 1972 yılında ise Southan ve Jorgensen'in 'refraktör day' materyalini

geliştirmeleri sonucunda, restorasyonun fırına taşınabilmesi için bir platin yaprak gerekliliğini ortadan kalkmış ve diş hekimliğinde tam seramik sistemleri yaygınlaşmıştır.<sup>24</sup> 1984 yılında Adair ve Grossman tarafından camın kontrollü kristalizasyonu sonucu meydana gelen ve dökülebilir bir cam seramik olan Dicor üretilmiştir.<sup>19, 23, 26</sup> 1983 yılında Zürih Üniversitesinde, %35-50 lösit içeren, ısı ve basınç altında şekillendirilebilen bir cam seramik olan IPS Empress üretilmiştir. Bu materyallerin tam seramik kuron restorasyonlarının yapım aşamasında kullanılabilme imkanı olmasına rağmen, köprü restorasyonları için yeterli dayanıklılığa sahip olamadığı görülmüştür.<sup>27, 28</sup> 1983'te O'Brien geleneksel aluminöz seramikten çok daha dayanıklı fakat ısıl genleşme katsayısı çok daha yüksek olan magnesia-core maddesini geliştirmiştir. 1989'da Sadoun, yüksek dayanıklılığa sahip olan In-Ceram sistemini tanıtmıştır.<sup>29</sup> 1990'ların sonuna doğru, kırılma dayanıklılığı diğer materyallere göre daha yüksek olan IPS Empress II geliştirilmiştir. %60 oranında lityum disilikat kristalleri içeren IPS Empress II, tam porselen sistemi ile ikinci premolar dişlere kadar uzanan üç üyeli köprü yapımında kullanılabilmiştir.<sup>27, 30, 31</sup> 2005 yılında geliştirilmiş IPS e.max Press ise; preslenebilir ingotlara sahip ve de %70 lityum disilikat içeren bir cam seramik materyalidir. Bu sistemin Empress ve Empress II sistemlerinden farkı, dört farklı opasiteye sahip ingotları sayesinde, estetik kaliteyi arttırması ve aynı zamanda oldukça dirençli olmasıdır.<sup>32, 33</sup> Zirkonyum oksit, tam seramik restorasyonların güçlendirilmesi amacı ile, yapıya eklenen son malzemelerden birisi olmuştur. In-Ceram Alumina sisteminin bir modifikasyonu olan In-Ceram Zirconia, cam infiltre aluminaya %35 oranında parsiyel stabilize zirkonya ilave edilmesi ile elde edilen bir alt yapı seramiğidir. Tam seramik restorasyonlar için en son geliştirilmiş alt yapı materyali ise, CAD/CAM teknolojisi ile şekillendirilebilen yitrium ile stabilize edilmiş tetragonal zirkonya polikristal (Y-TZP) esaslı seramik bloklardır.<sup>27, 34</sup> Tam seramik sistemlerin

gelişimi ile birlikte, metal alt yapının yansımından kaynaklanan estetik olumsuzluklar ortadan kalkmış ve restorasyon yüzeyine gelen ışığın direkt geçişine imkan verilmiştir. Ayrıca kullanılan restoratif materyaller arasında en iyi biyolojik uyumu gösterdikleri de bilinmektedir.<sup>35</sup> Günümüzde seramiklerin gelişim süreci içerisinde, yapısı ve pişirilme teknikleri ile ilgili çok önemli adımlar atılmış; estetik görünüm, biyouyumluluk ve yüksek mekanik dayanıklılık gibi özellikleri bir arada bulunduran materyallerin üretilmesi hedeflenmiştir.

## **2.2. Dental Seramiklerin Yapısı**

Protez terimlerine göre seramikler; bir ya da birden çok metalin, oksijen gibi metal olmayan bir elementle beraber yapmış olduğu birleşimden meydana gelmektedir.<sup>21, 36</sup> Bu bileşimde yer alan büyük oksijen atomları bir matriks görevi görmekte ve küçük metal atomları, yarı metal elementlerle (kalsiyum, lityum, alüminyum, fosfor, magnezyum, potasyum, silisyum, titanyum, sodyum ve zirkonyum) oksijen atomları arasındaki boşlukları doldurmaktadır. Silisyum ile oksijen iyonu arasındaki tetrahedral yapıda üniteler, seramiklerin esasını teşkil eden kimyasal bağları oluşturmaktadır. Seramik kristalindeki atomik bağlar, hem iyonik hem de kovalent bağ özelliği göstermektedir. Bu güçlü bağlar sayesinde seramik, sertlik, ısıya ve kimyasal maddelere karşı direnç gibi özellikler kazanmaktadır. Fakat aynı yapı aynı zamanda da, seramiği kırılğan bir hale de getirmektedir. Silisyum tetrahedral, dental seramiğin ana çekirdek yapısını oluşturmakla birlikte, dental seramiği oluşturan feldspar, kaolin ve kuartzın yapısına da girer ve bir kompozisyon oluşturur. Yapı üç boyutlu bir haldedir.  $AlO_4$  ve  $SiO_4$  grupları tetrahedral yapıdadır. Alüminyum, silika ağı içerisinde bulunmaktadır. Tüm porselenlerin temel yapısını oluşturan maddeler ise; feldspar, kaolin ve kuartz' dır. Ayrıca akışkanlar ve cam modifiye ediciler, ara oksitler, renk

pigmentleri, opaklaştırıcı ajanlar ve lüminesans özelliği veren ajanlar da yapıda bulunmaktadır.<sup>37, 38</sup>

### **2.2.1. Feldspar**

Potasyum alüminyum silikat ( $K_2OAl_2O_6SiO_2$ ) ve sodyum alümina silikat'ın ( $Na_2O_2Al_2O_6SiO_2$ ) karışımı olan feldspar, dental porselenlere saydamlığını veren maddedir. Aynı zamanda ana yapıyı da oluşturur. Fırınlama sırasında 1100-1300°C de eriyerek kuartz ve kile matriks'i oluşturmaktadır. Bu madde, yüksek ergime dereceli bileşenlere akışkanlık kazandırır ve ısıya daha dayanıklı bileşenleri birarada tutar, birbirlerine bağlar ve oluşan camsı yapıdan da sorumludur. Feldspar, seramiğin kenarlarının yuvarlaklaşmasını, diş formunun ve yüzey detaylarının kaybolmamasını sağlar. Aynı zamanda porselene şeffaflık kazandırma görevini de üstlenir.<sup>21, 39</sup>

### **2.2.2. Kuartz (Silika-SiO<sub>2</sub>)**

Kuartz (SiO<sub>2</sub>), yeryüzünde yaygın olarak bulunmaktadır. Bazı kayalardan, deniz kumu ve çakıl taşlarından elde edilir. Ergime derecesi 1700°C'dir. Erime ısını yükselterek seramiğin sertliğini ve stabilitesini sağlar. Dental seramiklerde desteklik görevi yapar ve büzülme miktarını ayarlar. Porselenin yapısında ise % 11-18 arasında bulunmaktadır.<sup>37, 40</sup>

### **2.2.3. Kaolin (Kil-Alüminyum Hidrat Silikat- $Al_2O_3 \cdot 2SiO_2 \cdot 2H_2O$ )**

Alüminyum hidrat silikat yapısında bulunan bir maddedir. Çin kili olarak da adlandırılabilen bu madde, ısıya oldukça dayanıklı olup 1800 °C'de erir. Adeziv özellikte olduğundan dolayı su ile karıştırıldığında hamur gibi yapışkan bir hale gelir; kuartz ve feldspar için bağlayıcı bir hale dönüşür. Bu sayede seramiğin işlenebilirliğini kolaylaştırır. Opak olduğu yaklaşık % 1-5 oranında az miktarda kullanılır.<sup>19, 41, 42</sup> Opak yapısından dolayı, ışık geçirgenliği yoktur. Bu yüzden günümüzde kullanılan porselen

sistemlerinde, kaolin içermesi tercih edilmemektedir. Kaolin miktarının düşük olması, camsı fazı daha da arttırmaktadır.<sup>37, 43, 44</sup>

#### **2.2.4. Akışkan ve Cam Modifiye Ediciler**

Sodyum, kalsiyum oksitler, magnezyum ve potasyum cam modifiye edici ajanlardır. Bunlara benzeyen alkali metal iyonları, uç kısımlarda bulunan oksijen atomlarıyla bağ yaparak, oksijen silikon bağlarını bozarak ısıl genişleme katsayısını artırır ve silisyum tetrahedrat yapısının oluşmasını engeller. Cam modifiye edici ajanlar aynı zamanda erime sıcaklığını da düşürerek vizkoziteyi azaltırlar.<sup>45, 46</sup>

#### **2.2.5. Ara Oksitler**

Akışkanlığa karşı direnç, seramiklerin içine katılan ara oksitler ile hedeflenmektedir. Bu nedenle seramikleri, yüksek vizkozitede düşük fırınlama ısısında üretmek gerekmektedir. Ara oksitlerin kullanımı ile bu sağlanabilir. Camın sertliği ve viskozitesi, alüminyum oksit gibi ara oksitlerin kullanımı neticesinde artmaktadır.<sup>46</sup>

#### **2.2.6. Renk Pigmentleri**

İlk rengi beyaz olan seramik, translüsent bir yapıda bulunmaktadır. Gölge ve renk değişimleri, pigment ilaveleri sayesinde elde edilir. Pigmentler, seramik karışımları ile birlikte pişirilen metal oksitlerdir. Genel olarak glazür materyali, bor oksitleriyle beraber kullanılan, pişmeyi kolaylaştırıcı katkılardan hazırlanmaktadır.<sup>26, 47</sup> Titanyum oksit sarı renk, uranyum oksit sarı-portakal rengi, krom alüminat gül rengi, metalik altın kahverengi-kırmızı renk, demir ya da nikel oksit kahverengi renk, kobalt alüminat mavi renk, krom ya da bakır oksit mavi-yeşil renk, manganez gri-lavanta yeşili renk, demir fosfat ya da platin gri renk verir.<sup>26, 45, 46</sup>

#### **2.2.7. Opaklaştırıcı Ajanlar**

Diş rengine benzer bir sonuç oluşturabilmek için, porselene yoğun olan renk fritleri (çini hamuru) eklenir. Fakat porselenin şeffaflığının fazla olmasından dolayı

bunlar yeterli olmamaktadır. Özellikle dentin renkleri yüksek opasiteye gereksinim duyar. Opaklaştırıcı ajanların ilave edilmesi oldukça hassas bir işlemdir. Opaklaştırıcı ajanlar genellikle çok ince tanecik boyutlarında öğütülmüş metal oksitler içerir. Bu amaçla sıklıkla titanyum oksit, seryum oksit, ve zirkonyum oksit kullanılır. Porselenler içinde, cam matriks içinde dağılımları ve partikül boyutları farklı olan opaklaştırıcı ajanlar, ışığı farklı şekilde yansıtmaktadırlar.<sup>37, 46</sup>

### **2.2.8. Parlaklık (Lüminesans) Özelliği Veren Ajanlar**

Lüminesans; ışıldama, parlama anlamına gelmektedir. Flouresans ve fosforesans adı verilen iki optik etkinin birleşmesi sonucunda oluşur. Fosforesans, üzerine gelen primer ışık ortadan kalktıktan sonra, daha önce absorbe etmiş olduğu ışıklardan daha uzun dalga boylu ışık yaymaya devam eden cisimlerin özelliğidir. Diş hekimliği alanında kullanılan seramiklerde bu özellik görülmez. Belli bir dalga boyuna sahip ışıkların, cisim tarafından absorbe edildikten sonra daha uzun dalga boylu bir radyasyon şeklinde geri yayılmasına 'flouresans' denir. Bu etkiyi gösteren cisimlere ise 'flouresan' adı verilmektedir.<sup>25, 48</sup> Doğal dişler gün ışığında belli bir miktar flouresans özellik gösterirler. Seramik üreticileri flouresans özelliğinin elde edilmesinde büyük ilerlemeler kaydetmişlerdir. Bazı yeni geliştirilen seramikler, ultraviyole ışık altında mavimsi beyaz bir flouresans özelliğe sahiptirler. Bu özelliğin elde edilmesi, sodyum diüronat ve uranyum tozları gibi radyoaktif maddelerin ilave edilmesiyle gerçekleşmekteydi. Ancak günümüzde bunların zararlı etkileri sebebiyle; samaryum, europinyum, uterbiyum gibi dünya elementleri kullanılmaya başlanmıştır.<sup>39</sup>

### **2.3. Dental Seramiklerin Sınıflandırılması**

Porselen sınıflaması, günümüzde birçok farklı şekilde gösterilmektedir. Ancak bunların içerisinde en geçerli olan sınıflama şekli, porselenleri içeriklerine göre sınıflamış olan O'Brien'in sınıflamasıdır.<sup>39, 48 49</sup>

### **2.3.1. İçeriklerine Göre<sup>25</sup>**

1. Metal destekli sistemler
2. Tam seramikler
  - a. Kuvvetlendirilmiş alt yapı seramikleri
    - i. Alumina
    - ii. Spinel enjeksiyon dökümü
    - iii. Magnesia
    - iv. Zirconia
  - b. Feldspatik porselen
    - i. Lösit oranı düşük
    - ii. Lösit oranı yüksek
  - c. Dökülebilir cam seramikler
    - i. Mika içeren
    - ii. Lösit içeren
    - iii. Lityum disilikat içeren

### **2.3.2. Erime Isılarına Göre<sup>50, 51</sup>**

1. Yüksek ısı porselenleri (1315 °C-1370 °C)
2. Orta ısı porselenleri (1090 °C-1260 °C)
3. Düşük ısı porselenleri (870 °C-1065 °C)
4. Ultra-düşük ısı porselenleri (650 °C-850 °C)

### **2.3.3. Şekillendirme Türlerine Göre;<sup>50</sup>**

1. Fırınlanan porselenler
2. Dökülebilir porselenler

### **2.3.4. Kullanım Alanlarına Göre;<sup>52, 53</sup>**

1. Metal kuron ve köprü protezlerinde uygulanan porselenler



2. Tam porselen kuronlar, inleyler, onleyler ve estetiğin öncelikli olduğu veneerlerde uygulanan porselenler
3. Hareketli protezlerde kullanılan yapay dişlerin üretiminde kullanılan porselenler

### **2.3.5. Yapım Tekniklerine Göre<sup>53-55</sup>**

1. Geleneksel metal destekli porselen restorasyonlar
2. Döküm metal üzerine hazırlanan restorasyonlar
3. Metal folyo üzerine hazırlanan restorasyonlar
4. Elektroliz yöntemiyle metal alt yapı üzerine hazırlanan restorasyonlar
5. Tam seramik restorasyonlar
6. Geleneksel toz- likit karışımı ile yapılan seramikler
7. Dökülebilir seramikler
8. Presleme ile hazırlanan seramikler
9. İnfiltrasyon seramikler
10. Frezleme ile üretilen seramikler

### **2.4. Tam Seramik Restorasyonlar**

Seramikler, biyouyumluluklarının yanısıra, sahip oldukları estetik özellikler ile günümüzde sıklıkla kullanılan restoratif malzemelerdendir. Ancak, estetik kalitelerinin yüksek olmasının yanında, kırılma bir yapıda da bulunmaktadır. Yüzeylerinde meydana gelen gerilme stresinin azaltılması ve de sınırlandırılması için; porselen, daha kuvvetli bir alt yapı ile güçlendirilmelidir. Bunun için kuvvetli bir alt yapı seramiği veya metal kullanılabilir. Diğer bir yöntem ise, porselenin tüm yapısının kuvvetlendirilmesidir.<sup>9</sup> Tam seramik restorasyonların geliştirilme amacı, metal destekli porselenlerde görülen dezavantajları ortadan kaldırmaktır. Metal-porselen

restorasyonlara göre tam seramik restorasyonlar, ışık geçirgenliğindeki üstün özelliklerine bağlı olarak yüksek estetik potansiyele sahiptirler.<sup>56</sup>

#### **2.4.1. Tam Seramik Sistemlerin Endikasyonları<sup>21, 50, 57</sup>**

1. Travma ya da çürük nedeniyle kırılmış dişlerde
2. Doğumsal ya da kazanılmış diş renklenmelerinde
3. Abrazyon, atrizyon ya da erozyon sonucu aşınmış dişlerde
4. Diastema vakalarında
5. Estetiğin en önemli unsur halini aldığı ve kapanışta yeterli mesafenin bulunduğu vakalarda
6. Normal diş kavsinden sapma gösteren dişlerde, anatomik yapıyı sağlayarak estetik ve çapraşıklığı düzenlemek amacıyla
7. Şekil bozukluğu olan dişlerde
8. Doğumsal ya da kazanılmış diş eksikliklerinde
9. Kole defektlerinde
10. Black 1, 2, 3, 4, 5 kaviterlerde
11. Aşırı harabiyeti olan endodontik tedavili dişlerde
12. Çene-yüz protezlerinde
13. Metale karşı lokal doku reaksiyonu ve alerjisi olan kişilerde
14. İmplant ve abutment yapımında
15. İmplant üstü restorasyonlarda tam seramik restorasyonlar endikedir.

#### **2.4.2. Tam Seramik Sistemlerin Kontrendikasyonları<sup>28, 58, 59</sup>**

1. Kuron boyu kısa dişlerde,
2. Bruksizm vakalarında,
3. Derin kapanış gibi okluzyon bozukluklarında,

4. ıgneme basıncının yüksek olduğu bölgelerde ve kapanışın uygun olmadığı vakalarda,
5. Travmatik sporla uğraşan kişilerde,
6. Ağız hijyeni yönünden motive edilemeyen hastalarda endike değildir.

#### **2.4.3. Tam Seramik Sistemlerin Avantajları<sup>24, 60, 61</sup>**

1. Işık geçirgenliği özellikleri sayesinde estetikler.
2. Seramik yüzeyinde metal yüzeyine oranla daha az plak birikir.
3. Preparasyonun basamağının supragingival bitirilebilmesi dişetini diş kesimi ve ölçü alımı sırasındaki travmalardan korur ve restorasyonun uygulanmasından sonra bölgenin temizliğini kolaylaştırır.
4. Servikal bölgede metali gölgelemeye gerek kalmayacağı için taşkın sınırlı restorasyon riski azalır.
5. Ağız içinde kimyasal reaksiyona girme potansiyeli yüksek olan metallere oranla biyolojik olarak daha üstündürler.
6. Homojen yapıdadırlar.
7. Doğal diş dokusuna yakın ısısız genleşme katsayısına ve ısı iletkenliğine sahiptirler.

#### **2.4.4. Tam Seramik Sistemlerin Dezavantajları<sup>39, 62, 63</sup>**

1. Diş preparasyonu, metal destekli porselen kuronlara göre ayrıntı gerektirir.
2. Aşırnı diş preparasyonu gerektirir.
3. Kullanım alanları sınırlı olabilir. Arka grup dişlerde ve köprü sistemlerinde kullanımı her sistem için uygun olmayabilir.
4. Maliyet yüksektir ve ek laboratuvar donanımı gerektirir.
5. Kırılğandırılar.
6. Gerilme kuvvetlerine dirençsizdirler.

#### 2.4.5. Tam Seramik Sistemlerin Sınıflaması<sup>55, 64, 65</sup>

Tam seramiklerin yapım tekniklerine göre sınıflandırılması:

##### 1. Sinterleme fabrikasyon tekniği

- Lösit (IPS Empress)
- Alumina (Procera Allceram)
- Floroapatit (IPS e.max Ceram)

##### 2. Isı ile presleme fabrikasyon tekniği

- Lösit (IPS Empress)
- Lityum disilikat (IPS e.max Press)
- Floroapatit (IPS e.max ZirPress)

##### 3. Slip-cast&cam infiltrasyonu fabrikasyon tekniği

- Alumina (In-Ceram Alumina)
- Spinel (In-Ceram Spinell)
- Zirkonya (In-Ceram Zirconia)

##### 4. Sert freze tekniği fabrikasyon tekniği

- Lityum disilikat (IPS e.max CAD)
- Feldspar (Vita Mark II)
- Lösit (IPS Empress CAD)

##### 5. Yumuşak freze tekniği fabrikasyon tekniği

- Zirkonya (Cercon, Lava, IPS e.max ZirCAD)
- Alumina (Procera, In-Ceram AL)

##### 6. Yumuşak freze tekniği&cam infiltrasyonu fabrikasyon tekniği

- Alumina (In-Ceram Alumina)
- Spinel (In-Ceram Spinell)
- Zirkonya (In-Ceram Zirconia)

Tam seramiklerin içeriklerine göre sınıflandırılması:<sup>27</sup>

**1. Cam seramikler:**

a. Lössit kristalleri ile güçlendirilmiş seramikler

- IPS Empress (Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein)
- Optec OPC (Jeneric Pentron, Kusterdingen, Almanya)
- IPS ProCAD (Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein)

b. Lityum disilikat kristalleri ile güçlendirilmiş seramikler

- IPS Empress II (Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein)
- IPS e.max Press (Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein )

c. Feldspatik seramikler

- Vitablocks Mark I (Vita, Bad Sackingen, Almanya)
- Vitablocks Mark II (Vita, Bad Sackingen, Almanya)
- Vita Triluxe Block (Vita, Bad Sackingen, Almanya)

**2. Alumina Esaslı Seramikler:**

a. In-Ceram Alumina (Vita, Bad Sackingen, Almanya)

b. In-Ceram Spinell (Vita, Bad Sackingen, Almanya)

c. In-Ceram Zirconia (Vita, Bad Sackingen, Almanya)

d. Procera All- Ceram (Nobel Biocare, Göteborg, İsveç)

e. Turkom- Cera (Turkom-Ceramic, Malaysia )

f. Synthoceram (Cicero, Horn, Hollanda)

**3. Zirkonya Esaslı Seramikler:**

a. Cerec, Cerec II, Cerec III (Sirona, Bensheim, Almanya)

b. Evolution D4D (D4D Technologies)

c. Vita In-Ceram Zirconia (VITA Zahnfabrik)

d. DC-Zirkon (DCS Dental AG, Allschwill, İsviçre)

- e. Procera (Nobel Biocare, Göteborg, İsveç)
- f. Lava (3M Espe Dental AG, Seefeld, Almanya)
- g. Kavo Everest (Kavo Dental, Biberach, Almanya)
- h. Zeno Tec (Wieland, Pforzheim, Almanya)
- i. Cercon (DeguDent, Hanau, Almanya)
- j. Zirkonzahn (Steger, Ahrntal, İtalya)
- k. Celay (Vita, , Bad Sackingen, Almanya)

#### 2.4.5.1. Cam Seramikler

Feldspatik seramikler, lösit ile güçlendirilen seramikler ve lityum disilikat seramikler cam seramikler grubunda yer alır.

**Vitablocks Mark I:** Feldspatik bir seramiktir. Yapısı, dayanıklılığı ve aşınma özellikleri metal-seramik restorasyonlarda kullanılan feldspatik seramiğe benzemektedir. Bükülme direnci 93 MPa'dır.<sup>55</sup>

**Vitablocks Mark II:** 1991 yılında Cerec 1 sisteminde kullanılmak üzere geliştirilmiş, frezlenebilen feldspatik bir seramiktir. Vitablocks Mark I ile kıyaslandığında, dayanıklılığı arttırılmış ve tanecik boyutu 4 µm' ye küçültülmüştür.<sup>55</sup> %20-23 Al<sub>2</sub>O<sub>3</sub> ile %60-64 SiO<sub>2</sub> içerir. HF asit ile pürüzlendirilmesi sonucunda mikromekanik retansiyon sağlanır, aynı zamanda da adeziv simantasyon yapılıır. Monokromatik olması Vitablocks Mark II' nin dezavantajıdır. Bu dezavantajdan ötürü, estetiği arttırmak amacıyla renk seçeneği çok daha fazla olan Vita Triluxe Block üretilmiştir.

**Vita Triluxe Bloc:** Monokromatik bir restorasyonun estetik dezavantajlarını gidermek ve doğal dişlerin optik görüntüsünü taklit etmek için, multi-renkli bir seramik blok olan Vita Triluxe Bloc 3 boyutlu tabakalı yapıyı oluşturmak için üretilmiştir. Bu multi-renkli seramik bloğun iç üçlüsü: 1.tabaka opak alt yapı, 2.tabaka nötral zone

bölgesi, 3.tabaka ise translusent tabakadır.<sup>66</sup> Cerec sisteminde üretilmektedir. Feldspatik seramiklerin işlenmesinde kullanılan diğer bir sistem Celay' dır. Vita firması tarafından üretilen feldspatik bloklar (Vita Celay Blanks), alumina bloklar (Vita Celay Alumina Blanks), spinell bloklar (Vita Celay Spinell Blanks) ve zirkonya bloklar (Vita Celay Zirconia Blanks) kullanılabilir. Bu kopya-freze tekniğinde, restorasyonların akrilik dizaynı Vita Triluxe bloklarından birebir dublike edilmektedir.<sup>27</sup> Celay-kopya freze cihazının çalışmasındaki temel prensip, anahtar yapma düzeneklerindeki prensibe fazlasıyla benzemektedir.<sup>67</sup> Celay cihazında iki oda bulunmaktadır. Cihazın sol tarafında bulunan bölüme tarama veya kopyalama odası, sağ tarafındaki bölüme ise, aşındırma ya da freze odası denir. Freze işleminde özel bir türbin sistemi kullanılmaktadır. Kullanıcı, yapılacak olan restorasyonun maketini tarama odasında manuel olarak tararken, diğer yandan aşındırma odasındaki türbin sistemi, tarayıcı uçlarla senkronize olacak şekilde seramik blok üzerinde aşındırma işlemini yapar.<sup>68,69</sup>

**IPS Empress:** Lössit kristalin fazı ile üretilen ilk cam seramiktir. Wohlwend tarafından 1990 yılında temel yapısı açıklanmış olan sistem, kristalin lössit fazı ( $\text{KAlSi}_2\text{O}_6$ ) içerir. Kontrollü yüzey kristalizasyon mekanizması sayesinde cam seramik matriks içerisinde ortalama  $1\mu\text{m}$ 'lik kristaller üretilmektedir. Empress materyalinin içeriği; %63  $\text{SiO}_2$ , %17,7  $\text{Al}_2\text{O}_3$ , %11,2  $\text{K}_2\text{O}$ , %4,6  $\text{Na}_2\text{O}$ , %1,6  $\text{CaO}$ , %0,7  $\text{BaO}$ , %0,6  $\text{B}_2\text{O}_3$  ve %0,2  $\text{TiO}$ ' ten oluşmaktadır.<sup>70, 71</sup> Bu tip feldspatik porselen, ingotlar halinde hazırlanır. Tam konturlu kuronlar önce mumlanır, fosfat bağlı rövetmana alınır ve sonrasında alumina pistonlu özel bir kalıba yerleştirilir. Seramik ingotlar pistonun alt tarafına yerleştirilir ve  $1150\text{ }^\circ\text{C}$ 'ye kadar ısıtılır ve yumuşatılan seramik kalıba basınç altında gönderilir. Özel fırında 20 dakika süreyle preslenerek restorasyon elde edilir. Kuronun final rengi tabakalama ya da renkendirme ajanları ile sağlanır. Tabakalama tekniğinde orijinal mum-modelaj ortalama 0,3 mm geri kazınır. Fırınlamadan sonra kor

alt yapının üstüne konturları düzgün sağlamak ve doğru rengi yakalayabilmek için feldspatik porselen eklenir. Boyama tekniğinde de tek başına boyanması, glazür esnasında kolaylıkla elde edilebilir.<sup>18, 30</sup> IPS Empress I sisteminin, ışık geçirgenliği ve renk özellikleri doğal dişe oldukça yakın olup, estetik kalitesi oldukça yüksektir. Bu sistem kullanılarak, son derece estetik laminate veneer, inlay, onlay ve tek kuron restorasyonlar yapmak mümkündür. Ancak renklenmiş veya metal post kor uygulanmış dişler, metal abutment kullanılan implant üstü protezlerde, yüksek yarı geçirgenlikleri nedeniyle kullanımları endike değildir.<sup>23, 55, 72, 73</sup>

**Optec OPC:** Ağırlık olarak yaklaşık %50 oranında lösit kristalleri içeren, feldspatik yapıda olan bir camdır. Alt yapı kullanmadan hazırlanan tam seramik kuronlar, ısıya dayanıklı köklerin ya da folyonun üzerinde şekillendirilmektedir. Optec, oldukça estetik bir sistemdir ancak en büyük dezavantajı, kenar uyumunun yetersiz olmasıdır. Lösit ile güçlendirilmiş seramik sinterlenirken ve kondanse edilirken hacimsel olarak küçülme göstermekte ve bu durum kenar uyumunu olumsuz yönde etkilemektedir. Optec sistemi, 140 MPa çekme kuvvetine sahiptir, eğilme direnci ise, 110-150 MPa arasında değişmektedir.<sup>18, 19, 24, 74</sup>

**IPS ProCAD:** IPS Empress'e benzer şekilde lösit kristalleriyle güçlendirilmiş olmasına rağmen daha ince partikül büyüklüğüne sahiptir. Cerec in Lab sistemi (Sirona Dental Systems, Bensheim, Almanya) ile birlikte kullanılması için takdim edilmiştir ve birçok rengi mevcuttur.<sup>75, 76</sup>

**IPS Empress II:** IPS Empress I' den farkı, esas kristalin fazının %60 oranında lityum disilikattan ( $\text{SiO}_2\text{-LiO}_2$ ) meydana gelmesidir.<sup>27, 77, 78</sup> İkinci kristal faz lityum ortofosfat ( $\text{Li}_3\text{PO}_4$ ) içermektedir ve daha düşük hacimde bulunur. Bu cam seramiğin mekanik özellikleri, lösit cam seramiklerin mekanik özelliklerinden daha yüksektir. Fleksural (esneme) dayanıklılığı 350-450 MPa' dır ve kırılma dayanımı yaklaşık olarak



lösit cam seramiklerinkinden 3 kat daha fazladır.<sup>79</sup> IPS Empress' in düşük dayanıklılık değerlerinden dolayı dental köprülerin yapımı mümkün olamamıştır. Daha sonra 1998 yılında cam matrikse eklenen lityum disilikat kristalleri ile materyal aralığı genişletilerek IPS Empress II sistemi geliştirilmiştir.<sup>7, 80</sup> IPS Empress II (Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein) kayıp mum ve ısı ile presleme tekniği vasıtasıyla üretilen bir lityum disilikat (SiO<sub>2</sub>-Li<sub>2</sub>O) cam seramiğidir. Cam seramik ingotlar 920°C 'de basınç ve vakum altında preslenir. Lityum disilikat cam seramik kor yapı üzerine, restorasyonun son şeklini vermek amacıyla tabakalama tekniği ile yerleştirilir ve floroapatit yapıdadır. Bu iki materyalin sahip olduğu ısıl genişleme katsayıları birbirleriyle uyumludur. IPS Empress II sistemi ile anterior ve posterior kuron restorasyonu ile birlikte, en fazla ikinci premolara kadar uzanabilen anterior köprü restorasyonları hazırlanabilir.<sup>41</sup>

**IPS e.max Press:** Lityum disilikat cam seramik bloklar halinde basınçlı döküm tekniği için 2005 yılında üretilmiştir ve genel olarak alt yapı seramiği olarak kullanılmaktadır. Sistemin içeriği IPS Empress II ile birebir aynı olduğu halde, farklı fırınlama tekniği sayesinde fiziksel özelliği ve estetik üstünlüğü arttırılmış bir materyaldir. IPS e.max Press ingotlar, 400 MPa'lık bükülme direnci sayesinde, preslenebilir cam seramikler arasında en yüksek direnci göstermektedirler.<sup>81</sup> IPS e.max Press sisteminde, restorasyonun istenilen son şekli mum ile hazırlandıktan sonra, mum model özel bir muflaya alınır. Mum modelin kayıp mum tekniği ile uzaklaştırılmasını takiben, cam külçelerin özel bir fırında, yaklaşık 920°C'de 5-15 dk. preslenmesi işlemi gerçekleştirilir. Temel kristal faz olan lityum disilikat, 3-6 µm uzunluğundaki iğne benzeri kristallerden oluşmaktadır. Bu lityum disilikat kristaller cam matriks içine gömülü halde bulunur. IPS e.max Press seramik ingotları içerisinde ağırlıkça; % 57–80 SiO<sub>2</sub>, % 11–19 Li<sub>2</sub>O, % 0–13 K<sub>2</sub>O, % 0–11 P<sub>2</sub>O<sub>5</sub>, % 0–8 ZrO<sub>2</sub>, % 0–8 ZnO ve % 0-

10 diğer oksitler ve seramik pigmentleri bulundurur.<sup>82</sup> IPS e.max Press polikromatik multi ingot veya farklı derecelerde opasite gösteren (MO, LT, HO, HT, MT) monokromatik ingotlardan elde edilir. Genelde MO ingotlar orta opasiteli ingotlardır. MO-0'dan MO-4'e kadar değişebilen renkleri bulunur ve vital ya da hafif renklenmiş preparasyonlar için uygun alt yapıların oluşturulmasına imkan verirler. LT ingotlar daha translusensdir. 16 A-D ve 4 beyazlatma renginde olup ince veneerlerde kullanılabilirler. Yüksek opasiteli HO ingotlar ise opasitelerine bağlı olacak şekilde devital, yoğun renkleşmiş preparasyonların ya da metal alt yapıların maskelenmesinde kullanılabilirler. Diş renginde ve yüksek estetikle birlikte preslenen alt yapılar daha sonra IPS e.max Ceram ile veneerlenirler. Ivoclar Vivadent firması inley ve onleyler için, ideal seramik materyali olan yüksek translusensli HT ingotları tanıtmışlardır. Bu ingotların en önemli özelliği, bukalemun etkisi olarak bilinen, seramik materyalin zamanla mevcut diş dokularının rengini almasıdır. MT ingotlar ise, orta derecede translusensliğe sahiptirler. MT ingotlar, HT ingotlarından daha parlaktırlar ve LT ingotlardan daha translusenslik gerektiren restorasyonlarda kullanılmaktadırlar.<sup>83, 84</sup> Bu sistem sayesinde veneer, inley, onley ve kuron restorasyonlar yapılabilir. Ayrıca en distaldeki dayanak diş en fazla 2. premolar diş olacak şekilde, üç üyeli köprülerin yapımı da mümkündür.<sup>27</sup>

#### **2.4.5.2. Alumina Seramikler**

**In-Ceram Alumina:** Dr. Michel Sadoun tarafından 1985'de geliştirilmiştir. In-Ceram porselen sistemi cam ve alumina denilen, aynı zamanda üç boyutlu olarak birbirleriyle penetrasyon gösteren iki ayrı faz içermektedir.<sup>24, 85</sup> Bu sistemde kor materyaline yüksek direnç sağlaması amacıyla 1-5 mikron gren boyutuna sahip alüminyum oksit kristalleri kullanılır. Alumina kristallerinin su içerisindeki süspansiyonuna 'slip' adı verilmektedir. Bu slip, özel ısıya dayanıklı day alçısı üzerine

sürülüp fırınlanır. Bu olaya 'slip-casting' denilmektedir. Fırınlama işlemi, özel fırında 1120°C'de 10 saat sürer. Bu fazın son aşamasında çok yoğun bir alumina tabakası oluşmaktadır. Alumina tabakasında bulunan yoğun alumina partikülleri oldukça poröz bir yapı oluşturmaktadır.<sup>41, 86</sup> İkinci fazda, yüksek dirençli kor yapısına ulaşmak için poröz yapıdaki alumina tabakası içine erimiş cam nüfuz eder ve ince grenli alumina partiküllerini sarar. Restorasyona son şekli, güçlendirilmiş kor yapı üzerine konvansiyonel üst yapı seramik materyalinin (Vitadur N Alumina porseleni) fırınlanmasıyla verilir.<sup>28, 41, 87</sup> In-Ceram alumina sisteminin anterior ve posterior bölgede tek kuron ve anterior bölgede üç üyeli köprü restorasyonlarının yapımında kullanılması uygun görülmüştür.<sup>88, 89</sup>

**In-Ceram Spinell:** Kristal olarak magnezyum spinel ( $MgAl_2O_4$ ) içerir ve restorasyonun şeffaflığını artırır. Alüminyum oksit yerine magnezyum alüminat spineli kullanılırsa, porselenin direnci düşer. In-Ceram Alumina, opak alt yapıya sahip olduğundan dolayı ona alternatif olarak 1994 yılında üretilmiştir.<sup>73, 90</sup> Alumina içerikli In-Ceram kadar sağlam bir yapı değildir (350 MPa). Estetiğin çok önemli olduğu ön bölge tek kuron şeklinde veya inley, onley uygulamalarında kullanılması tavsiye edilmektedir.<sup>18</sup>

**In-Ceram Zirconia:** Seramiğin mekanik özelliklerini güçlendirmek amacıyla alumina yapısına %35 oranında parsiyel stabilize zirkonyum oksit ilave edilmesiyle elde edilen, In-Ceram Alumina sisteminin modifiye edilmiş şeklidir.<sup>91</sup> Seramik kor yapısının üstüne, feldspatik porselen yerleştirilerek restorasyon tamamlanır.<sup>34, 92</sup> In-Ceram Zirconia'nın kor materyali opak olduğu için posterior bölgede kuron ve köprü protezi olarak kullanımı uygundur.<sup>73, 93, 94</sup>

**Procera All Ceram:** Procera CAD/CAM sistemi, 1986' da bir İsveç firması olan Nobel Biocare tarafından, kuron ve köprü protezleri için titanyumdan alt yapılar

üretilmesi gerekçesiyle geliştirilmiştir. Sistem, biyolojik özelliklerinden ötürü, metal-seramik çalışmalarında titanyum kullanılmaya başlanmasından sonra doğmuştur. Titanyum alt yapı üretimi için döküme alternatif başka bir yol aranırken Procera sistemi ortaya çıkmıştır. 1993'de, yoğun olarak sinterlenmiş, saf ve yüksek dayanıklılıkta % 99,5 oranında alüminyum oksit içeren seramik alt yapılar Procera All Ceram sistemi ile üretilmeye başlanmıştır. İlk yıllarda bu sistem sayesinde, anterior ve posterior bölgelerde tek diş restorasyonları için tam seramik kuronlar üretilirken, güncel yaklaşımlarda ilave olarak laminate veneer ve köprü restorasyonları da yapılabilmektedir.<sup>95, 96</sup> Bükülme dayanımı 687 MPa'dır. Alüminyum oksit alt yapıli restorasyonlar bu sistemle üretilmektedir.<sup>97</sup>

**Synthoceram:** İlk olarak Denissen ve ark.<sup>98</sup> tarafından bu sistem tanıtılmıştır. CICERO (Computer Integrated Ceramic Reconstruction) sisteminde cam infiltre edilmiş yüksek dayanımlı alüminyum oksit seramik kullanılır. Alt yapılar lazerle tarama, sinterleme ve bilgisayar destekli frezeleme yöntemleri ile üretilmektedir. Diş preparasyonunun yanı sıra, komşu ve antagonist dişler de lazer tarayıcı ile 3 boyutlu olarak taranarak bilgisayar ortamına aktarılır. Bilgisayarda dizayn edilen bu alt yapılar, alüminyum oksit bloklardan frezelenir ve sinterlenir.<sup>99</sup> Daha sonra içerisinde lösit içermeyen bir cam seramik olan Syntagon (CICERO, Hoorn, Hollanda) ile üst yapısı oluşturulmaktadır.<sup>100</sup>

**Turkom Cera:** Piyasadaki mevcut tam porselen sistemlerinden daha yüksek dirence sahip saf alüminyum oksit (%99,98) elde edebilmek amacıyla, 2005 yılında geliştirilmiştir. Daha yüksek kırılma direncine sahiptir. (530-670 MPa) Anterior ve posterior tek kuron restorasyonları, anterior ve posterior 3 veya 4 üyeli köprü restorasyonları ve de tüm çene restorasyonlarının yapımında kullanılabilir.<sup>74, 101, 102</sup>

Turkom Cera sistemini uygularken özel ekipman gerektirmemesi, sinterleme işleminin ardından büzülme göstermemesi, çalışma süresinin kısa olması sistemin avantajları olarak belirtilmektedir. Üretim aşamasında iki kat plastik folyo kullanılmaktadır. Bu teknikte, çalışma modelinden alınan güdük, 0,1 mm kalınlığındaki plastik kırmızı folyo ile sarılır ve jel halindeki alumina karışımına daldırılır. Kısa süreliğine kurumaya bırakılan jel, daha sonra 1150°C'de 5dk fırınlanarak aluminöz porselen alt yapı elde edilir. Daha sonra, 'crystal hardening (kristal sertleştirme)' adı verilen cam infiltrasyon işlemine geçilmektedir. Kristal sertleştirme işlemine başlamadan önce sinterlenmiş kopingin uyumu ve konturları kontrol edilir. Kristal sertleştirme sistemin tozu kullanılarak yapılır. Bu aşamada renklendirilmiş cam tozları pat haline getirilir ve hazırlanan alt yapının üstüne uygulanır. 30 dakika boyunca 1150°C'de tekrar fırınlanır. Fırınlama sonrası fazla cam materyal, air abrazyon veya frezeleme işlemi ile uzaklaştırılır.<sup>74, 101, 102</sup>

Turkom Cera, sahip olduğu alumina sayesinde bilinen birçok alt yapı materyaline göre daha hafiftir. Bu hafiflik, tek kron başına yaklaşık 0,2 g'dir. Ortalama olarak 13 üyeli bir köprü 2,5 g kadar gelmektedir. Turkom Cera yapısı gereği ince bir katman halinde istenilen dayanıklılık derecesine erişebilmektedir. Bu kalınlığın anterior tek kuronlar için ortalama 0,3 mm kadar olması gerekir. Posterior da ise kalınlığın 0,5 mm'nin altına inmemesi gerekir.<sup>103</sup> Turkom Cera alt yapının veneerlenmesinde VITA VM 7 (VITA Zahnfabrik, Bad Sackingen, Almanya) veneer seramiği kullanılır. VITA VM 7; bütün alüminyum oksit alt yapılar için geliştirilen düşük ısı porselenidir.<sup>104</sup>

#### **2.4.5.3. Zirkonya Seramikler**

**Cerec Sistemi:** Bilgisayar teknolojisi ile dizayn edilen ve üretimi yapılan dental restorasyonların hazırlanmasında en yaygın olarak kullanılan sistemlerden biri CEREC'tir. CEREC kelimesinin açılımı 'Chairside Economical Restorations of Esthetic

Ceramics' kelimelerinin baş harflerinden oluşmuştur.<sup>105</sup> Mormann ve Brandestini<sup>106</sup> tarafından 1984 yılında bu sistem ilk kez kliniğe girmiştir. 1992 yılında Cerec 1, 1994 yılında Cerec 2, 2000 yılında Cerec 3 ve de 2014 yılında da Cerec SW 4.2.4. olarak piyasaya sürülmüştür.<sup>107</sup> İlk zamanlarda yaşanan; yetersiz marjinal uyum ve okluzal morfolojinin tam yansıtılmaması gibi problemler son dönemlerde geliştirilmiş güncel yazılım programları ile aşılmaya çalışılmaktadır.<sup>106, 108</sup> Hekimlerin klinik uygulama esnasında ölçü işlemini ortadan kaldırabilmesi için sistemle uyumlu intraoral kamerası, bilgisayar yazımlı, frezleme ünitesi ve sinterleme fırını (Zyrcomat) bulunan CEREC InLab sistemi, hem modeli hem de mum modelajı tarayabilir. Taranan model üstünde, bilgisayar ortamında alt yapının tasarımı yapılır. Tasarımı yapılmış alt yapılar, CAM ünitesine yerleştirilmiş olan zirkonya bloklardan freze işlemiyle elde edilir. Zyrcomat 'ta yapılan sinterleme sonucunda zirkonya blokta yaklaşık % 20 oranında bir büzülme meydana geleceğinden dolayı alt yapının, freze cihazında final boyutundan % 20 daha büyük hazırlanması gerekmektedir.<sup>109</sup> Firmanın piyasada olan blokları Vitablocks Mark I, Vitablocks Mark II, CEREC ProCAD, Dicor MGC, CEREC Vitablocks In-Ceram Alumina ve CEREC Vitablocks In-Ceram Zirconia' dır. Diğer sistemlerle kıyaslandığı zaman; daha düşük maliyetli olması, zirkonyadan başka blokları da işleyebilmesi ve zirkonya alt yapıyı 6 farklı renk ile renklendirebilmesi bu sistemin avantajları arasında sayılabilir. Ancak CEREC InLab sistemi ile 3 üyeden daha uzun bir köprü yapılamaz ve okluzal yüzey şekillendirmesi yetersiz kalmaktadır.<sup>110</sup>

**DC-Zirkon:** Bu sistem ilk kez 1990 yılında kullanılmaya başlanmıştır.<sup>111</sup> Alt yapının oluşturulması CAD-CAM ile gerçekleştirilir. Sistem 'tam otomatik lazer projeksiyonu ile çalışan optik tarayıcı' (Preciscan), 'Dentform yazılım' (DCS) ve 'frezeleme makinası' (Precimill) olmak üzere üç bölümden oluşur. Alt yapı, tam sinterlenmiş prefabrike Y-TZP zirkonya bloklarından, direkt olarak istenilen final

boyutlarda frezelenir. Frezeleme işleminden sonra herhangi bir fırınlama prosedürü ve sinterleme büzülmesi gözlenmez. Bazı üretici firmalar, tam sinterlenmiş blokların frezlenmesi esnasında mikro çatlakların oluştuğunu iddia ederken, bazı firmalar ise bu sistemde büzülme meydana gelmemesinden ötürü çok iyi bir marjinal uyum elde edildiğini bildirmektedir.<sup>112, 113</sup>

**Lava:** 2003 yılında kullanıma sunulan bu sistem, yüksek dayanıklılıkta zirkonyum blokları kullanmaktadır. Suda çözünmeye karşı direnci ve zirkonyuma özgü sertleşme mekanizması gibi sebeplerle posterior bölgede köprü restorasyonlarında kullanımı endikedir. Zirkonyum blokların yarı sinterlenmiş olmasından dolayı freze edilebilmeleri kolaydır.<sup>114</sup> Dental laboratuvarın model elde etmesinin ardından milling merkezi, optik tarayıcı kullanarak bunu dijital hale dönüştürür. Restorasyon, özel olarak geliştirilen yazılım programı (CAD) ile tasarlanır. Bilgilerin tamamı, Lava Form frezeleme makinesine aktarılır. Restorasyonda tercihe göre renkendirme işlemi yapılır ve Lava Therm fırınında sinterleme işlemi gerçekleştirilir. Sinterlenmiş alt yapı sonradan Lava Ceram ile veneerlenir.<sup>115</sup>

**Kavo Everest:** Kavo firması tarafından üretilmiş, anterior ve posterior bölgelerde uygulanabilen kuron ve köprü protezlerinin alt yapısının hazırlanması için kullanılan bir CAD/CAM sistemdir. Temel olarak; tarayıcı ünite (Everest scan), aşındırıcı ünite (Everest engine) ve sinterleme fırınından (Everest therm) oluşur. Sistemin, sinterlenmemiş zirkonya blokları (Kavo Everest ZS-Blank) ile beraber, tam sinterlenmiş zirkonya blokları (Kavo Everest ZS-Blank) da bulunmaktadır.<sup>110, 116</sup>

**Zeno Tec:** 2005 yılında Wieland firmasının piyasaya çıkarttığı bu sistem, üç boyutlu lazer tarayıcı, sinterleme fırını, freze makinesi ve vakumunu içermektedir. Ölçü alındıktan sonra modeller hazırlanır, lazer tarayıcı ile birlikte taranır. CAM ünitesinde sinterlenmemiş zirkonya bloklarından hazırlanan alt yapılar, normal boyutlarından

yaklaşık %20 daha büyük hazırlanır. Sinterleme işleminde ZENO Fire sinterleme fırını kullanılmaktadır. Alt yapı, 12 saatlik sinterleme işleminin sonrasında gerçek sertlik ve boyuta ulaşır.<sup>117</sup>

**Cercon:** Bu sistemde diğer sistemlerden farklı olacak şekilde, bilgisayar destekli dizayn yapılmamaktadır. Alt yapısı, konvansiyonel mum modelaj tekniği ile hazırlanmaktadır. Cercon Brain ünitesinde bulunan lazer tarayıcı ile mum modelaj taranır. Elde edilen bilgiler, yazılım frezeleme ünitesine aktarılır. Alt yapı, yarı sinterlenmiş homojen zirkonya bloklarından, özel tungsten karpit frezler ile daha büyük olacak şekilde frezelenir. Frezeleme işleminin ardından alt yapı, ‘Cercon brain’ ünitesinden çıkartılır. Yaklaşık %25-30’luk sinterlenme büzülmesini kompanse edecek şekilde daha hacimli hazırlanan alt yapılar, 1350 °C’de 6-8 saat süreyle ‘Cercon heat’ fırınında sinterlenir ve istenilen final boyutları elde edilmiş olur.<sup>3</sup> Tek kuron, 3-5 üyeli köprü ya da implant üstü kuron köprü protezlerinde kullanılabilir.<sup>112, 118</sup>

**ZirkonZahn:** Bu sistem sayesinde hem CAD/CAM hem de MAD/MAM (Manual Aided Design/Manual Aided Manufacturing) yöntemi kullanılarak üretim yapılabilmektedir. MAD/MAM yönteminde alt yapı, ışıkla polimerize olan kompozitle dizayn edilmektedir. Restorasyonun şekillendirilebilmesi için kompozit, dizayn makinesinin okuyucu ucunun bulunduğu tarafta, ZirkonZahn blok ise, aşındırma işleminin yapılacağı tarafta bulunmalıdır. Okuyucu frez, teknisyen tarafından hazırlanmış kompozit alt yapı üzerinde manuel olarak hareket ettirilirken, diğer yandan kesici frez zirkonya blok üzerinde susuz ortamda restorasyonu şekillendirmektedir. Daha sonra restorasyon 16 saat süreyle 1500 °C’de sinterlenir. CAD/CAM sisteminde ise model, optik olarak Optical Scanner S 600’ de taranır, bilgisayar yazılımı sayesinde alt yapı tasarımı yapılır ve CAD/CAM M5 kullanılarak zirkonya bloktan alt yapı frezelenerek hazırlanır. ZirkonZahn, düşük maliyetli olması nedeniyle birçok



laboratuvar tarafından tercih edilir. Alt yapıyı tasarlarken bir tarayıcı ile birlikte modellerin taranma gereksinimi yoktur. Bu nedenle birbirine paralel olmayan ve andırkat bulunduran kesimlerde, diğer sistemlere göre daha kolay restorasyon hazırlanabilir.<sup>102, 110</sup>

## **2.5. Adezyon (Bağlanma)**

Adezyon; farklı moleküller arasında oluşan çekim kuvvetidir. Bu çekim kuvveti, birbirine benzer moleküller arasında olursa kohezyon olarak tanımlanmaktadır. Adezyonu oluşturan maddeye adeziv denir. Adezivin uygulandığı maddeye ise adherent adı verilmektedir. Adezyon oluşması için, adeziv ve adherent arasında tam bir temas oluşması gerekmektedir. Diş hekimliğinde adezyon (dental adhesion), bağlanma (dental bonding) olarak adlandırılmaktadır.<sup>25, 63</sup> Adezyon; fiziksel, kimyasal ya da mekanik şekilde gerçekleşebilir. Fiziksel adezyon, Van der Waals kuvveti ya da diğer elektrostatik etkileşimler sonucu farklı yapıdaki düz yüzeyler arasında oluşan ve oldukça zayıf olan bir bağlanma türüdür. Kimyasal adezyon, diş yapısı ve restorasyon ya da yapıştırıcı maddelerin atomları arasında oluşan sınırlı ve yine zayıf bir bağlanmadır. Mekanik adezyon ise girintili çıkıntılı yüzeyleri düzensiz materyaller arasında oluşan güçlü kilitlenmedir. Girinti ve çıkıntıların mikroskobik biçim ve dağılımları bağlanmanın gücünü belirler. Diş hekimliğinde adezyon ilk olarak mekanik bir kilitlenme ile gerçekleşir. Bu kilitlenmede kimyasal adezyonun katkısı olsa dahi, asıl bağlanmaya katkısı sınırlı olmaktadır.<sup>25, 63</sup> Güçlü bir adezyon elde etmek için adherent yüzeyinin çok temiz olması gerekmektedir. Tükürük, biofilm ve diğer organik debrisler diş yüzeyinde her zaman bulunur. Diş preperasyonu sonrasında ise kesim yüzeyleri smear tabakası ile kaplanır. Bu kontamine edici materyaller, adherentin yüzey enerjisini azaltarak ıslanabilirliğini azaltır. Adeziv, adherent yüzeyine ne kadar iyi akar ve de yüzeyi ne kadar iyi ıslatırsa o derece güçlü bir adezyon oluşmaktadır. Islanabilirlik,

değim açısı ( $\theta$ ) ile ölçülür. Değim açısı, adherent yüzeyine damlatılan adeziv in oluşturduğu küre parçacığına, her iki maddenin birleştiği noktadan çizilen teğet ile adherent yüzeyi arasında oluşan açıdır. İdeal olan değim açısının sıfır dereceye yakın olmasıdır. Eğer tam anlamıyla bir ıslatma meydana gelmişse yüzey açısı sıfıra yaklaşır. Adezivin yüzey gerilimi ne kadar düşükse değim açısı da o kadar azalacak ve daha güçlü bir adezyon oluşacaktır. Başka bir deyişle adezivin yüzey gerilim değeri adherentin kritik yüzey gerilim değerine eşit ya da daha küçük olmalıdır.<sup>25, 63</sup>

### **2.5.1. Mineye Adezyon**

Mine dokusu, kimyasal olarak ağırlıkça %96-98 inorganik, %1-3 organik ve %1-5 su ve diğer maddelerden oluşur. İnorganik yapının ağırlıkça %86-98 oranındaki kısmı hidroksiapatit kristallerinden, organik yapının ise kollajenden oluşmaktadır. Yapısal olarak; milyonlarca mine prizmasından, prizma kınından ve aralarındaki interprizmatik matriksten meydana gelmektedir. Mine prizmaları sıkıca paketlenmiş ve dalgalı bir şekilde örtülmüştür ve her biri mine-dentin bileşiminden başlar ve dışın dış yüzeyine doğru dik olacak şekilde uzanır.<sup>119, 120</sup> Mine yüzeyine asit uygulandığı zaman, mine prizmaları kısmen çözünerek hidroksiapatit kristalleri arasında mikroporöziteler oluşmakta, minenin yüzey enerjisi, bağlanma alanı ve ıslanabilirliği artmaktadır. Akıcı adeziv bileşenler, asitlenmiş yüzeye uygulandığında, yüzeydeki mikroporöziteli yapının içine nüfuz ederek rezin tagları oluşturur ve adezivin polimerizasyonundan sonra mikro mekanik kilitlenme ile bağlanma sağlanır.<sup>25, 63, 119, 121, 122</sup>

### **2.5.2. Dentine Adezyon**

Dentin dokusu kimyasal olarak yaklaşık %70-75 oranında inorganik, %15-20 oranında organik elemandan ve %5-15 oranında su ve diğer maddelerden oluşur. İnorganik yapının büyük bir bölümünü ise hidroksiapatit kristalleri oluşturur ve organik matriks içerisine gelişigüzel bir biçimde dağılmıştır. Organik yapı ise başlıca

kollajenden oluşmaktadır. Dentin mineden daha az fakat sement ve kemikten daha fazla mineralizedir.<sup>119, 120</sup> Dentin içinde çok sayıda tübül bulunmaktadır ve bu tübüllerin içerisinde odontoblastların protoplazmik uzantıları ve dentin lenfi yer almaktadır. Bu nedenle dentin dokusu mineye göre daha nemlidir ve organik içeriği daha çoktur. Bu tübüller, pulpadan başlayıp dentin içerisinde ilerleyerek mine-dentin sınırına ulaşırlar. Dentinin bu kompleks yapısı nedeniyle dentine bağlanma daha zordur.<sup>119, 120, 122</sup>

### **2.5.3. Seramik Materyale Adezyon**

Cam seramiklere hidroflorik asit uygulamasını takiben silan bağlayıcı ajanın uygulanmasıyla, cam seramik ile rezin simanlar arasında başarılı bir bağlantı elde edilmektedir. Sıvı ya da jel formunda farklı konsantrasyonlardaki hidroflorik asitin 1 ila 3 dakika süreyle cam seramik materyallerin yüzeylerine uygulanması tavsiye edilmektedir. Hidroflorik asit, seramiğin cam fazını aşındırır, yüzeydeki kristalleri ortamdan uzaklaştırır ve yüksek yüzey enerjili mikroretantif alanlar oluşturur. Silan uygulaması ise seramik yüzeyin ıslanabilirliğini artırır ve seramik yüzey ile rezin siman arasında kovalent bağlar oluşturur.<sup>7, 123</sup> Alümina ve zirkonya seramiklerin rezin simanla olan bağlantısı araştırmacılar ve klinisyenler arasında tartışma konusu olmuştur. Tribokimyasal silika kaplama ya da alüminyum oksit ile air abrazyon'un takibinde primer uygulaması ile alümina ya da zirkonya seramikleri ile rezin simanlar arasında yeterli bir adezyon sağlanmaktadır. Fakat, bu durumun klinik çalışmalarla birlikte desteklenmesi gerekmektedir.<sup>7, 124, 125</sup> Restoratif materyaller diş dokusuyla başarılı bir adezyon gerçekleştirirse, mikrosızıntı ve bunun neden olduğu tekrarlayan çürükler, pulpa rahatsızlıkları, kenar renklenmesi ve hassasiyet gibi sorunlar büyük ölçüde azalma gösterecektir. Ayrıca marjinal uyum iyileşir, restorasyonun ve restore edilen dişin kırılma direnci artar.<sup>121, 126-128</sup>

## 2.6. Adeziv Sistemler

Buonocore'un<sup>129</sup> 1955 yılında asit ile pürüzlendirme tekniğini tanıtması restoratif diş hekimliği tarihinde bir devrim niteliğindedir. Bu teknik sayesinde adeziv sistemlerde büyük ölçüde gelişmeler sağlanmış ve diş dokuları ile restorasyonlar arasında güçlü bir bağlantı kurulabilmiştir. Bu gelişmelerin protetik diş tedavisine yapmış olduğu en önemli katkı, adeziv restorasyonların ve tam seramiklerin geniş bir kullanım alanı bulabilmesi olmuştur.<sup>27, 34, 130</sup> Adeziv sistemler uygulama aşamalarına göre aşağıdaki şekilde sınıflandırılabilirler.

### A- Etch&rinse (Total-etch) adeziv sistemler

1. Üç Aşamalı
2. İki Aşamalı

### B- Self-etch adeziv sistemler

1. İki Aşamalı
2. Tek Aşamalı (All in one)

### C- (Rezin Modifiye) Cam İyonomer Adezivler<sup>121, 128</sup>

#### 2.6.1. Etch&Rinse (Total-Etch) Adeziv Sistemler

Etch&rinse adeziv sistemler üç basamaklı ve iki basamaklı olmak üzere ikiye ayrılmaktadır. Üç basamaklı sistemlerde asit, primer ve bonding işlemleri ayrı ayrı uygulanmaktadır. İki basamaklı sistemlerde ise daha kolay bir kullanım için asit uygulandıktan sonra, tek şişe haline getirilmiş primer ve bonding uygulanmaktadır. Bu sistemlerin her ikisi de ayrı bir asitle pürüzlendirme ve yıkama işlemi içerirler.<sup>121, 131</sup> Asitleme ve yıkama anlamına gelen etch&rinse yöntemi, günümüzde hala mineye etkin ve sürekli bir bağlanmanın sağlanmasında en etkili sistem olarak gösterilir. Asitleme, diş dokusu yüzeyinin adeziv rezinle bağlantısındaki en önemli işlevi gören mikro mekanik tutuculuk için uygun hale getirilme aşamasıdır. Mine dokusunda hidroksiapatit

kristallerinin çözünmesine sebep olan asit uygulaması, dentinde neredeyse tamamını kaldırarak mikroporöz yapıda bulunan kollajen ağını ortaya çıkartmakta ve smear tabakasını uzaklaştırmaktadır.<sup>25, 63, 121, 131, 132</sup> Etch&rinse adeziv sistemleri, aseton, su, etanol gibi organik çözücülerde çözülmüş hidrofilik monomerleri içeren primerin uygulanması için, yeterli yüzey neminin bulunma zorluğundan dolayı teknik hassasiyet gerektirir. Dentin yüzeyinde bulunan az miktardaki nem, kollajen fibrillerin büzülmesi önler ve rezinin bağlanma dayanıklılığına olumlu yönde etki eder. Aşırı nem ise, yüzeyde ve yüzeyin hemen altında yer alan pürüzlü yapının su ile kaplanmasına neden olarak hibrit tabakasının oluşumunu olumsuz etkiler. Ayrıca hidrofilik monomerin konsantrasyonu düşer, monomerin su ile yer değiştirmesi zorlaşır ve zayıf bir bağlantı oluşur. Geleneksel wet-bonding (aseton wet-bonding) tekniğindeki suyun mevcudiyetiyle ilişkili problemleri önlemek için etanol wet-bonding konsepti önerilmektedir. Etanol wet-bonding tekniğinin rezin infiltrasyonunu olumlu yöne etkilediği, bağlanma dayanımını arttırdığı ve hibrit tabakasındaki nanosızıntıyı ile mikro-geçirgenliği azalttığı belirtilmiştir.<sup>121, 122, 131, 133</sup> Etch&rinse sistemlerin klinik uygulamalarının üçüncü basamağını, bisfenol glisidil metakrilat (bis-GMA), üretan dimetakrilat (UDMA) gibi hidrofobik monomerlerden ve HEMA gibi ıslatıcı ajanlardan oluşan, bonding ajan olarak adlandırılan adeziv rezin uygulaması oluşturmaktadır. Adeziv rezin, hibrit tabakanın stabilizasyonunu sağlar ve dentin kanallarının içerisinde rezin tagların oluşumuna imkan verir.<sup>25, 119, 121, 133</sup>

### **2.6.2. Self-Etch Adeziv Sistemler**

Etch&rinse adeziv sistemlerin teknik hassasiyete sahip oluşu, self-etch sistemlerinin geliştirilmesine neden olan en önemli faktör olarak gösterilmektedir. Bu sistemler ayrı bir basamakta asitleme ve yıkama fazına gereksinim duymazlar. Mine ve dentini aynı anda demineralize eden ve primerin infiltrasyonunu sağlayan asidik

monomerler içermektedirler. Böylece klinik uygulama zamanı azalır ve işlem süresince hata yapma olasılığı da düşer.<sup>121, 122, 131</sup> Asitleme sonrası yıkama işlemi yapılmadığı için smear tabakası ve demineralizasyon ürünleri ortamdaki uzaklaşmaz ve adeziv rezin içerisine dahil olur. Ayrıca yüzeyin fazla kurutulması sonucu kollajen fibrillerin büzülmesi ya da bağlanmayı engelleyecek ölçüde ıslak kalma riski de ortadan kalkmış olur. Asitleme ve rezin infiltrasyonu eş zamanlı olduğundan açığa çıkan dentin tübül alanları hemen örtülür ve post-operatif duyarlılığın oluşmaması beklenir.<sup>121, 122, 134</sup> Self-etch adezivler, iki ya da tek aşamalı olarak uygulanabilmektedir. İki aşamalı self-etch sistemlerde, ilk aşamada asidik monomer ilave edilen hidrofilik primer ajanı uygulanır daha sonra hidrofobik rezin uygulamasına geçilir. Tek aşamalı sistemlerde ise, asidik monomer ilave edilmiş primer ve adeziv tek bir şişede birleştirilmiş ve aynı anda uygulanmaktadır.<sup>63, 121, 134</sup> Self-etch sistemlerin içerdikleri asit derecelerine göre sınıflaması; kuvvetli self-etch adezivler ( $\text{pH} \leq 1$ ), orta kuvvetli self-etch adezivler ( $\text{pH} \approx 1.5$ ) ve hafif self-etch adezivler ( $\text{pH} \geq 2$ ) şeklinde yapılabilir.<sup>63, 121, 122, 134</sup> Yakın zamanda ise, asiditesi oldukça düşük olan ( $\text{pH} > 2.7$ ) ultra-hafif self-etch adezivler geliştirilmiştir. Bu adezivler dentinde sadece çok yüzeysel bulunan kollajeni açığa çıkarırlar ve dentin ile nano düzeyde etkileşim gösterirler.<sup>122, 131, 134</sup> Kuvvetli self-etch adezivler, smear tabakasını ve hidroksiapatit kristallerini tamamen eriterek dentini demineralize eder. Bağlanma mekanizması ise etch&rinse sistemlerine benzer. Hafif self-etch adezivler dentinde yaklaşık olarak 1  $\mu\text{m}$  derinlikte demineralize alan oluşturarak yüzeysel bir hibrit tabakası oluşturmaktadırlar. Hafif self-etch adezivler kollajen fibrillerin etrafında önemli sayıda hidroksiapatit kristalleri bırakarak dentini kısmen demineralize ederler.<sup>121, 122, 134</sup> Hafif ve ultra-hafif self-etch adezivlerin yapısındaki 4-metakriloksi etil trimellitik asit (4-MET), 2-metakriloksi etil fenil hidrojen fosfat (phenyl-P) ve metakriloksesil dihidrojen fosfat (MDP) gibi

fonksiyonel monomerlerin kollajen fibrillerin etrafında kalan hidroksiapatit kristallerinin kalsiyum iyonları ile kimyasal bağlanma oluşturması bu adezivlerin önemli avantajlarından biridir. Self-etch sistemlerinde MDP içeren adezivler sıklıkla kullanılır.<sup>131, 135</sup>

### **2.6.3. Cam İyonomer Adezivler**

Cam iyonomerler florit salınımı yapabilen ve diş dokularına herhangi bir yüzey pürüzlendirmesi gerektirmeden kendi kendine bağlanabilen materyallerdir. Buna rağmen, polialkenoik asit ile yüzey pürüzlendirilmesi yapılarak, bu materyallerin diş dokularına olan bağlanma dayanıklılığı artırılabilir. Bu yüzden cam iyonomerler iki ya da tek aşamalı olarak kullanılabilir.<sup>63, 136</sup> Polialkenoik asit uygulaması smear tabakasını uzaklaştırarak dentini kısmen demineralize eder. Bu sayede, cam iyonomer adezivlerin bağlanma mekanizması; polialkenoik asitin karboksil grupları ile açığa çıkan kollajen ağı etrafındaki kısmen demineralize hidroksiapatitin kalsiyum iyonları arasında meydana gelen kimyasal bağlanma ve cam iyonomer komponentlerinin yüzeye penetrasyonu sonucunda oluşan mikro mekanik bağlanma olmak üzere çift yönlüdür.<sup>121, 134</sup>

### **2.7. Rezin Simanlar**

Seramik restorasyonların adeziv olarak yapıştırılmasında rezin simanlar tercih edilir. Rezin simanların kompozisyonları ve özellikleri geleneksel restoratif kompozitlere benzerdir.<sup>8</sup> Buna göre; rezin simanlar, kompozitler gibi üç ana bileşenden oluşurlar.<sup>7</sup>

#### **2.7.1. Organik Matriks**

Kompozit rezinlerin organik matriksi metakrilat bazlı Bis-GMA ya da dimetakrilat bazlı UDMA veya TEGDMA monomerlerini içerir.

### **2.7.2. Ara Bağlayıcılar**

Organik matriks ve inorganik doldurucular arasındaki bağlanmayı sağlayan ara fazdır.

### **2.7.3. İnorganik Doldurucu Partiküller**

Organik matriks içerisine farklı şekil, boyut, oran ve yapıda doldurucu partiküller ilave edilmiştir. Rezin simanlarda; doldurucu partiküllerin boyutu ve oranı azaldıkça materyalin akışkanlığı, yüzeyi ıslatabilme kapasitesi, restorasyonun yerine konumlandırılmasında sağladığı kolaylık ve estetik özellikleri artarken, bağlanma dayanıklılığının azaldığı bildirilmiştir.<sup>7, 8, 137</sup>

Rezin simanlar polimerize olma şekillerine göre; otopolimerizan (kimyasal olarak polimerize olan), ışık ile polimerize olan (light-cured) ve hem kimyasal hem de ışık ile polimerize olan (dual-cured) rezin simanlar olarak sınıflandırılırlar.<sup>7</sup> Porselen laminat venerlerin simantasyonunda ışıkla polimerize olan (lightcured) yapıştırıcı rezin simanlar tercih edilir.<sup>138</sup> Işıklı polimerize olan yapıştırıcı rezinlerin en önemli avantajı dual-cured veya kimyasal olarak polimerize olan materyallere göre hekime daha fazla çalışma zamanı sağlamalarıdır. Bu durum hekimin, polimerizasyon öncesinde kenarlara taşan fazla simanı uzaklaştırmasına olanak tanır ve restorasyonların bitirme işlemleri için gereken süreyi kısaltır. Ayrıca, ışıkla polimerize olan sistemlerin renk stabilitesi, dual veya kimyasal olarak polimerize olan sistemlerle karşılaştırıldığında daha üstündür. Ancak, porselen venerlerin ışıkla polimerize olan rezin simanların polimerizasyonu için yeterli ışık geçişini sağlayıp sağlamadığı önemli bir konudur.<sup>57</sup>

### **2.8. Simantasyon Öncesi Seramik Yüzey İşlemleri**

Rezinin sıkı bir şekilde seramik yüzeye yapışabilmesi için, mikromekanik bir yüzey kilitlemesi ve seramik yüzeyin aktivasyonu ile kimyasal bağlantı sağlanabilmesi gereklidir.<sup>7</sup>



## **2.8.1. Mekanik Yüzey İşlemleri**

### **2.8.1.1. Asitle Pürüzlendirme**

#### **a) Hidroflorik Asit:**

Hidroflorik asit seramiğin cam matriksini çözerek lösit kristalleri çevresinde mikroandırkatların oluşmasına sağlar. Akışkanlığı yüksek rezin simanlar bu boşlukları doldurarak güçlü bir mikromekanik bağlantı oluşturur. Hidroflorik asit porselen yüzeyinin asitlenmesi için sıklıkla tercih edilir. % 2.5–10 oranlarındaki konsantrasyon ve 1 dk'dan 3 dk'ya kadar değişen uygulama süreleri porselenin yüzeyinde amorf bir yapı ile çok sayıda gözenek meydana getirerek porselen ile rezin simanın bağlanmasını güçlendirir.<sup>139, 140</sup> Feldspatik porselenlerin yapıştırılmasında rezin yapıştırma simanı ile seramik yüzey arasında en kuvvetli bağlantı hidroflorik asitle pürüzlendirme ve silan ajanı uygulamasıyla elde edilmektedir. Asit uygulaması ile birlikte feldspatik seramiğin cam fazlarından biri çözünmekte ve mikro yapısında değişiklik meydana gelmektedir. Böylece bağlantı için uygun mikro yapı elde edilmiş olur.<sup>140</sup> Hidroflorik asitle seramik yüzeyinde retantif alan elde etmek, camsı içeriği zayıf olan yüksek kristalin yapıdaki seramiklerde ve saf non kristalin seramiklerde mümkün olamamaktadır. Bu seramiklerde uygun mekanik kilitlenmeyi sağlayabilmek için ilave yöntemlere gereksinim duyulmaktadır.<sup>7, 141-143</sup>

#### **b) Fosforik Asit**

Porselen ya da kompozit yüzeyinin pürüzlendirilebilmesi için % 35-40 oranında bulunan fosforik asitlerden yararlanılır. Hidroflorik aside göre daha az güçlü bir asittir.<sup>139, 140</sup>

### c) Asidüle Fosfat Florür

Porselen yüzeyinin güvenli ve etkili asitlenmesinde % 1.23 oranındaki asidüle fosfat florür kullanılabilir. Porselen yüzeyinde homojenize, düzgün bir yüzey yaratır.<sup>139, 140</sup>

#### 2.8.1.2. Kumlama

Air abrazyon yöntemi ile kontamine tabakalar ve oksitler uzaklaştırılarak mekanik bağlantı sağlayacak temiz ve pürüzlü yüzeyler elde edilebilir.<sup>144</sup> Yüksek dayanıklılıktaki seramik materyallerde yüzey pürüzlülüğünün artırılması yüzey enerjisini artırır ve neticesinde ıslanabilirliği artırarak rezin simanın bağlanma dayanımını yükseltmektedir.<sup>7, 145</sup> Amaral ve ark.<sup>145</sup> artan yüzey pürüzlülüğünün bağlanma yüzeyini arttırdığını, ancak bunun pürüzlü yüzeylere adezyonun genel özelliklerinin sadece az bir kısmını açıklayabildiğini ifade etmişlerdir. Bunun yanında, fiziksel ve kimyasal değişikliklerin yüzeyin enerjisi ve ıslatılabilirliğine etki ederek bağlantı dayanımını da arttırabileceğini belirtmişlerdir. Mikroretansiyon alanları yaratmak ve yüzey pürüzlülüğünü arttırmak için en çok kullanılan yöntem Al<sub>2</sub>O<sub>3</sub> tanecikleri ile air abrazyon işlemidir. Seramik veya metal yüzeye alüminyum oksit uygulandığında daha güçlü kompozit rezin bağlantısı sağlayan temizlenmiş ve pürüzlendirilmiş yüzeyler elde edilir. Al<sub>2</sub>O<sub>3</sub> içeren taneciklerin yüzeye hızla çarpması sonucunda belirli elementlerin yüzeyden uzaklaşması veya birikimi ile karmaşık reaksiyonların oluştuğu ve yüzey enerjisinin aktive olduğu belirtilmiştir. Porselen yüzeylerin simantasyondan önce pürüzlendirilmesinde 50, 100, 110 ya da 250 µ partikül büyüklüğünde kum kullanılabilmeyle beraber çoğunlukla porselen yüzeylerinin pürüzlendirilmesinde 110 µ'luk Al<sub>2</sub>O<sub>3</sub> kullanılmıştır.<sup>142, 144, 146-148</sup> Restorasyon yüzeyi ile rezin arasında adeziv bağlantı sağlayan tekniklerin birçoğunda bağlantı dayanımını

arttırabilmek için kimyasal bağlantı ajanı yüzeye uygulanmadan önce yüzeyin kumlanması gerekliliği vurgulanmaktadır.<sup>149</sup>

### **2.8.1.3. Elmas Döner Aletler İle Pürüzlendirme:**

Seramik yüzeyinin pürüzlendirilebilmesi için yüksek devirli kesici aletlerden de yararlanılabilir. Seramik yüzeyinin pürüzlendirilmesinde kalın grenli elmas frezler kullanılabilir.<sup>7, 143, 150, 151</sup> Elmas frezler kullanılırsa diğer yöntemlere kıyasla daha pürüzlü yüzeyler elde edilebilir.<sup>143</sup> Elmas frezlerle aşındırılmış yüzeylerin SEM ile incelenmesinde, gözeneklerin oluşmadığı, bunun yerine kazıma izlerinin ortaya çıktığı, bu yöntemle, seramik yüzeyinde stres yaratan keskin alanlar oluşabildiği ve bu kısımlardan restorasyonun zayıflayabildiği bildirilmiştir.<sup>139, 143</sup> Awliya ve ark.<sup>150</sup> ve Uludamar<sup>152</sup> yaptıkları çalışmalarda, sinterlenmiş yüksek oranda alumina içeren porselen yüzeylerde en iyi bağlanma dayanımını air abrazyon yapılan yüzeylerde tespit ederken, bunu elmas frezle pürüzlendirme yapılan yüzeylerin takip ettiğini bildirmişlerdir.

### **2.8.1.4. Lazer İle Pürüzlendirme**

Son yıllarda Er: YAG ve Er,Cr:YSGG lazerler kullanılarak mine ve dentin yüzeyinde pürüzlendirme işlemlerinin, çeşitli asitler kullanılarak yapılan pürüzlendirme işlemleriyle karşılaştırılması ve bunun rezin simanların restorasyona bağlanma gücüne etkisi pek çok araştırmaya konu olmuştur.<sup>153, 154</sup> Lazer enerjisi kullanılarak seramik yüzeylerin pürüzlendirilmesi yöntemi henüz çok yenidir. Seramikler üzerinde lazer kullanımını konu alan dental literatürdeki ilk çalışma, porselen yüzeyinin düzgünleştirilmesine yöneliktir.<sup>155</sup> Lazer enerjisinin temel etkisi, ışık enerjisini ısı enerjisine çevirmesi sonucu oluşur. Lazer ve madde arasındaki en önemli etkileşim lazer enerjisinin emilimidir. Er:YAG lazer, ablasyon adı verilen mikropatlamlar ve buharlaşma sonucu partikülleri ortadan kaldırır. Er:YAG lazerin çalışma prensibi;

enerjinin doku içeriğindeki su molekülleri tarafından emilmesi ile ani bir ısınma ve sonunda buharlaşmanın meydana gelmesi şeklinde olmaktadır. Yüksek buhar basıncı çok sayıda mikro patlamaya sebep olur ve bu mikro patlamalar sonucu madde kaybı oluşur. Sonuç olarak meydana gelen krater ve gözenekler mikromekanik retansiyona katkı sağlar.<sup>156</sup> Gökçe ve ark.<sup>157</sup> çalışmalarında IPS Empress II seramiğın rezin simanla bağlantısında asit uygulaması ile Er:YAG lazerin farklı enerjilerinin (300, 600, 900 mJ; 20 Hz) etkisini karşılaştırmışlardır. Araştırmacılar, Er:YAG lazer 300 mJ, 20 Hz uygulamasının bağlantıyı arttıran bir yüzey işlemi olduğunu bulmuşlardır. Çalışmada, daha yüksek bağlantı değerleri elde edilmiştir. Öte yandan yüksek enerji değerlerinin (600, 900 mJ) ise bağlantı değerlerini düşürdüğü görülmüştür. Araştırmacılar, yüksek lazer enerjilerinin ısı hasarlı bir tabaka oluşturabileceğini ve bu tabakanın da zayıf bağlantıya sebep olabileceğini belirtmişlerdir. Silveria ve ark.<sup>158</sup> air abrazyon, silika kaplama ve Nd:YAG lazer uygulamalarının In-Ceram Alümina seramik ile rezin siman arasında oluşan bağlantıya etkisini incelemişlerdir. Cavalcanti ve ark.<sup>159</sup> yüzey işlemleri ve metal primerlerin Y-TZP seramiklerin rezin simanlar ile bağlantısı üzerine etkisini inceledikleri çalışmada, air abrazyon, Er:YAG lazerle pürüzlendirme gibi yüzey işlemlerinin etkisini karşılaştırmışlardır. Air abrazyon işleminin test edilen simanlarda bağlantı kuvvetini arttırdığını, ayrıca air abrazyon ve lazer uygulamasının Bis-GMA bazlı rezin simanda MDP bazlı simandan daha yüksek değerlerde bağlantı kuvveti verdiğini belirtmişlerdir. Metal primerlerin yüzey işlemleri ve rezin simanlara bakılmaksızın bağlantı kuvvetini arttırdığını bildirmişlerdir. Van Meerbeek ve ark.<sup>154</sup> mine ve dentini pürüzlendirmek için elmasla abrazyon, air abrazyon ve lazer kullanmışlardır. Çalışmalarında Er:YAG (Fotona) lazer cihazını, kullanarak, mine yüzeyine bağlanmayı lazerle pürüzlendirme yönteminde en düşük bulmuşlardır. Uludamar<sup>152</sup> YZP seramiklerin rezin simanlar ile bağlantısı konusunda yaptığı

çalışmada, air abrazyon, Er:YAG lazerle pürüzlendirme gibi yüzey işlemlerinin etkisi karşılaştırmıştır en düşük bağlanma kuvvetini kontrol grubu ve lazerle pürüzlendirme yönteminde bulmuştur.

#### **2.8.1.5. Plazma Spreyi Yöntemi**

İyon, elektron, atom ve nötral parçacıklar içeren, kısmen iyonize edilmiş bir gaz olan plazma spreji yöntemi ile de yüksek bağlantı değerleri elde edilebilir.<sup>160, 161</sup> Gazın istenilen şekilde iyonize olabilmesi için vakum koşullarında hazırlanması gerekmektedir. Yüksek frekanslı bir jeneratör gazı iyonize ederek plazmaya çevirir. Bu teknik bir çok materyal ve koşulda fazlasıyla çalışma alanı bulabilmiştir.<sup>162</sup> Derand ve ark.<sup>162</sup> Farklı yüzey işlemleri uygulanan (silan, plazma spreji ve düşük ısı porselen mikro incileri), zirkonyum dioksit örnekleri karşılaştırmışlar ve plazma spreji ve düşük ısı porselen mikro incileri uygulanan grupların rezin simanın zirkonyum yüzeyine bağlantı direncini arttırdığını bildirmişlerdir.

#### **2.8.2. Kimyasal Yüzey İşlemleri**

##### **2.8.2.1. Silan Uygulaması**

Silika esaslı seramiklerde yüzeye silan uygulanması rezin simanın kimyasal olarak seramik yüzeyine bağlanma gücünü artırır. Silan molekülü iki fonksiyonludur. Hidroksil grubu ile seramik yüzeyindeki silikon dioksitlere tutunurken, diğer fonksiyonel grubu ile de rezin organik matrikse bağlanarak kopolimer oluşturur.<sup>163</sup> Kimyasal bağlantı için en çok kullanılan ajan silan bağlantı ajanı 3-methacryloxypropyltrimethoxysilane (MPS)'dir. Silan bağlantı ajanı bifonksiyonel bir moleküldür ve silikondioksit ile seramik yüzeyindeki OH-gruplarına bağlanır. Aynı zamanda seramik yüzeyinin ıslanabilirliğini arttıran silan bağlayıcı ajanları rezinin organik matriksi ile kopolimerize olabilen fonksiyonel gruba sahiptirler. İçeriklerindeki zayıf asitler ile siloksan bağlarını yaparlar. Sonuç olarak silika bazlı seramiklerde asitle

pürüzlendirmeyi takiben silan bağlantı ajanı uygulaması ile başarılı bir bağlantı sağlanırken, tam tersi kimyasal olarak stabil, silika içermeyen Y-TZP seramikler ile bu yöntemler ne yazık ki başarılı olamamaktadır.<sup>164</sup> Silanizasyon, cam infiltre alüminyum oksit seramiklerde kimyasal bir bağlantı oluşturamaz ancak air abrazyondan sonra yüzeyin ıslatılmasına yardımcı olabilir.<sup>141</sup>

### **2.8.3. Mekanik ve Kimyasal Yüzey İşlemleri**

#### **2.8.3.1. Silika Kaplama İşlemi**

##### **a) Pirokimyasal Silika Kaplama**

Kollodial silikanın yüksek derecelerde uygulanmasıyla geliştirilen silika kaplama yöntemidir. Silicoater™ Classic, Silicoater™ MD ve Siloc™ dental laboratuvarlarda kullanılan ve metal ile rezin bağlantısını arttıran sistemlerdir. Yüzey kaplama solüsyonu özel bir alevden geçer ve sonuç olarak 0.1-1.0 µm kalınlığında bir silika tabakası yüzeyi tamamen kaplar. Kaplama solüsyonu tetraetoksisilan (TEOS) içerir. Son yıllarda üretilen, aynı prensiple çalışan Silanopen™ tüm seramiklere uygun olacak şekilde dizayn edilmiştir.<sup>165</sup> Zirkonyum seramikler için bu sistem kullanılmaktadır.<sup>166, 167</sup>

##### **b) Tribokimyasal Silika Kaplama**

Seramik yüzeyine uygulanan yüzey uygulamalarının başka bir tanesi de tribokimyasal silika kaplama yöntemidir.<sup>143, 149, 164</sup> Özel alet gerektiren bu işlem, günümüzde çeşitli sistemler ile gerçekleştirilebilmektedir. Bu sistemlerin prensibi; porselen yüzeylerinin ince ve camsı karakterde bir silikat tabakası ile kaplanması esasına dayanır.<sup>168</sup> Air abrazyon esnasında çarpmanın etkisiyle silika; seramik yüzeyinde 15 µm derinliğe gömülür ve böylece silika ile modifiye olan seramik yüzeyler, silanla kimyasal bağ kurabilir hale gelirler. Bu amaçla en yaygın kullanılan iki sistem CoJet ve Rocatec sistemidir. Kompozite ve silana kimyasal bağlanmaya olanak

tanıyan tribokimyasal silika kaplama işlemi alüminyum oksit esaslı tam seramiklerde önerilmektedir.<sup>145</sup>

### **2.8.3.2. CoJet Sistemi**

Bu sistem; klinikte kullanılabilen bir tribokimyasal kaplama yöntemi olup, kaplayıcı-aşındırıcı bir kum ve silandan oluşur. CoJet kumu, silika partikülleriyle modifiye edilmiş 30 µm boyutunda alüminyum oksit (Al<sub>2</sub>O<sub>3</sub>) kumudur. Materyalin içeriğinde; %97'den fazla Al<sub>2</sub>O<sub>3</sub>, %3'den az amorf silika bulunmaktadır. Dental restorasyonların ağız içi tamir işlemlerinde mekanik olarak pürüzlendirme yapılması ve soğuk silika kaplaması amacıyla kullanılmaktadır. Silika ile modifiye edilmiş 30 µm çaplı Al<sub>2</sub>O<sub>3</sub> partiküllerinin seramik yüzeyine dik bir açıyla 2-3 barlık basınç altında 15 sn boyunca püskürtülmesi sonucunda bölgenin silika ile kaplanması sağlanır. Silikatize kumun yüzeye çok yüksek enerjiyle çarptırılması sonucu; yüzey alanı artırılır ve mikro mekanik tutuculuk elde edilir. Silikatizasyon işleminden sonraki aşama; kimyasal tutuculuk sağlanması için yüzeyin silanlanmasıdır.<sup>167, 169</sup>.

### **2.8.3.3. Rocatec Sistemi**

Laboratuvarda kullanılabilen bir tribokimyasal kaplama yöntemidir. Rocatec sistemi (3M ESPE) bu konuda etkili ve kullanımı oldukça kolay bir sistemdir. İki aşamalı air abrazyon ve silan (ESPE-Sil) uygulanması şeklinde çalışır.<sup>142</sup> Rocatec Plus silika partikülleriyle modifiye edilmiş 110 µm boyutunda alüminyum oksit (Al<sub>2</sub>O<sub>3</sub>) kumudur. Materyalin içeriğinde; %95'den fazla Al<sub>2</sub>O<sub>3</sub>, %1-5'den az amorf silika veya silisyum dioksit bulunmaktadır. Rocatec sistemi; iki aşamalı bir air abrazyon sistemi ile çalışmaktadır. İlk aşamada yüzeyin temizlenmesi ve aktive edilmesi amacıyla restorasyonun yüzeyi 110 µm'lik Al<sub>2</sub>O<sub>3</sub> kumu ile 2.5 bar basınç altında kumlanır. Bu aşamaya 'Rocatec-Pre' adı verilir. İkinci aşamada ise; yüzeye silika partiküllerinin gömülmesini amacıyla 110 µm'lik SiO<sub>2</sub> kumu 2.5 bar basınç altında püskürtülür. Bu

asamaya ise 'Rocatec- Plus' adı verilir. Air abrazyon işleminde, kumlanacak yüzeyin dik açı oluşturan şekilde ve cihazdan 1 cm uzaklıkta; Rocatec-Pre için 10 sn. Rocatec-Plus için 12 saniye tutulmasına dikkat edilmesi gerekir.<sup>170</sup> Zirkonyum oksit seramiklerin yüzeyine silika kaplama ve silan uygulaması işlemleri yapıldığında, sadece air abrazyon ile elde edilen bağlantı değerlerinden daha yüksek değerler elde edilir.<sup>7</sup> Rocatec Sisteminin zirkonyum oksit seramiklerinde rezin simanlarla olan bağlantı dayanıklılığının araştırıldığı çalışmalarda Rocatec ile silika kaplama işleminin bağlantıyı arttırdığı bulunmuştur.<sup>143, 146, 167, 171-174</sup> Derand<sup>143</sup> üç farklı rezin simanın (Panavia 21, Twinlook ve Superbond C&B) bağlanma dayanıklılığını, 5 farklı yüzey işlemi uygulanan zirkonyum oksit seramik yüzeylerde incelemiştir. Bunlar hiçbir yüzey işlemi yapılmadan bırakılıp Rocatec ile silanlanan kontrol grubu, 50 ve 250 µ'luk Al<sub>2</sub>O<sub>3</sub> ile air abrazyon yapılan gruplar, 50 µ'luk Al<sub>2</sub>O<sub>3</sub> ile kumlanıp % 38'lik hidroflorik asit uygulanan grup ve elmas frezle pürüzlendirme yapılan gruplardır. Çalışma sonucunda yüzey işlemlerinden ziyade kullanılan rezin simanın, bağlanma dayanıklılığı için daha önemli olduğunu ancak SEM görüntüleri değerlendirildiğinde en pürüzlü yüzeylerin elmas frezle elde edildiğini ve bunun bağlanma direncini bir miktar arttırdığını belirtmişlerdir. Amaral ve ark.<sup>145</sup> InCeram Zirkonyaya uygulanan yüzey işlemlerinden CoJet sistem ve Rocatec Sistemin uygulanmasının ardından MPS Silan bağlayıcı ajanı uygulanan gruplarda bu işlemlerin rezin simanla olan microtensile bağlantı kuvvetlerini arttırdığını bulmuşlardır. Yapılan araştırmalarda, siman-seramik restorasyonların kopma yüzeylerinin makroskopik incelenmesinde tüm örneklerde başarısızlığın rezin siman-seramik ara yüzünde olduğu görülmüştür. Derand<sup>143</sup> ve Uludamar<sup>152</sup> yaptıkları araştırmalarda, 5 farklı yüzey pürüzlendirme işleminin rezin yapıştırma simanlarının zirkonyum seramiklere yapışmasına etkilerini incelemiştir. Tüm örneklerde kopmalar siman-seramik arayüzünde meydana gelmiştir. Kırılmaların



büyük çoğunlukla adeziv başarısızlık sonucu oluşması, rezin siman ve yttrium ile stabilize edilmiş zirkonyum oksit örnekler arasında gerçek anlamda kimyasal bir bağlantının sağlanamadığına işaret etmektedir. Literatürde zirkonyum oksit seramiklere uygulanan çeşitli yüzey işlemleri ve bu işlemlerin rezin simanlarla olan bağlantı direncine etkisinin araştırıldığı çalışmalar mevcuttur. Fakat bugün bu alternatif mekanik ve kimyasal yöntemler konusunda henüz ideal klinik bir fikir birliği bulunmamaktadır ve bu konuda daha kapsamlı araştırmaların yapılması gereklidir.

## **2.9. Bağlanma Dayanımı Testleri**

Diş hekimliğinde adeziv materyaller, restoratif materyallerin mine ve dentin yüzeyine bağlanmasını sağlamak amacıyla sıklıkla kullanılmaktadır. Klinik başarının değerlendirilmesi, yeni materyallerin geliştirilmesi, uygulama hatalarının tespiti için klinik çalışmalar ve laboratuvar testleri yapılmaktadır. Klinik çalışmalar, bir materyalin etkinliğinin değerlendirilmesinde güvenilen en önemli yöntemdir; fakat uzun zaman alır ve belirli bir standardı sağlamak güçtür. Bağlanma dayanımı, mikrosızıntı ya da marjinal uyum gibi laboratuvar testleri, adeziv materyallerin kısa sürede değerlendirilmesini sağlarlar ve materyallerin klinikte kullanımı ile ilgili bir ön bilgi verirler. Adeziv materyallerin klinik performansı, laboratuvar çalışmalarının sonuçlarına dayanarak tahmin edilebilir.<sup>63, 175-177</sup> Adeziv materyallerin mine ve dentine bağlanma gücünü değerlendirebilmek için bağlanma dayanımı testleri kullanılabilir. Makaslama (shear), gerilme (tensile) ve mikro gerilme (micro-tensile) bağlanma testleri en sık kullanılan bağlanma testleridir.<sup>176-178</sup> Gerilme bağlanma dayanımı testlerinde; bağlantı, diş dokusuna 90° derecelik bir açı ile seyreden bir kuvvet yardımı ile ters yönde test edilir. Makaslama bağlanma dayanımı testlerinde ise; iki yapı arasındaki bağlantı, yapışma yüzeyine paralel yönde etki edecek bir kuvvet ile test edilir. Bir bağlantı ajanıyla iki materyalin bağlandığı yüzeyde fraktür oluşana kadar sabit hızla kuvvet

uygulanmaya devam eden bu testlerde, bağlanma dayanımı değeri elde edilen maksimum kuvvetin bağlanma yüzey alanına bölünmesiyle hesaplanır.<sup>63, 176, 177</sup> Makaslama bağlanma dayanımı testi, nispeten uygulaması kolay ve hızlı olduğu için dental materyallerin adezyonunun tespit edilmesinde en yaygın olarak kullanılan bağlanma testidir. Bu test uygulanırken loop (ilmik), bıçak sırtı ya da çentikli uçlar kullanılabilir ve bunların bağlanma yüzeyine en yakın şekilde konumlandırılması esastır.<sup>176, 178</sup> Makaslama bağlanma dayanımı testi Uluslar Arası Standartlar Örgütü (ISO) tarafından tanımlanmıştır. ISO/TR 11405 standardı bağlanma alanı ile ilgili özel bir değer belirtmemiştir. Ancak 3 mm çapındaki bir bağlanma alanını taslak olarak göstermektedir ve piston başlığı hızının  $0.75\pm 0.30$  mm/dk olması gerektiğini vurgulamıştır.<sup>179</sup> Makaslama bağlanma dayanımı testinden sonra yapılan kırılma analizleri, elde edilen bağlanma dayanımı değerlerinin ne kadar güvenilir olduğunu belirler. Test sonrası kopma yüzeyleri görsel olarak ya da ışık mikroskobu altında incelenerek kırılma tipleri belirlenmektedir. Kırılma tipleri adeziv, koheziv ya da hem adeziv hem de koheziv kırılmanın birlikte gerçekleştiği karışık (mixed) kırılma olarak adlandırılabilir. Adeziv kırılmalar farklı materyaller arasında meydana gelmektedir. Koheziv kırılmalar ise aynı materyalin kendi içinde gösterdiği kırılmalara verilen isimdir. Bağlanma dayanımı ile kırılma tipleri arasında güçlü bir korelasyon olduğu bulunmuştur. Bağlanma dayanımı arttıkça, koheziv kırılma oranı da doğru orantılı bir şekilde artmaktadır.<sup>63, 123, 178, 180-182</sup>

### 3. MATERYAL VE METOT

Bu tez çalışması; Atatürk Üniversitesi Bilimsel Araştırma Projeleri Koordinatörlüğü (BAP) tarafından desteklenmiş (THD-2018-6364), Diş Hekimliği Fakültesi Dekanlığı 14.06.2017 tarihli ve 07/2017 nolu Etik Kurul Raporuyla onaylanmıştır.

Tez çalışmamızın uygulamaları, Atatürk Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Restoratif Diş Tedavisi Anabilim Dalı laboratuvarında yapıldı. Çalışmada 3 farklı CAD/CAM hibrit seramik ve 3 farklı adeziv sistem kullanıldı.

#### 3.1. Seramik Örneklerin Hazırlanması

Tez çalışmamızda 3 farklı CAD/CAM hibrit seramik kullanılmıştır. Bunlar Vita Enamic (Vita Zahnfabrik, Bad Sackingen, Germany), Lava Ultimate (3M ESPE, St. Paul, MN, USA) ve GC Cerasmart (GC Corp, Tokyo, Japan)' dir.



Şekil 3.1. Kullanılan CAD/CAM hibrit bloklar

**Tablo 3.1.** Hibrit seramiklerin özellikleri

<b>CAD/CAM HİBRİT SERAMİK</b>	<b>ÜRETİCİ FİRMA</b>	<b>İÇERİK</b>	<b>ADEZİV SİSTEM</b>	<b>LOT NUMARASI</b>
<i>VITA ENAMIC (VE)</i>	Vita Zahnfabrik	Alüminyum oksitle zenginleştirilmiş feldspar matriks aşılansmış polimer materyal, UDMA, TEGDMA	Silan + Rezin siman	59370
<i>LAVA ULTIMATE (LU)</i>	3M ESPE	Bis-GMA, UDMA, Bis- EMA, TEGDMA, Silika Zirkonya	Silan + Rezin siman	N721602
<i>GC CERASMART (GC)</i>	Gc America	Silika, baryum cam partikülleri, Bis-MEPP, UDMA, DMA	Silan + Rezin siman	1601061

**Tablo 3.2.** Kullanılan üniversal adezivlerin özellikleri

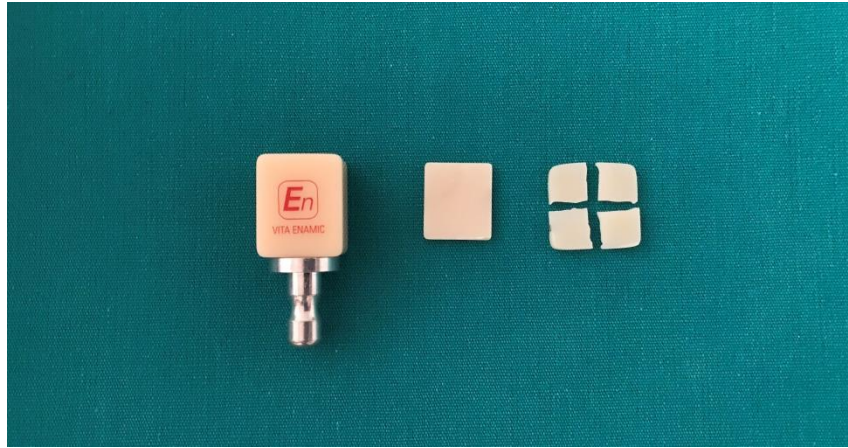
<b>UNIVERSAL BONDİNG AJAN</b>	<b>ÜRETİCİ FİRMA</b>	<b>İÇERİK</b>	<b>LOT NUMARASI</b>
<i>SCOTCHBOND UNIVERSAL BOND (SU)</i>	3M ESPE, St. Paul, ABD	MDP fosfat monomeri, dimetakrilat rezin, HEMA, Vitrebond kopolimer, doldurucular, etanol, su, inisiyatörler, silan	658426
<i>G- PREMİO BOND (GP)</i>	GC Corporation, Tokyo, Japan	MDP, fosforik asit ester monomeri, dimetakrilat, 4-MET, MEPS, aseton, silikon dioksit, inisiyatörler	160413A
<i>CLEARFIL UNIVERSAL BOND QUICK (UQ)</i>	Kuraray, Medical, Sakazu, Okayama, Japan	MDP, amid monomeri	AQ0052

CAD/CAM hibrit seramik bloklar, 1.5 mm kalınlıkta olacak şekilde ISOMET (ISOMET; Buehler, Lake Bluff, IL, USA) cihazı kullanılarak elmas testere (IsoMet® Low Speed Saw, Buehler, Illinois, USA) ile su soğutması altında kesilip dilimlendi. (Resim 3.2)



**Şekil 3.2.** Seramiklerin ISOMET cihazıyla kesilmesi

Bu işlemin sonucunda örneklerin boyutları 12x14x1.5mm haline getirildi (Resim 3.3). Sonrasında aerotor ile su soğutması altında sarı kuşak alev uçlu elmas frez yardımıyla bu örnekler de 4 eşit parçaya bölündü (6x7x1.5mm). Her bir seramik grubunda 110 örnek olacak şekilde toplamda 330 adet seramik örnek hazırlandı.



**Şekil 3.3.** Kesilen seramik örneklerin görüntüsü

Hazırlanan örnekler düz bir zemine konuldu. Üzerlerine 14mm çapında 2.5 cm boyundaki plastik borular, seramikler merkezinde kalacak şekilde kapatıldı. Boruların üzerinden, hazırlanmış olan soğuk akrilik (Imicryl; Konya Türkiye) yavaşça dökülerek polimerizasyonu beklendi. Elde edilen örneklerin üzerlerindeki düzensizliklerin giderilmesi ve düz yüzey oluşturulabilmesi için örnekler sırasıyla 600-800-1200 grid'lik su zımparası ile su altında 10'ar saniye zımparalandı.

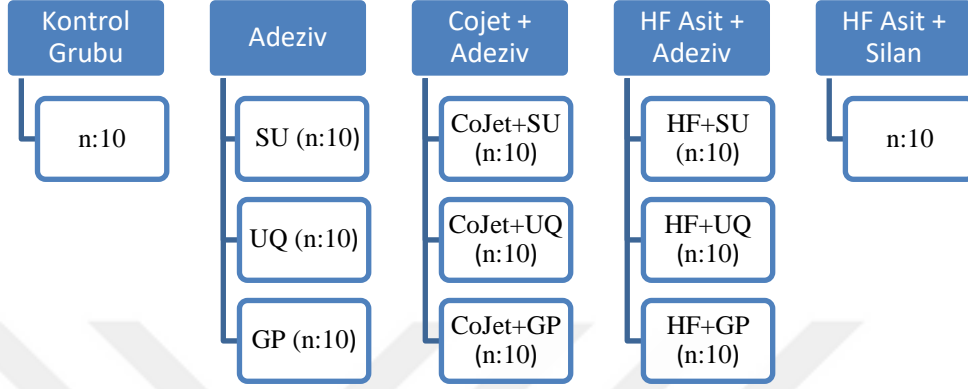


**Şekil 3.4.** Seramik örneklerin akrilik bloklar içerisine gömülmüş hali

Örnekler aşağıdaki gibi gruplara ayrıldı.

**Tablo 3.3.** Seramik örneklere uygulanan yüzey işlemleri

Her bir seramik grubu için aşağıdaki işlemler uygulanmıştır. (n:110)



SU: Scotchbond Universal  
UQ: Universal Quick Bond  
GP: G-Premio Bond

### 3.2. Yüzey İşlemlerinin Uygulanması

Her bir seramik grubu (n:110) kendi içinde rastgele 5 farklı gruba ayrılmış ve örnek sayıları tablodaki gibi ayarlanmıştır. Örnekler ultrasonik olarak 2 dk yıkanmıştır.



**Şekil 3.5.** Örneklerin ultrasonik yıkayıcıda yıkanması

Hazırlanan örnek gruplarına uygulanan yüzey işlemleri; hidroflorik asit uygulaması, CoJet uygulaması, hidroflorik asitle birlikte silan uygulaması ve direk adeziv uygulaması şeklinde yapılmıştır. Örnek gruplarından birer tanesine ise hiçbir işlem uygulanmadan direk rezin siman bağlantısı sağlanmıştır.

### **3.2.1. Hidroflorik Asit Uygulama İşlemi**

Hazırlanan seramik örnekler ultrasonik yıkama işlemiyle 2 dakika yıkandıktan sonra hava ile kurutulup yüzey muamelesine hazır hale getirildi. Her bir seramik grubunda 30 tane olmak üzere toplamda 90 adet örneğe sadece %9' luk hidroflorik asit (Ultradent porcelain etch) uygulandı. Tek kullanımlık aplikatörler ile her bir örnek yüzeyine 60 saniye boyunca ovalayarak sürüldü. Ardından 2 dakika boyunca yıkanarak, hidroflorik asit örnek yüzeyinden uzaklaştırıldı. 30 saniye hava ile kurutuldu ve adeziv uygulamasına hazır hale getirildi.

### **3.2.2. Hidroflorik Asit ile Silan Uygulama İşlemi:**

Hidroflorik asit uygulama işlemi başlıkta( başlık 3.2.1) anlatıldığı gibi 90 adet örneğe aynı şekilde uygulandıktan sonra silan (Ultradent porcelain silane) uygulamaya hazır hale getirildi. Ardından tüm yüzeylere tek kullanımlık bir aplikatör yardımıyla silan uygulandı ve 60 saniye hafif hava ile kurutuldu.

### **3.2.3. CoJet Uygulama İşlemi**

Her bir seramik grubunda 30 tane olmak üzere toplamda 90 adet örneğe yalnızca CoJet (3M ESPE, St.Paul, MN USA) uygulaması yapılmıştır. Uygulama işleminde 30 mikrometre boyutundaki alümina kaplı silika partikülleri (CoJetSand, 3M ESPE, USA), 10mm mesafeden 2.8 bar basıncında 20 saniye süreyle seramik örneklerin yüzeyine püskürtülmüştür. Sonrasında 10'ar saniye hava su spreyiyle yıkanıp 5'er saniye kurutuldu. Ultrasonik yıkayıcıda 1'er dakika yıkandıktan sonra adeziv uygulamasına hazır hale getirildi.



### 3.2.4. Bonding Uygulama İşlemi

Hazırlanan örneklere kullanıcı talimatlarına uygun olacak şekilde universal adeziv işlemi uygulandı. Kontrol grubu haricindeki örneklerin üçte birine (n:100) Scotchbond universal adeziv (Scotchbond Universal, 3M ESPE, St. Paul, ABD) tek kullanımlık aplikatörlerle 20 saniye süreyle ovalayarak sürüldü. 5 saniye hafif hava ile kurutuldu ve 10 saniye süreyle polimerizasyonu Woodpecker (Guilin Woodpecker, Medical Instrument, Guilin Guangxi, China) LED ışık cihazıyla sağlandı. Kalan 200 örneğin de 100 tanesine G-Premio Bond (GC Corporation, Tokyo, Japan) 10 saniye süreyle ovalayarak sürüldü. 10 saniye bekletildi ve ardından 5 saniye hafif hava ile kurutularak 10 saniye polimerizasyonu sağlandı. Örneklerin 100 tanesine de Clearfil Universal Bond Quick (Kuraray, Medical, Sakazu, Okayama, Japan) 5 saniye süreyle ovalayarak sürüldü ve ardından hiç beklemeden 5 saniye hafif hava ile kurutuldu. Ardından 10 saniye polimerizasyonu sağlandı.



Şekil 3.6. Kullanılan universal adeziv sistemler

### 3.3. Rezin Siman Uygulanması

Kontrol grubunda direkt olacak şekilde, diğer gruplarda da adeziv uygulamasını takiben, örneklere Rely-X Ultimate (3M ESPE Dental Products, St. Paul, MN) rezin siman uygulaması yapılmıştır. Simanın uygulanacağı kalıp silikon ölçü materyalinden (Elite HD+; Zhermack SpA, Badia Polesine, Italy) hazırlanmış olup yüksekliği ve çapı 2.5 mm olarak ayarlanmıştır. Rezin siman kullanıcı talimatlarına göre karıştırıldıktan sonra, seramik örneklerin üzerine yerleştirilen silikon ölçünün ortasına ağız spatülü yardımıyla yerleştirildi. Rezin simanın fazlası bir aplikatör yardımıyla uzaklaştırıldı. Üst kısımdan 20 saniye polimerize edildikten sonra silikon ölçü seramik yüzeyinden uzaklaştırıldı. Diğer 4 kenarından da ilave 20 saniye polimerize edildikten sonra toplamda 100 saniye polimerizasyonu sağlanmış oldu.



Şekil 3.7. Seramik örneklerin üzerine rezin siman uygulanması

### 3.4. Makaslama Testi

Karanlık ortamda bekletilen örnekler ile, INSTRON (Instron 3350, Instron Endüstriyel Ürünler, Grove City, ABD) cihazı kullanılarak 1mm/ dk hızında makaslama testi yapıldı.



**Şekil 3.8.** Rezin simanların INSTRON cihazında kırılması

### **3.5. İstatistiksel Değerlendirme**

Makaslama testi sonucunda elde edilen değerler, Tek Yönlü Varyans Analizi (ANOVA) ve Tukey HSD çoklu karşılaştırma testleri ile istatistiksel olarak analiz edildi. İstatistiksel analizler, SPSS Windows 20,0 paket programında yapıldı.

## 4. BULGULAR

Her bir seramiğe uygulanan yüzey işlemlerinin karşılaştırılmasına ait tek yönlü varyans analiz sonuçları (ANOVA) Tablo 4.1’de verilmiştir. Aynı yüzey işlemi uygulanan dental CAD/CAM hibrit seramik grupları arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılıklar belirlenmiştir.( $p<0,05$ ).

**Tablo 4.1.** Aynı yüzey işlemleri uygulanan seramik gruplarının karşılaştırılmasına ait tek yönlü varyans analiz sonuçları (ANOVA)

SERAMİKLER	Kareler Toplamı	sd	Kareler Ortalaması	F	p
Gruplar Arasında	13535,917	10	1353,592	22,758	0,001*
<b>VITA</b> Grup İçinde	5888,411	99	59,479		
Toplam	19424,329	109			
Gruplar Arasında	5444,191	10	544,419	15,782	0,001*
<b>LAVA</b> Grup İçinde	3415,086	99	34,496		
Toplam	8859,276	109			
Gruplar Arasında	5866,365	10	586,636	14,287	0,001*
<b>GC</b> Grup İçinde	4064,923	99	41,060		
Toplam	9931,288	109			

Aynı dental CAD/CAM hibrit seramik grubunda farklı yüzey işlemi uygulanan örnekler arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılıklar tespit edilmiştir.(Tablo 4.2) ( $p<0,05$ ).

**Tablo 4.2.** Seramik gruplarına ait her bir yüzey işleminin karşılaştırılmasına ait tek yönlü varyans analiz sonuçları (ANOVA)

YÜZEY İŞLEMLERİ		Kareler Toplamı	sd	Kareler Ortalaması	F	P
KONTROL	Gruplar Arasında	158,378	2	79,189	5,261	,012*
	Grup İçinde	406,430	27	15,053		
	Toplam	564,808	29			
SU	Gruplar Arasında	74,206	2	37,103	1,227	,309
	Grup İçinde	816,702	27	30,248		
	Toplam	890,908	29			
GP	Gruplar Arasında	266,416	2	133,208	7,512	,003*
	Grup İçinde	478,766	27	17,732		
	Toplam	745,182	29			
UQ	Gruplar Arasında	24,617	2	12,308	,469	,631
	Grup İçinde	708,893	27	26,255		
	Toplam	733,510	29			
HF+SU	Gruplar Arasında	1287,747	2	643,873	8,517	,001*
	Grup İçinde	2041,135	27	75,598		
	Toplam	3328,882	29			
HF+GP	Gruplar Arasında	942,477	2	471,239	7,433	,003*
	Grup İçinde	1711,707	27	63,397		
	Toplam	2654,185	29			
HF+UQ	Gruplar Arasında	856,123	2	428,062	6,159	,006*
	Grup İçinde	1876,596	27	69,504		
	Toplam	2732,719	29			
CoJet +SU	Gruplar Arasında	73,159	2	36,579	,866	,432
	Grup İçinde	1140,753	27	42,250		
	Toplam	1213,912	29			
CoJet +GP	Gruplar Arasında	125,966	2	62,983	1,639	,213
	Grup İçinde	1037,566	27	38,428		
	Toplam	1163,533	29			
CoJet +UQ	Gruplar Arasında	101,157	2	50,578	1,340	,279
	Grup İçinde	1018,821	27	37,734		
	Toplam	1119,978	29			
HF+SILAN	Gruplar Arasında	1229,473	2	614,736	7,789	,002*
	Grup İçinde	2131,049	27	78,928		
	Toplam	3360,522	29			

**Tablo 4.3.** Makaslama bağlanma dayanımı testi verilerine ait ortalama  $\pm$  standart sapma değerleri (MPa), ve Tukey HSD çoklu karşılaştırma testi sonuçları (MPa)

	VİTA	LAVA	GC	p
KONTROL	10,11 $\pm$ 2,5 <sup>a,AB</sup>	13,6 $\pm$ 5,6 <sup>ab, B</sup>	8,03 $\pm$ 1,4 <sup>a, A</sup>	0,012*
GP	17,29 $\pm$ 3,2 <sup>ab,B</sup>	12,44 $\pm$ 2,6 <sup>a, A</sup>	19,59 $\pm$ 5,5 <sup>bc, B</sup>	0,003*
UQ	18,44 $\pm$ 5,1 <sup>ab,A</sup>	20,6 $\pm$ 4,6 <sup>abcd,A</sup>	19,42 $\pm$ 4,8 <sup>bc, A</sup>	0,631
SU	22,05 $\pm$ 5,3 <sup>b,A</sup>	19,78 $\pm$ 3,7 <sup>abc,A</sup>	18,22 $\pm$ 6,2 <sup>b, A</sup>	0,309
CoJet +SU	23,17 $\pm$ 5,4 <sup>bc, A</sup>	25,92 $\pm$ 6,3 <sup>cd, A</sup>	22,25 $\pm$ 6,6 <sup>bcd,A</sup>	0,432
CoJet +GP	23,17 $\pm$ 5,5 <sup>bc,A</sup>	23,89 $\pm$ 6,6 <sup>cd, A</sup>	27,83 $\pm$ 5,4 <sup>cd, A</sup>	0,213
CoJet +UQ	24,63 $\pm$ 5,8 <sup>bcd,A</sup>	29,04 $\pm$ 5,7 <sup>d, A</sup>	27,58 $\pm$ 6 <sup>bcd, A</sup>	0,279
HF+UQ	34,29 $\pm$ 11 <sup>cde,B</sup>	21,26 $\pm$ 4,4 <sup>bcd,A</sup>	26,78 $\pm$ 6,7 <sup>bcd,AB</sup>	0,006*
HF+GP	35,39 $\pm$ 11 <sup>de,B</sup>	21,68 $\pm$ 3,4 <sup>bcd,A</sup>	29,27 $\pm$ 6,3 <sup>de,AB</sup>	0,003*
HF+SU	35,99 $\pm$ 11,2 <sup>e,B</sup>	21,59 $\pm$ 5,6 <sup>bcd,A</sup>	22,66 $\pm$ 6,7 <sup>bcd, A</sup>	0,001*
HF+SILAN	52,24 $\pm$ 7,4 <sup>f, B</sup>	39,65 $\pm$ 9,3 <sup>e, A</sup>	37,85 $\pm$ 8,4 <sup>e, A</sup>	0,002*
p	0,001*	0,001*	0,001*	

\*p<0,05 Aynı sütunda bulunan farklı küçük harfler ve aynı satırda bulunan farklı büyük harfler istatistiksel olarak anlamlılığı ifade etmektedir.

Makaslama bağlanma dayanımı testi verilerine ait ortalama  $\pm$  standart sapma değerleri (MPa), ve Tukey HSD çoklu karşılaştırma testi sonuçları Tablo 4.3'de verilmiştir.

Aynı yüzey işlemi uygulanan CAD/CAM hibrit seramik bloklar arasındaki bağlanma değerlerinin, sadece GP universal adeziv örneklerinde ve tüm HF uygulanan örneklerde istatistiksel olarak anlamlı olduğu tespit edildi (p<0,05).

Vita Enamic grubundaki, HF + adeziv ile HF + silan örnekleri, diğer seramiklere göre farklı şekilde en yüksek değerleri göstermiştir. (p<0,05). En yüksek bağlanma değerleri Vita Enamic grubunda HF + silan örneklerinde gözlenirken (52,24 $\pm$ 7,4MPa), en düşük bağlanma değerleri Lava Ultimate grubunda HF+UQ örneklerinde tespit edildi. ( 21,26 $\pm$ 4,4) Ancak genel olarak Lava Ultimate ve GC Cerasmart gruplarında bağlanma değerleri benzer düzeyde bulundu (p>0,05).

Tüm CAD/CAM hibrit seramik bloklarda, en düşük bağlanma dayanım değerleri, hiçbir yüzey işlemi uygulamadığımız kontrol gruplarında tespit edilmiştir.(Vita Enamic:  $10,11 \pm 2,5$ MPa, Lava Ultimate:  $13,6 \pm 5,6$ MPa, GC Cerasmart:  $8,03 \pm 1,4$ MPa)

Sadece üniversal adeziv yüzey işlemi uygulanan; Vita Enamic grubunda GP ve UQ örnekleri ve Lava Ultimate GP, SU ve UQ örnekleri kontrol grubuyla benzer bağlanma değerleri göstermiştir ( $p > 0,05$ ). Bunun dışında kalan tüm yüzey işlemi uygulanan seramik örnekler kontrol gruplarına göre anlamlı derecede yüksek bağlanma dayanımı değerleri göstermiştir.( $p < 0,05$ )

Tüm CAD/CAM hibrit seramik gruplarında CoJet + üniversal adeziv uygulanan örnekler arasında fark tespit edilememiştir.( $p > 0,05$ )

CoJet ile birlikte üniversal adeziv uygulanan örnekler, tek başına üniversal adeziv kullanılan örneklere göre, daha yüksek bağlanma değerine sahip olmasına rağmen istatistiksel olarak anlamlı bulunmamıştır. En yüksek bağlanma dayanımı Lava Ultimate grubundaki CoJet+UQ örneklerinde gözlenirken, en düşük bağlanma dayanımı ise GC Cerasmart grubundaki CoJet+SU örneklerinde gözlendi.( Sırasıyla  $29,04 \pm 5,7$ MPa,  $22,25 \pm 6,6$ MPa) ( $p > 0,05$ )

Tüm dental CAD/CAM hibrit seramik gruplarında, üniversal adeziv ile birlikte CoJet ve HF uygulanan örnekler arasında benzerlik tespit edilmiştir. ( $p > 0,05$ )

CAD/CAM hibrit seramik blokların tümü içerisinde, en yüksek bağlanma dayanım değerlerini, yüzey işlemi olarak hidroflorik asitle birlikte silan uyguladığımız örneklerde tespit edilmiştir.( $p < 0,05$ ) (Vita Enamic:  $52,24 \pm 7,4$ MPa, Lava Ultimate:  $39,65 \pm 9,3$ MPa, GC Cerasmart:  $37,85 \pm 8,4$ MPa) Sadece GC grubunda HF asit ile birlikte GP uygulanan örnekler, HF + silan uygulanan örneklere benzer sonuçlar göstermiştir.

CAD/CAM hibrit seramikler arasında HF ile birlikte üniversal adeziv uygulanan örnekler arasında Vita Enamic grubundaki HF+SU uygulanan örnekler, en yüksek bağlanma dayanımını gösterirken ( $35,99 \pm 11,2$  MPa), Lava Ultimate grubundaki HF+UQ örnekleri en düşük bağlanma değerleri göstermiştir. ( $21,26 \pm 4,4$ MPa)

**Tablo 4.4.** Scotchbond Universal Bond(SU) ile birlikte yüzey işlemi uygulanan seramik örneklere ait ortalama, standart sapma ve HSD testi sonuçları (MPa)

	<b>KONTROL</b>	<b>SU</b>	<b>CoJet +SU</b>	<b>HF+SU</b>	<b>HF+Silan</b>
<b>VITA</b>	<b>10,11±2,5<sup>a</sup></b>	22,05±5,3 <sup>b</sup>	23,17±5,4 <sup>bc</sup>	<b>35,99±11,2<sup>d</sup></b>	<b>52,24±7,4<sup>e</sup></b>
<b>LAVA</b>	<b>13,6±5,6<sup>a</sup></b>	19,78±3,7 <sup>ab</sup>	25,92±6,3 <sup>bc</sup>	21,59±5,6 <sup>abc</sup>	<b>39,65±9,3<sup>d</sup></b>
<b>GC</b>	<b>8,03±1,4<sup>a</sup></b>	18,22±6,2 <sup>b</sup>	22,25±6,6 <sup>bc</sup>	22,66±6,7 <sup>bc</sup>	<b>37,85±8,4<sup>d</sup></b>

Tablo 4.4 de, Vita Enamic grubunun, hidroflorik asit uygulamasını takiben uygulanan Scotchbond Universal adeziv ile diğer seramik gruplarından çok daha yüksek bağlanma değeri gösterdiği görülmektedir( $p < 0,05$ ).

**Tablo 4.5.** G-Premio Bond(GP) ile birlikte yüzey işlemi uygulanan seramik örneklere ait ortalama, standart sapma ve HSD testi sonuçları (MPa)

	<b>KONTROL</b>	<b>GP</b>	<b>CoJet +GP</b>	<b>HF+GP</b>	<b>HF+Silan</b>
<b>VITA</b>	<b>10,11±2,5<sup>a</sup></b>	17,29±3,2 <sup>ab</sup>	23,17±5,5 <sup>bc</sup>	<b>35,39±11<sup>de</sup></b>	<b>52,24±7,4<sup>f</sup></b>
<b>LAVA</b>	<b>13,6±5,6<sup>ab</sup></b>	<b>12,44±2,6<sup>a</sup></b>	23,89±6,6 <sup>cd</sup>	21,68±3,4 <sup>bcd</sup>	<b>39,65±9,3<sup>e</sup></b>
<b>GC</b>	<b>8,03±1,4<sup>a</sup></b>	19,59±5,5 <sup>bc</sup>	27,83±5,4 <sup>cd</sup>	<b>29,27±6,3<sup>de</sup></b>	<b>37,85±8,4<sup>e</sup></b>

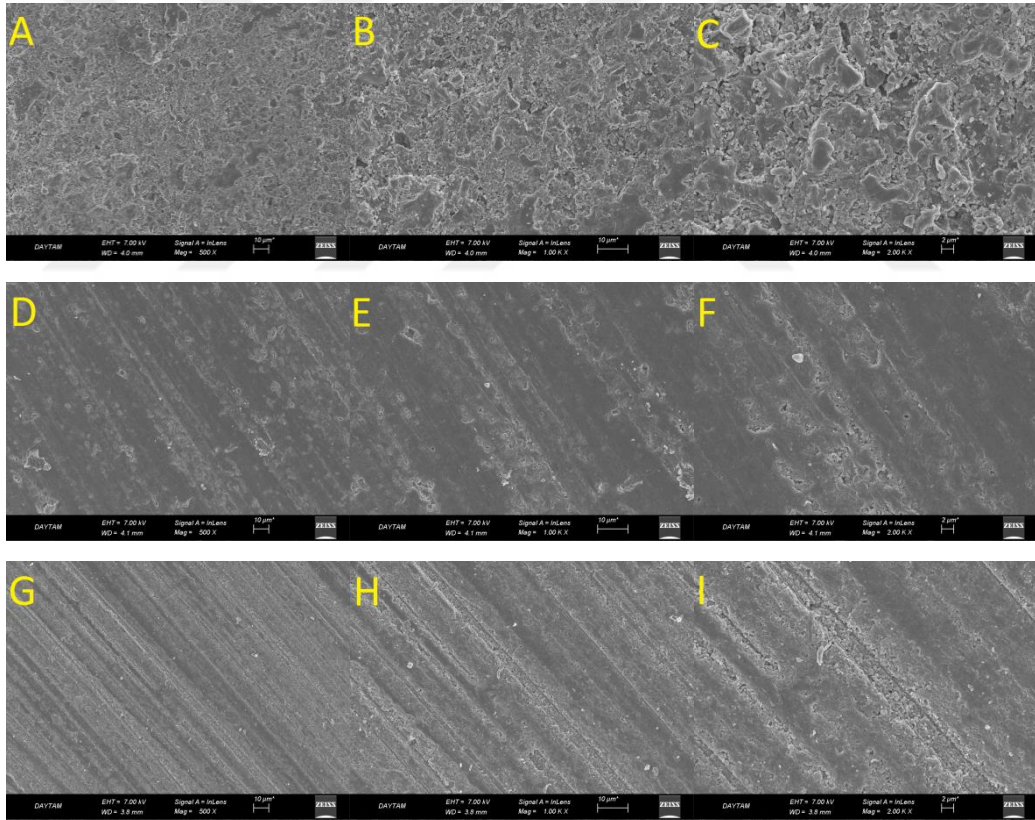
Tablo 4.5 de, Vita Enamic ve GC Cerasmart gruplarında, hidroflorik asit uygulamasını takiben G-Premio bond uygulaması, Lava Ultimate grubuna göre bağlantıyı daha da arttırmıştır.( $p < 0,05$ )



**Tablo 4.6.** Universal Bond Quick(UQ) ile birlikte yüzey işleme uygulanan seramik örneklerine ait ortalama, standart sapma ve HSD testi sonuçları (MPa)

	KONTROL	UQ	CoJet +UQ	HF+UQ	HF+Silan
VITA	10,11±2,5 <sup>a</sup>	18,44±5,1 <sup>ab</sup>	24,63±5,8 <sup>bcd</sup>	34,29±11 <sup>cde</sup>	52,24±7,4 <sup>f</sup>
LAVA	13,6±5,6 <sup>a</sup>	20,6±4,6 <sup>abc</sup>	29,04±5,7 <sup>c</sup>	21,26±4,4 <sup>abc</sup>	39,65±9,3 <sup>d</sup>
GC	8,03±1,4 <sup>a</sup>	19,42±4,8 <sup>b</sup>	27,58±6 <sup>bc</sup>	26,78±6,7 <sup>bc</sup>	37,85±8,4 <sup>d</sup>

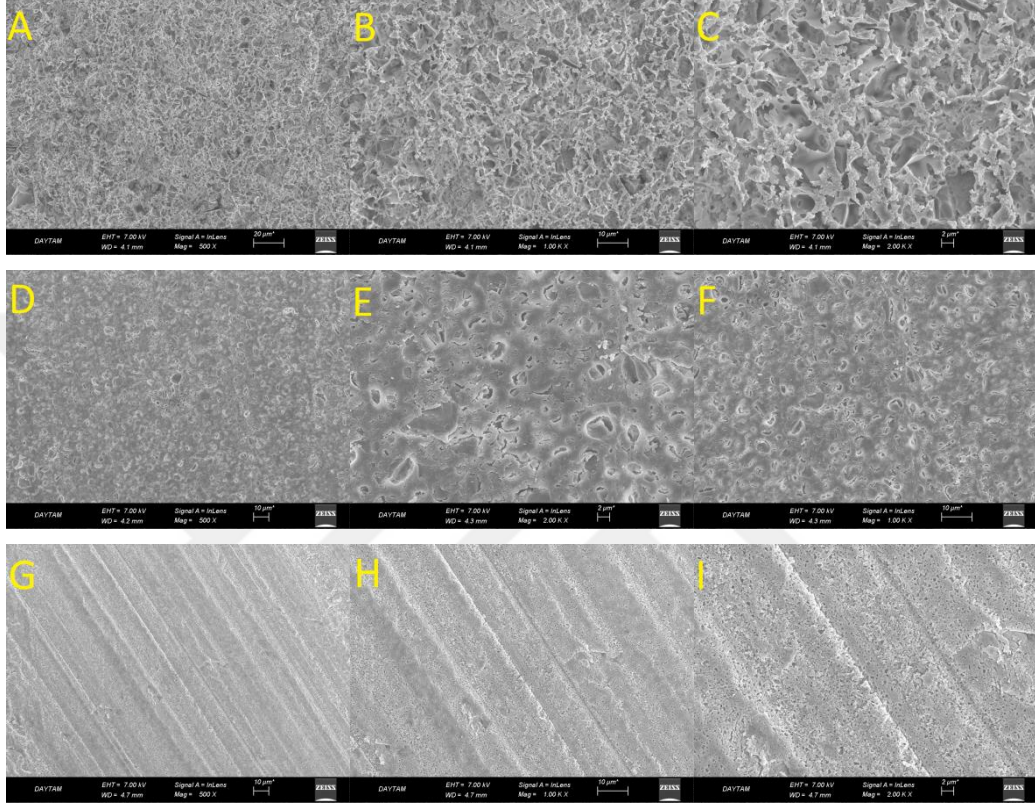
Tablo 4.6’da, Vita Enamic grubunun, hidroflorik asit uygulamasını takiben uygulanan Universal Bond Quick ile, diğer seramik gruplarından çok daha yüksek bağlanma değeri gösterdiği görülmektedir.(p<0,05)



**Şekil 4.1.** Seramik yüzeylerinde 1200 grid’lik zımparalama işlemi sonrasında elde edilen SEM görüntüleri

A: VITA 500x, B: VITA 1000x, C: VITA 2000x, D: LAVA 500x, E: LAVA 1000x, F: LAVA 2000x, G: GC 500x, H: GC 1000x, F: GC 2000x

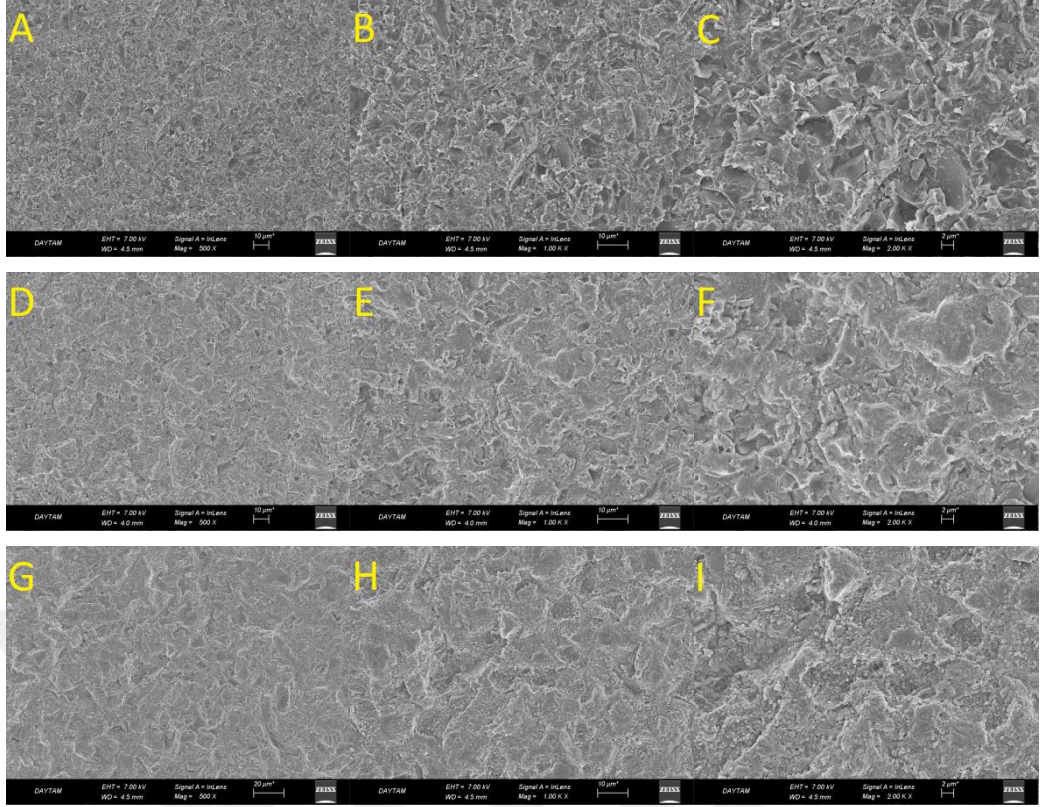
1200 grid' lik zımparalama işlemi sonrasında seramik yüzeylerine bakıldığında; Lava Ultimate ve GC Cerasmart grubu, Vita Enamic grubuna göre daha düzgün bir yüzey göstermektedir. Vita Enamic, diğer iki seramiğe oranla, daha poröz bir yapı sergilemektedir.



**Şekil 4.2.** Seramik yüzeylerinde %9' luk HF asit uygulaması sonrasında elde edilen SEM görüntüleri

A: VITA 500x, B: VITA 1000x, C: VITA 2000x, D: LAVA 500x, E: LAVA 1000x, F: LAVA 2000x, G: GC 500x, H: GC 1000x, F: GC 2000x

%9' luk HF asit uygulaması sonrasında seramik yüzeylerine bakıldığında; GC Cerasmart daha düzgün bir yüzey özelliği göstermektedir. Vita Enamic ve Lava Ultimate seramikleri arasında ise Vita Enamic' in daha fazla poröziteye sahip olduğu görülmektedir.



**Şekil 4.3.** Seramik yüzeylerinde CoJet uygulaması sonrasında elde edilen SEM görüntüleri

A: VITA 500x, B: VITA 1000x, C: VITA 2000x, D: LAVA 500x, E: LAVA 1000x, F: LAVA 2000x, G: GC 500x, H: GC 1000x, I: GC 2000x

CoJet uygulaması sonrasında seramik yüzeylerine bakıldığında; örneklerin birbirlerine yakın yüzey özelliği gösterdiği gözlenmektedir.

## 5. TARTIŞMA

Çalışmamızda; farklı yüzey işlemleri uygulanan dental hibrit CAD/CAM seramiklerin, rezin siman ile olan bağlantı dayanımına universal adeziv sistemlerin etkisi incelenmiştir. Bağlantı dayanımı, Makaslama testi kullanılarak değerlendirilmiştir. Çalışmamızda 3 farklı hibrit seramik, 3 farklı universal adeziv sistemi ve adeziv rezin siman kullanılmıştır.

CAD/CAM seramik sistemler, ek bir randevuya ihtiyaç duymaksızın hasta başında bitirilmesi, iyi mekanik ve optik özelliklere sahip olması, kimyasal stabiliteleri ve biyouyumlu olmaları gibi özellikleri neticesinde hekimlerin tercih sebebi olmuştur.<sup>5, 183</sup>

CAD/CAM hibrit bloklar, geleneksel CAD/CAM seramik bloklara alternatif olarak üretilmişlerdir. Seramikler ile karşılaştırıldığında, hibrit blokların rezin içeriğinden ötürü daha yumuşak olan özellikleri, malzemenin işlenebilirliğine ve esnekliğine katkı sağlar. Öte yandan seramik partikülleri içermesi ise, materyallere estetik ve sağlamlık kazandırır. Bunlara ek olarak dental CAD/CAM hibrit bloklar, geleneksel CAD/CAM seramik bloklara göre çok daha kolay üretilebilir ve onarılabirler.<sup>184</sup>

Universal adezivler; kompozit, cam seramik, zirkonya gibi materyallerde doğrudan doğruya kullanım için geliştirilmişlerdir.

Universal adezivlerin bağlantı dayanımında artış göstermeleri, içerisinde MDP (methacryloyloxydecyl dihydrogen phosphate) fonksiyonel monomerini barındırmalarına bağlanmaktadır. MDP ilk olarak, polikristalin seramiklere bağlantıyı arttırmak için rezin simanlara eklenmiştir.<sup>185, 186</sup>

MDP, zirkonya seramiğe direkt olarak bağlanabildiği ve oksijen, fosfor, zirkonya (O-P-Zr) molekülleri arasında kovalent bağ kurarak bağlantıyı arttırdığı bildirilmiştir.<sup>15, 147</sup>

Seramik restorasyonların klinik başarısını gösteren etkenler arasında, yapıştırıcı simanlar ve simantasyon işlemleri de vardır.<sup>187-189</sup> Geleneksel(Cam iyonomer ve fosfat simanlar) ve rezin simanların karşılaştırıldığı klinik ve laboratuvar çalışmalarında da bu tür restorasyonlarda rezin simanların kullanımının başarıyı arttırdığı belirtilmektedir.<sup>75, 126, 130, 189, 190</sup>

Rezin simanlar seramik alt yapı materyalin bağlantı yüzeyindeki mikro çatlaklara ve düzensizliklere infiltre olarak çatlak yayılımını engellerler ve restorasyonun kırılma dayanımını arttıırırlar.<sup>7, 191, 192</sup>

Yapıştırıcı rezin siman, pürüzlendirilen yüzeydeki girintilere penetre olarak mekanik ve silan uygulaması sayesinde kimyasal olarak da bağlanmayı gerçekleştirir.<sup>142, 193</sup>

Ayrıca, seramik-rezin siman-diş ara yüzeyi, kompozit gibi, birlikte hareket ederek, seramiğe gelen kuvvetleri diş dokusuna daha etkili bir şekilde iletilmesini sağlarlar.

Rezin simanların avantajlarından bir diğeri ise, fosfat ve cam iyonomer simanlara göre daha translüsens olmaları ve farklı renk alternatiflerinden dolayı üstün estetik özelliklere sahip olmalarıdır.<sup>189, 191, 194, 195</sup>

Geleneksel simantasyonla karşılaştırıldığında, rezin simanların kullanımının retansiyonu ve marjinal adaptasyonu arttırdığı görülmüştür. Bu sayede mikrosızıntı ve çürük oluşma riski azalır, diş ve restorasyon arasında güçlü ve kalıcı bir bağlantı sağlanmaktadır.<sup>189, 196</sup>

Viotti ve ark.<sup>197</sup> ile Souza ve ark.<sup>198</sup> yaptıkları çalışmalarında adeziv rezin simanların geleneksel simanlara göre bağlantı dayanımlarının düşük olduğunu bildirmişlerdir. Abdelaziz ve ark.<sup>199</sup> ise adeziv rezin simanların zirkonyum içerikli seramiklerde sandblasting ile beraber yüksek bağlanma dayanımı gösterdiğini bulmuşlardır.

Feitosa ve ark.<sup>200</sup> feldspatik seramiklerde, adeziv rezin simanın bağlantısının yüksek olduğunu saptamışlardır.

Diş ile restorasyon arasındaki sağlam bir bağlanmanın restorasyonun uzun ömürlülüğü açısından kritik olmasından dolayı, yeni restoratif materyaller için en uygun simantasyon stratejisi araştırılmalıdır.

Silan uygulaması adeziv yüzey ile, uygulanan yüzey işlemleri sonucunda ekspozite olan cam matris içindeki doldurucu partiküllerle bağlantıyı iyi bir şekilde sağlar.<sup>201-204</sup> Silanlar kimyasal olarak çift fonksiyonludur, hem organik hem inorganik materyallerle bağlanabilirler. Seramiğin silika (SiO<sub>2</sub>) molekülleri ile rezin simanın metakrilat grupları birbiriyle bağlanarak rezin-seramik bağlantısını arttırmaktadırlar.<sup>205</sup> <sup>206</sup> Bu yüzden seramiklerin simantasyonu öncesi HF asiti takiben silan kullanımının iyi bir bağlantı için gerekli olduğu rapor edilmiştir.<sup>193, 207, 208</sup> Ayrıca, silan uygulaması seramik yüzeyin ıslanabilirliğini artırır.<sup>7, 189</sup> Çalışmamızda asitle pürüzlendirmelerden sonra silan uygulamasını üretici talimatlarına uygun bir şekilde yapılmıştır. Yine çalışmamızda bunu destekler nitelikte en yüksek bağlantı dayanımları HF asidi takiben silan uygulanan örneklerde bulunmuştur.

Nagai ve arkadaşları <sup>209</sup> yüzey pürüzlendirme yöntemlerine bakılmaksızın silan uygulamasının bağlanma dayanımını arttırdığını bildirmişlerdir.

Silan uygulaması, bizim de çalışmamızda kullandığımız dental CAD/CAM hibrit seramiklerin de içerisinde bulunduğu bir çalışmada, bağlanma dayanımını arttırdığı

gösterilmiştir.<sup>210</sup> Bu araştırma, tez çalışmamızda kullandığımız seramik bloklara silanın etkisini açıklar niteliktedir.

Çalışmamızda, yüzey işlemleri sonrası seramik örnekler distile su kullanılarak ultrasonik temizleyicide temizlendi. Üretici talimatlarında yüzey temizliği için önerilen bu yöntem dental literatürde de destek bulmaktadır.<sup>211</sup>

Canay ve arkadaşları<sup>211</sup>, yaptıkları çalışmada pürüzlendirme sonrası ultrasonik yıkama yapmışlar ve yapılan EDS analizinde pürüzlendirme sonrası oluşan çökeltilerin su altında yıkamayla değil sadece bu yöntemle tam olarak temizlenebileceğini söylemişlerdir.

Leite ve arkadaşlarının<sup>212</sup>, çalışmalarında ultrasonik yıkamanın bağlantı dayanımını artırıp arttırmayacağı araştırılmış ve ultrasonik temizleyicide temizlenen örneklerin daha üstün bağlantı dayanımı değerleri verdiği görülmüştür. Bizim örneklerimiz de 2 dk boyunca distile suda yıkanarak yüzeyleri temizlendi.

Yeni materyallerin geliştirilmesi, klinik uygulama hatalarının tespiti, başarı yüzdesi gibi değerlendirmeler yapılırken klinik ve laboratuvar testleri yapılmaktadır. Klinik testler daha güvenilir olmalarına rağmen hasta takibindeki zorluklar ve standardizasyon güçlüklerinden ötürü çok fazla tercih edilmezler. Laboratuvar testleri ise daha kısa sürede materyalle ilgili ön bilgi verirler.<sup>63, 176, 177</sup> Bu yüzden çalışmamız in vitro koşullarda gerçekleştirildi.

Seramik ve rezin siman arasındaki bağlanma dayanımının değerlendirilmesinde çok çeşitli test metotları kullanılmaktadır. Bunlar arasında en yaygın ve pratiği makaslama bağlanma testidir. Bu yöntemlerin tümü, adeziv bağlantı noktalarında stres oluşturmayı amaçlayarak, kopma meydana gelene kadar yük uygulama esasına dayanır.

Araştırmacılar, hangi test yöntemi uygulanırsa uygulansın, adherent ve substrat arasındaki bağlantıyı doğru bir şekilde ölçebilmenin yolunun, uygulanan kuvvete bağlı

olarak ortaya çıkan stresin, en fazla adeziv bağlantı alanında meydana gelmesi ile mümkün olabileceğine dikkat çekmektedirler.<sup>69, 213</sup>

Shahdad ve arkadaşları<sup>214</sup> ise, örneklerin makaslama kuvvetleri altında test edilmesinin baskı, gerilme ve esneme direnci testlerine göre çiğneme esnasında meydana gelen kuvvetleri daha iyi simüle ettiğini rapor etmişlerdir. Ayrıca mikro gerilim test yönteminin teknik hassasiyetinin fazla olması ve adeziv ara yüzde heterojen stres dağılımına neden olması bu yöntemin limitasyonlarından biridir.<sup>69</sup>

Adeziv bağlantı, adherent ve adezivin yüzey enerjisi ve ıslanabilirliğine bağlıdır. Seramiklerin dişe bağlanması, dişe doğal bir afinitesi olmaması sebebiyle mümkün değildir.<sup>189</sup> Bu yüzden yeterli bağlanma için dişin mine ve dentin yüzeyinin fosforik asitle ve seramiğin iç yüzeyinin uygun bir asitle pürüzlendirilmesi gerekir.

Güçlü bir rezin bağı, restorasyon yüzeyine mikromekanik kenetlenmeye ve kimyasal bağlanmaya bağlıdır, bu da yeterli yüzey aktivasyonu için temizleme ve pürüzlendirmeyi gerektirir.<sup>7</sup>

Dental literatürde HF asit genellikle %5-10 arası konsantrasyonlarda kullanılırken; Yu ve arkadaşları<sup>215</sup> tarafından, hidroflorik asitin konsantrasyonuna göre en iyi asitleme süreleri; %2.5 için 5 dakika, %5 için 7.5 dakika, %7.5 için 10 dakika, %10 için 1 dakika ve %15 için 0.5 dakika olarak belirtilmiştir. Bununla birlikte, HF asitin yumuşak dokulara aşırı kostik etkileri ve ani buharlaşabilmesi sebebiyle inhalasyon riskinin fazla olması klinik kullanımının kısıtlanmasına neden olur. Tez çalışmamızda üretici firmaların talimatlarına uyarak, %9' luk HF asiti 60 saniye uyguladık.

Klinik pratikte rezin kompozitin seramiğe bağlanması için belirlenmiş optimum bir bağlantı kuvveti mevcut değildir.<sup>216</sup>



Seramik ile rezin siman arasında bağlantı dayanımında birçok faktörün etkili olduğu vurgulanmıştır. Bunlar arasında; porselenin yüzey özellikleri, uygulanan asitin tipi ve konsantrasyonu, silan uygulanıp uygulanmaması, saklama koşulları, kullanılan yapıştırıcı ajan ve ölçüm sistemi gibi pek çok farklı parametre bulunmaktadır.<sup>57</sup>

Seramik ile rezin siman arasındaki bağlantıyı sağlamak için, mikro mekanik kilitlenme ve kimyasal bağlanma olmak üzere, başlıca iki yöntem vardır. Mikro mekanik kilitlenme asit uygulaması ya da air abrazyon ile oluşturulurken, kimyasal bağlanma ise silan bağlayıcı ajan ile sağlanır.<sup>7</sup> Asitlenebilir seramiklerden olan cam seramiklerde yüzey pürüzlendirme işlemi için literatürde en çok önerilen yöntem hidroflorik asitle pürüzlendirme dir.<sup>74, 193, 217-219</sup>

Yen ve ark.<sup>220</sup> HF asitin rezin içerikli dental CAD/CAM hibrit bloklarda kesinlikle bağlantıyı olumlu yönde arttırdığı bildirilmiştir. Bunu silika içeren camı matriks kısmını selektif olarak çözerek ortaya koyduğu bulunmuştur. Çalışmamızda da HF asit içeren üç seramik grubunda da bağlantının olumlu yönde etkilendiği bulunmuştur.

İstenilen mikro pürüzlü yüzey elde edilmeye çalışılırken, uygulama süresinin uzatılması veya konsantrasyonun fazla olması agresif pürüzlendirmeler yapılmasına neden olur. Agresif pürüzlendirme simantasyon yapılacak seramik yüzeyde güçlü ve derin bozulmalara dolayısıyla yapıda zayıflamaya neden olur.<sup>221-223</sup> Bu sebeple örneklerin muamele sürelerine titizlik gösterildi.

Aynı yüzey işlemi uygulanan seramik grupları arasında, rezin simana bağlanma dayanımı bakımından HF+adeziv ve GP uygulanan örneklerde farklılık belirlenmiştir. Uygulanan diğer yüzey işlemlerinde, seramik grupları arasında benzerlik bulunmuştur. Çalışmamızda da hidroflorik asit uygulanan örnekler arasında en yüksek bağlanma

dayanımı değeri Vita Enamic grubunda gözlenmiştir. Böylece birinci hipotezimiz kısmen reddedilmiştir.

Campos ve arkadaşları<sup>16</sup> , hidroflorik asit yüzey işleminin, cam seramiklerde bağlanma dayanımında en başarılı yöntem olduğunu tespit etmişlerdir. Hibrit seramiklerin cam içeriği, hidroflorik aside maruz kaldığında seçici bir çözünme geçirmekte, yüzey pürüzlülüğünü arttırmakta, rezin siman ile daha iyi bir mikromekanik kenetlenmeyi sağlamak ve hibrit materyalin seramik içeriğinin uygulanacak yüzey işlemine yol göstereceğini bildirmişleridir.

Campos ve arkadaşları<sup>16</sup> hidroflorik asit uygulanan vita enamic ve feldspatik seramik örneklerde vita enamic daha yüksek bağlanma dayanımı göstermiştir. Bu durumu silanın kullanımı ile vita enamic içeriisindeki kompozit içeriğin rezin siman monomerleri arasında bağlantıyı güçlendirdiğine bağlamışlardır. Bu durum, eski kompozit restorasyonların tamirinde, doldurucusuz rezinin eski ve yeni kompozitler arasında iyi bir bağlanma sağlamasına benzemektedir.<sup>224</sup>

Lauvahutanon ve ark.<sup>183</sup> ticari kompozit rezin bloklarının mekanik özelliklerini karşılaştırmış ve inorganik doldurucu içeriğinin sıralamasını şöyle göstermiştir: Vita Enamic> Lava Ultimate> Gradia Block> GC Cerasmart> Shofu Block HC.

Çalışmamızda hibrit seramiklerden hidroflorik asit uygulanan örnekler rezine bağlanma dayanımı anlamında daha başarılı bulunmuştur. En yüksek bağlanma, seramik içeriği en fazla olan Vita Enamic örneklerde tespit edilmiştir. Vita seramikler, içeriisinde feldspatik seramik bulundurduğundan ötürü, asit uygulamasında yüksek değer gösterebilmektedir. Bu durum seramik ve kompozit içeriğe sahip hibrit seramiklerin hem mikromekanik birleşme hemde kimyasal bağlanmayı sağlaması ile açıklanabilir.

Cekiç-Nagas ve ark.<sup>225</sup> Vita Enamic seramiği, Lava Ultimate ve GC Cerasmart örnekleri ile karşılaştırdıkları çalışmalarında, daha yüksek bağlanma kuvveti

gösterdiğini tespit etmişlerdir. Bu nedenle, çalışmalarında da Vita Enamic' in bağlanma kuvveti, Lava ve Cerasmart seramikleri (sırasıyla kütlece %80 ve %71) ile karşılaştırıldığında daha yüksek doldurucu içeriğine (kütlece %86) bağlanmıştır.

Ayrıca Miyazaki ve ark.<sup>226</sup> doldurucu oranı ile bağlanma kuvveti arasındaki ilişkiyi in vitro bir araştırma ile incelemiş ve bağ kuvvetinin artmış doldurucu içeriğiyle arttığını bulmuştur.

Tez çalışmamızda hidroflorik asiti takiben üniversal adeziv uygulaması yapılan örnekler içerisinde Vita Enamic grubu her üç adeziv uygulamasında da en yüksek değer gösteren silan uygulamalarına benzer sonuçlar göstermişlerdir. Bu durum Vita enamic kullanılacağı zaman, silan uygulamasına çok da gerek olmadan üniversal adeziv uygulamasıyla yeterli bağlantı sağlanabileceğini düşündürmektedir. Ayrıca GC grubunda da hidroflorik asiti takiben G-Premio bond uygulaması da silan uygulamasına yakın bir bağlantı dayanım değeri vermiştir.

M. Peumans ve ark.<sup>227</sup> seramik örneklere, tez çalışmamızdakine benzer yüzey işlemleri uygulamış ve yine en düşük bağlantı dayanımını hiçbir yüzey işlemi uygulamadıkları grupta saptamışlardır. Çalışmamızda da en düşük bağlantı dayanımı hiçbir yüzey işlemi uygulanmayan kontrol gruplarında tespit edilmiştir.

Sadece üniversal adeziv uygulanan Vita Enamic ve Lava Ultimate gruplarında (Vita+GP, Vita+UQ, Lava+GP, Lava+UQ, Lava+SU), kontrol grubuna benzer düşük değerler elde edilmiştir. Bunun dışında diğer tüm yüzey işlemleri, rezin simana bağlanma dayanımını pozitif yönde etkilemiştir. Bu durumda, ikinci hipotezimiz de kısmen reddedilmiştir.

Air abrazyon işleminin de bağlantıyı arttırdığı ve bunu, yüzeyi eklentilerden arındırarak ve mikroporozite oluşturarak sağladığı bildirilmiştir. Air abrazyon işlemi ayrıca doldurucu partikülleri ekspoz eder.<sup>228-230</sup> Chen ve ark.<sup>231</sup> en yüksek makaslama

bağlanma dayanımı değerlerini 30 µm partikül büyüklüğüne sahip silika kaplı alüminyum oksit tozu ile air abrazyonu takiben silan bağlayıcı ajan uyguladıkları grupta bulmuşlardır. Biz de çalışmamızda 30 µm partikül boyutunu tercih ettik.

Park ve ark<sup>232</sup> hibrit seramik olan Lava Ultimate ile yaptıkları çalışmada, rezin simana en yüksek bağlanma dayanımı air-abrazyon ile universal adeziv kullanılan örneklerde olduğunu tespit etmişlerdir. Ayrıca hidroflorik asit ile universal adeziv örnekleri en düşük bağlanma değerleri göstermiştir.

Çalışmamızda da Lava Ultimate grubunda CoJet uygulaması, hidroflorik asit uygulamasından daha yüksek bağlanma dayanımı göstermiştir. Bunun sebebi olarak da, içerisinde zirkonya bulundurması ve hidroflorik asitin çok etkili olamaması gösterilebilir.

Lava Ultimate seramikler için yapılan başka bir çalışmada her türlü yüzey işleminin bağlantıyı olumlu yönde arttırdığı bildirilmiştir.<sup>233</sup>

Air abrazyon, seramikler ve kompozitler için uygun bir yüzey işlemdir.<sup>233</sup> Bu aşınma, bazı parçacıkların malzeme yüzeyine karşı basınç altında atılmasını ve daha düzensiz bir yüzey oluşturulmasını içerir. Air abrazyon'un neden olduğu yüzey pürüzlülüğündeki artış, rezin siman ve seramik arasındaki kenetlenmeyi artırır.<sup>234</sup> Ek olarak, silika partikülleri ile kaplanmış bir alümina kullanıldığında, hava aşınmasının yarattığı darbe, yüzeyde bir triborokimyasal reaksiyon ile silikatizasyonu hızlandırır.

Campos ve ark.<sup>16</sup> asitlenmeyen seramikler ve indirekt kompozitler için air abrasion'un özel olarak belirtilen bir yüzey işlemi olmasına rağmen, seramik yüzeyde mikro çatlaklara ve erken başarısızlıklara neden olabileceğinden asitlenebilen seramikler için en iyi yüzey işlemi olmadığını, ayrıca hibrit seramik bileşimde cam içerdiğinden daha iyi bir kimyasal etkileşim için yüzeyin silikatizasyonunun gerekli olmadığını bildirmişlerdir.

Filho ve arkadaşlarının<sup>208</sup> yapmış oldukları gerilim bağlanma dayanımı testi sonrası fraktografi analizlerinde gözlenen kırık oluşumunun air abrazyon işlemi sonucunda zayıflayan kristalin fazdaki çatlaklardan başladığı görülmüştür.

Blatz ve arkadaşları<sup>235</sup> farklı adeziv rezin simanların 50 µm alüminyum oksit tozu ile kumlanan ve kumlanmayan seramik örneklerin yüzeylerine bağlanma dayanımını karşılaştırdıkları çalışmalarında, air abrazyonun bağlanma dayanımını arttırdığını belirtmişlerdir. Çalışmamızda, her üç dental CAD/CAM hibrit blokta, sadece adeziv uygulanan örneklere göre CoJet+Adeziv uygulanan örneklerde resin bağlantı dayanımı ortalamaları arasında istatistiksel olarak anlamlı fark bulunmaması ile birlikte, artış tespit edilmiştir.

Adeziv simantasyon için önerilen yüzey uygulamaları asitlenebilir seramik için hidroflorik asit<sup>216, 236</sup> veya asitin etkili olamayacağı indirekt kompozit restorasyonlar için air-abrasyon olarak belirtilmektedir.<sup>237, 238</sup> Ve bu yüzey işlemleri, bağlantıyı her zaman olumlu bir şekilde arttırmaktadır.

Son yıllarda yapıştırma ajanlarının uygulanması gittikçe kolaylaşmaktadır. Yakın zamana kadar çoğu adeziv sistem 3 uygulama aşamasına sahipti. Daha sonra 2 aşamalı self-etching sistemler piyasaya sürüldü ve son zamanlarda tek uygulama aşamalı self-etch sistemler kullanılmaya başlandı. Çok aşamalı sistemlerin bağlanma dayanımının, aşamalar arası teknik hassasiyete bağlı olarak pürüzlendirme ve yıkama işlemlerinden etkilendiği literatürde belirtilmiştir.<sup>135, 239</sup>

Çalışmamızda kullandığımız Scotchbond universal adeziv ile Rely-x ultimate adeziv rezin simanın da içinde bulunduğu bir çalışmada, zirkonya ile rezin siman arasındaki bağlantı dayanımına bakılmış ve universal adeziv sistemin kullanıldığı gruplarda 17,8 – 20,21MPa arası değerler bulunmuştur. Literatürlerde, seramik ile rezin simanın optimal bağlanma kuvvetini gösteren net bir bilgi mevcut değildir. Ancak

20Mpa'lık bir değer klinik olarak kabul edilebilir bir sonuçtur.<sup>124</sup> Bununla birlikte niversal adezivlerin klinik anlamda yeterli bağlantı kuvveti sağlayabildiği gösterilmiştir.<sup>240</sup>

Organofosfat monomerleri, polimerize olabilen fonksiyonel gruplar içerirler. Bu da metakrilat içerikli rezin siman ile birlikte polimerize olmayı sağlar. Buna ilaveten, rezin simanların genellikle adeziv sistemlerden daha viskz olmalarından dolayı, adezivler air abrasion uygulanmış seramik yüzeylerine daha iyi penetre olabilmektedirler.<sup>15</sup>

Tez alışmamızda, niversal adeziv uygulamasının rezin siman ile bağlantı kuvvetini arttırdığı grlmştir. Yalnızca Lava Ultimate seramik grubunda G-Premio bond uygulaması, neredeyse kontrol grubuyla aynı bağlanma dayanım değerini göstermiştir.

Pereira ve ark.<sup>241</sup> yaptıkları benzer bir çalışmada, niversal adeziv uyguladıkları grupların kontrol gruplarından anlamlı ölçüde daha yüksek bağlantı dayanımı gösterdiğini görmüşlerdir. Ayrıca sandblasting gibi yüzey işlemi uygulamasının bu değeri çok daha yukarıya taşıdığını da tespit etmişlerdir. Çalışmamızda da en düşük bağlantı değerlerinin kontrol gruplarında çıkması ve CoJet uygulamasının tüm seramik gruplarında bağlantıyı olumlu yönde arttırması bunu destekler niteliktedir.

1200 grid'lik zımparalama işlemi sonrasında seramik yüzeylerine bakıldığında; LAVA ve GC'nin VITA'ya göre daha düzgün bir yüzey göstermektedir. VITA diğer iki seramiğe oranla, daha poröz bir yapı sergilemektedir.

%9'luk HF asit uygulaması sonrasında seramik yüzeylerine bakıldığında; GC daha düzgün bir yüzey özelliği göstermektedir. VITA ve LAVA seramikleri arasında ise VITA'nın daha fazla porziteye sahip olduğu görülmektedir.

CoJet uygulaması sonrasında seramik yüzeylerine bakıldığında; örneklerin birbirlerine yakın yüzey özelliği gösterdiği gözlenmektedir.

Cekiç-Nagas ve ark.<sup>225</sup> yüzey işlemlerini takiben Vita Enamic, Lava Ultimate ve GC Cerasmart restoratif materyallerin yüzey mikroyapılarında farklılıklar tespit etmişlerdir. Vita Enamic seramiğin, diğer iki seramikle kıyaslandığında, mikro düzeyde pürüzlülüğü, rastgele dağıtılmış boşlukları ve mikro gözenekleri ile farklı düzensizlikler gösterdiğini bildirmişlerdir.

Lise ve ark.<sup>183</sup> yaptıkları çalışmada 600 grid'lik su zımparası uyguladıkları GC Cerasmart grubunun yüzeyini VITA Enamic grubundan daha düzgün olarak gözlemlemiştir. Çalışmamızda da 1200 grid'lik su zımparasına kadar çıkılmış olup benzer SEM görüntüsü elde edilmiştir.

Yüzey uygulamalarının bağlantıya olan etkisinin kesinlikle materyalin içeriğine bağlı olduğunu gösteren çalışmalar mevcuttur. Ancak şu bir gerçektir ki, yüzey uygulama işlemleri kesinlikle yüzey topografisini değiştirir ve bağlantıya olumlu yönde katkı sağlar.<sup>242</sup> Yüzey topografisindeki bariz değişim, çalışmamızdaki SEM görüntülerinde açıkça gözlemlenmiştir.

SEM görüntülerine ait yapılan bir çalışmada; Vita Enamic seramik grubunun, bizim çalışmamızdakine benzer şekilde yüzey düzensizliği ve mikroporözite anlamında daha yoğun olduğu gözlenmiştir. Bu durum silanizasyon aşamasından sonra çok daha fazla bağlanma dayanımı elde edilmesini sağlamıştır.<sup>225</sup> Çalışmamızda HF asit uygulamasını takiben silan uygulanan örnekler içerisinde en yüksek bağlanma dayanımını Vita Enamic grubunun göstermesi bunu açıklamaktadır.

Yapılan çalışmalarda air abrazyon ile, SEM görüntülerinde tüm CAD/CAM hibrit bloklarda doldurucu partiküllerin ekspozite olduğu görülmüştür. Bu durum silanizasyon işlemi için de önemli bir aşamadır.<sup>228-230</sup> Tez çalışmamızda, CoJet

uygulamasý sonrası elde edilen SEM görüntülerinde de yüzeydeki mikroporöziteler dikkat çekmektedir.





## 6. SONUÇ VE ÖNERİLER

1. CAD/CAM hibrit seramik blokların tümü içerisinde, en düşük bağlanma dayanım değerlerini, hiçbir yüzey işlemi uygulamadığımız kontrol gruplarındaki örnekler göstermiştir.
2. Tek başına üniversal adeziv uygulaması, kontrol grubuna göre rezin bağlantı dayanımını arttırmıştır. Bu artış, GC+GP, GC+UQ, GC+SU ve Vita+SU örneklerinde anlamlı bulunmuştur.
3. Yüzey işlemi uygulamaları, her seramik grubunda, kontrol grubuna göre bağlantıyı olumlu yönde arttırmıştır. Sadece Lava Ultimate seramik grubunda, yalnızca G- Premio Bond uygulamasının bağlantıyı olumlu yönde arttırmadığı açıkça gözlenmektedir.
4. CAD/CAM hibrit seramik blokların tümü içerisinde, en yüksek bağlanma dayanım değerleri, HF+ Silan uygulanan örneklerde tespit edilmiştir.(Vita Enamic: 52,24MPa, Lava Ultimate: 39,65MPa, GC Cerasmart: 37,85MPa)
5. HF takiben üniversal adeziv uygulanan örneklerde, Vita Enamic grubu, en yüksek rezin siman bağlantı dayanımını gösterirken, Lava Ultimate grubu en düşük bağlantı dayanımını göstermiştir.
6. Vita Enamic gruplarında; HF+üniversal adeziv uygulaması, HF+Silan uygulanan örneklere benzer rezin siman bağlantı dayanımı göstermiştir.
7. Lava Ultimate grubunda; CoJet+Universal adeziv uygulaması, HF+Universal adeziv uygulamasına göre yüksek rezin bağlanma dayanımı göstermesine rağmen, istatistiksel olarak anlamlı bulunmamıştır.
8. Lava Ultimate grubunda; en yüksek rezin siman bağlantı dayanımı, HF+Silan uygulanan örneklerde tespit edilmiştir.

9. GC Cerasmart grubunda; HF+Silan uygulaması en yüksek rezin bağlanma dayanımını gösterirken, HF+GP örnekleri de HF+Silan örneklerine benzer rezin siman bağlanma dayanımı göstermiştir.
10. 1200 grid' lik zımparalama işlemi ve %9' luk HF uygulaması, Vita Enamic grubunda diğer iki seramik grubuna göre daha poröz bir yapı göstermiştir. CoJet uygulaması ile CAD/CAM hibrit seramik örneklerin birbirlerine yakın yüzey özelliği gösterdiği tespit edilmiştir.
11. Çalışmamızdaki materyal ve metot sınırları içerisinde; kullanılan CAD/CAM hibrit materyaller için, en yüksek rezin-seramik bağlantısı hidroflorik asit uygulaması ile mümkün olur.

## KAYNAKLAR

1. Hopp CD, Land MF. Considerations for ceramic inlays in posterior teeth: a review. *Clinical, cosmetic and investigational dentistry*, 2013, 5: 21.
2. Coldea A, Swain MV, Thiel N. Mechanical properties of polymer-infiltrated-ceramic-network materials. *Dental Materials*, 2013, 29: 419-426.
3. Ruse N, Sadoun M. Resin-composite blocks for dental CAD/CAM applications. *Journal of Dental Research*, 2014, 93: 1232-1234.
4. Li RWK, Chow TW, Matinlinna JP. Ceramic dental biomaterials and CAD/CAM technology: state of the art. *Journal of prosthodontic research*, 2014, 58: 208-216.
5. Elsaka SE. Bond strength of novel CAD/CAM restorative materials to self-adhesive resin cement: the effect of surface treatments. *Journal of Adhesive Dentistry*, 2014, 16.
6. Grespan R. ntrez. Pubmed. Pubmed\_ResultsPanel. Pubmed\_DefaultReportPanel. Pubmed\_RVDocSum Activation of peripheral k/d opioid receptors mediates 15d-PGJ2 induced-antinociception in rats TMJ. Pena-Dos-Santos DR, Severino FP, Pereira SAL, Rodrigues DBR, Cunha FQ, Vieira SM, Napimoga MH, Clemente-Napimoga JT. *Neuroscience*, 2009; 163: 1211-9. *MH*, 2009, 105: 1031-1039.
7. Blatz MB, Sadan A, Kern M. Resin-ceramic bonding: a review of the literature. *The Journal of prosthetic dentistry*, 2003, 89: 268-274.
8. Krämer N, Lohbauer U, Frankenberger R. Adhesive luting of indirect restorations. *American Journal of Dentistry*, 2000, 13: 60D-76D.
9. Frankenberger R, Lohbauer U, Schaible RB, Nikolaenko SA, Naumann M. Luting of ceramic inlays in vitro: marginal quality of self-etch and etch-and-rinse adhesives versus self-etch cements. *Dental Materials*, 2008, 24: 185-191.

10. Taschner M, Krämer N, Lohbauer U, Pelka M, Breschi L, Petschelt A, Frankenberger R. Leucite-reinforced glass ceramic inlays luted with self-adhesive resin cement: a 2-year in vivo study. *Dental Materials*, 2012, 28: 535-540.
11. Krämer N, Frankenberger R. Clinical performance of bonded leucite-reinforced glass ceramic inlays and onlays after eight years. *Dental Materials*, 2005, 21: 262-271.
12. Alex G. Universal adhesives: the next evolution in adhesive dentistry. *Compend Contin Educ Dent*, 2015, 36: 15-26.
13. Van Landuyt K, Yoshida Y, Hirata I, Snauwaert J, De Munck J, Okazaki M, Suzuki K, Lambrechts P, Van Meerbeek B. Influence of the chemical structure of functional monomers on their adhesive performance. *Journal of Dental Research*, 2008, 87: 757-761.
14. KADOMA Y. Surface treatment agent for dental metals using a thiirane monomer and a phosphoric acid monomer. *Dental Materials Journal*, 2002, 21: 156-169.
15. Chen L, Suh BI, Brown D, Chen X. Bonding of primed zirconia ceramics: evidence of chemical bonding and improved bond strengths. *American Journal of Dentistry*, 2012, 25: 103-108.
16. Campos F, Almeida C, Rippe M, De Melo R, Valandro L, Bottino M. Resin bonding to a hybrid ceramic: effects of surface treatments and aging. *Operative dentistry*, 2016, 41: 171-178.
17. Ozturk O, Uludag B, Usumez A, Sahin V, Celik G. The effect of ceramic thickness and number of firings on the color of two all-ceramic systems. *The Journal of prosthetic dentistry*, 2008, 100: 99-106.
18. Kelly JR, Nishimura I, Campbell SD. Ceramics in dentistry: historical roots and current perspectives. *The Journal of prosthetic dentistry*, 1996, 75: 18-32.

19. Anusavice KJ, Shen C, Rawls HR. *Phillips' science of dental materials*. Baskı. Elsevier Health Sciences, 2013.
20. Van Dijken J. All-ceramic restorations: classification and clinical evaluations. *Compendium of continuing education in dentistry (Jamesburg, NJ: 1995)*, 1999, 20: 1115-1124, 1126 passim; quiz 1136.
21. E. A. Diş Hekimliğinde Porselen. (3. Baskı ) İ. Ü. Basımevi, İstanbul,. . 1999.
22. Jones DW. Development of dental ceramics. An historical perspective. *Dental Clinics of North America*, 1985, 29: 621.
23. McLean JW. Evolution of dental ceramics in the twentieth century. *The Journal of prosthetic dentistry*, 2001, 85: 61-66.
24. Hondrum SO. A review of the strength properties of dental ceramics. *The Journal of prosthetic dentistry*, 1992, 67: 859-865.
25. O'Brien WJ. Dental materials and their selection. 2002.
26. Shillingburg HT HS, Whitsett LD, Jacobi R, Brackett SE. Fundamentals of Fixed Prosthodontics. 3th edition, London, U.K: Quintessence Publishing Co., Inc.: s. 400- 405, 433-52. . 1997.
27. Conrad HJ, Seong W-J, Pesun IJ. Current ceramic materials and systems with clinical recommendations: a systematic review. *The Journal of prosthetic dentistry*, 2007, 98: 389-404.
28. Rosenstiel SF, Land MF, Fujimoto J. *Contemporary fixed prosthodontics*. Baskı. Elsevier Health Sciences, 2015.
29. Kelly J, Benetti P. Ceramic materials in dentistry: historical evolution and current practice. *Australian dental journal*, 2011, 56: 84-96.

30. Hooshmand T, Parvizi S, Keshvad A. Effect of surface acid etching on the biaxial flexural strength of two hot-pressed glass ceramics. *Journal of Prosthodontics*, 2008, 17: 415-419.
31. Marquardt P, Strub JR. Survival rates of IPS empress 2 all-ceramic crowns and fixed partial dentures: results of a 5-year prospective clinical study. *Quintessence International*, 2006, 37.
32. Documentation: IS. IPS e.max Press. Ivoclar Vivadent Scientific Service. . 2007.
33. Albakry M, Guazzato M, Swain MV. Biaxial flexural strength, elastic moduli, and x-ray diffraction characterization of three pressable all-ceramic materials. *The Journal of prosthetic dentistry*, 2003, 89: 374-380.
34. Raigrodski AJ. Contemporary materials and technologies for all-ceramic fixed partial dentures: a review of the literature. *The Journal of prosthetic dentistry*, 2004, 92: 557-562.
35. Antunes R, Magalhães F, Matsumoto W, Orsi IA. Anterior esthetic rehabilitation of all-ceramic crowns: a case report. *Quintessence international (Berlin, Germany: 1985)*, 1998, 29: 38.
36. Mosby SL. The glossary of prosthodontic term. (8.ed) , pp 22. . 2005.
37. JW. ML. The Science and Art of Dental Ceramics. Volum I. Quint Pub, Chicago, pp 1-13. 1997.
38. Yamamoto M. *Metal-ceramics: principle and methods of Makoto Yamamoto*. Baskı. Quintessence Publishing Company, 1985.
39. Yavuzyilmaz H, Turhan B, Bavbek B, Kurt E. Tam porselen sistemleri II. *Acta Odontologica Turcica*, 2005, 22: 49.
40. WD. C. Materials Science and Engineering, 4th ed. New York, John Willey & Sons, s. 372-433. . 1997.

41. Zaimoğlu A, Can G. Sabit Protezler. *Ankara Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Yayınları*, 2004, 24.
42. Zaimoğlu A, Can G, Ersoy E, Aksu L. Diş hekimliğinde maddeler bilgisi. *AÜ Basımevi, Ankara*, 1993: 515.
43. Anusavice KJ. Recent developments in restorative dental ceramics. *The Journal of the American Dental Association*, 1993, 124: 727476788084-727476788082.
44. Johnston JF, Dykema RW, Phillips RW, Goodacre CJ. *Johnston's modern practice in fixed prosthodontics*. Baskı. WB Saunders Co, 1986.
45. McLean JW, Hubbard JR, Kedge MI. *The Science and Art of Dental Ceramics: The nature of dental ceramics and their clinical use*. Baskı. Quintessence Publishing (IL), 1979.
46. WP. N. Introduction to Metal Ceramic Technology. Chicago, Quintessence Publishing Co, Inc.: 9-15. 1992.
47. A. A. Seramik Teknolojisi, Marmara Üniversitesi Yayınları, İstanbul. . 1983.
48. Raptis NV, Michalakis KX, Hirayama H. Optical behavior of current ceramic systems. *International Journal of Periodontics and Restorative Dentistry*, 2006, 26: 31.
49. Yavuziyılmaz H. Metal Destekli Estetik Kuronlar. *Gazi Üniversitesi ĖletiĖim Fakültesi Basımevi, Ankara*, 1996.
50. Touati B, Miara P, Nathanson D, Giordano R. *Esthetic dentistry and ceramic restorations*. Baskı. Martin Dunitz London, 1999.
51. Craig RG PJ. Restorative Properties in Restorative Dental Materials. New York: Mosby Publication. :551-592. 2002.

52. B. Y. Beş Farklı Yöntemle Hazırlanan Zirkonyum Alt Yapılı Kuronların Marjnal Uyum ve Kırılma Dirençlerinin İn Vitro Olarak Değerlendirilmesi. Atatürk Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi. 2008.
53. Mehl A, Hickel R. Current state of development and perspectives of machine-based production methods for dental restorations. *International journal of computerized dentistry*, 1999, 2: 9-35.
54. Rosenblum MA, Schulman A. A review of all-ceramic restorations. *The Journal of the American Dental Association*, 1997, 128: 297-307.
55. Castellani D, Baccetti T, Giovannoni A, Bernardini UD. Resistance to fracture of metal ceramic and all-ceramic crowns. *International Journal of Prosthodontics*, 1994, 7.
56. Toksavul S AC, Ulusoy M, Toman M. . Tüm seramik kuronlar. Bornova-İzmir, Meta Basım., p.3,4,7,8. 2002.
57. Peumans M, Van Meerbeek B, Lambrechts P, Vanherle G. Porcelain veneers: a review of the literature. *Journal of dentistry*, 2000, 28: 163-177.
58. Peumans M, De Munck J, Fieuws S, Lambrechts P, Vanherle G, Van Meerbeek B. A prospective ten-year clinical trial of porcelain veneers. *Journal of Adhesive Dentistry*, 2004, 6.
59. Luthardt RG, Holzhüter MS, Rudolph H, Herold V, Walter MH. CAD/CAM-machining effects on Y-TZP zirconia. *Dental Materials*, 2004, 20: 655-662.
60. Kelly JR. Dental ceramics: current thinking and trends. *Dental Clinics of North America*, 2004, 48: 513-530.
61. Coşkun A, Yaluğ S. Metal desteksiz porselen sistemleri. *Cumhuriyet Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi*, 2002, 5.



62. Sailer I, Pjetursson BE, Zwahlen M, Hämmerle CH. A systematic review of the survival and complication rates of all-ceramic and metal–ceramic reconstructions after an observation period of at least 3 years. Part II: fixed dental prostheses. *Clinical oral implants research*, 2007, 18: 86-96.
63. Sakaguchi RL, Powers JM. *Craig's restorative dental materials*. Baskı. Elsevier Health Sciences, 2012.
64. Denry I, Holloway JA. Ceramics for dental applications: a review. *Materials*, 2010, 3: 351-368.
65. Kurbad A, Reichel K. Multicolored ceramic blocks as an esthetic solution for anterior restorations. *International journal of computerized dentistry*, 2006, 9: 69-82.
66. Hwang JW, Yang JH. Fracture strength of copy-milled and conventional In-Ceram crowns. *Journal of oral rehabilitation*, 2001, 28: 678-683.
67. Strub JR, Beschnidt SM. Fracture strength of 5 different all-ceramic crown systems. *International Journal of Prosthodontics*, 1998, 11.
68. Eidenbenz S, Lehner CR, Schärer P. Copy milling ceramic inlays from resin analogs: a practicable approach with the CELAY system. *International Journal of Prosthodontics*, 1994, 7.
69. Della Bona A, Van Noort R. Shear vs. tensile bond strength of resin composite bonded to ceramic. *Journal of Dental Research*, 1995, 74: 1591-1596.
70. Höland W, Rheinberger V, Apel E, van't Hoen C. Principles and phenomena of bioengineering with glass-ceramics for dental restoration. *Journal of the European Ceramic Society*, 2007, 27: 1521-1526.
71. Qualtrough A, Piddock V. Ceramics update. *Journal of dentistry*, 1997, 25: 91-95.

72. Heffernan MJ, Aquilino SA, Diaz-Arnold AM, Haselton DR, Stanford CM, Vargas MA. Relative translucency of six all-ceramic systems. Part I: core materials. *The Journal of prosthetic dentistry*, 2002, 88: 4-9.
73. Wall J, Cipra D. Alternative crown systems. Is the metal-ceramic crown always the restoration of choice? *Dental Clinics of North America*, 1992, 36: 765-782.
74. Fasbinder DJ. Materials for chairside CAD/CAM restorations. *Compend Contin Educ Dent*, 2010, 31: 702-704.
75. Attia A, Kern M. Influence of cyclic loading and luting agents on the fracture load of two all-ceramic crown systems. *The Journal of prosthetic dentistry*, 2004, 92: 551-556.
76. Oh S-C, Dong J-K, Lüthy H, Schärer P. Strength and microstructure of IPS Empress 2 glass-ceramic after different treatments. *International Journal of Prosthodontics*, 2000, 13.
77. Denry I, Holloway J. Effect of sodium content on the crystallization behavior of fluoramphibole glass-ceramics. *Journal of biomedical materials research*, 2002, 63: 48-52.
78. R. VN. Introduction to Dental Materials. Chapter 3. 4: Dental Ceramics , 2nd ed. Mosby Yearbook St Louis. 2002.
79. Höland W, Schweiger M, Frank M, Rheinberger V. A comparison of the microstructure and properties of the IPS Empress® 2 and the IPS Empress® glass-ceramics. *Journal of Biomedical Materials Research Part A*, 2000, 53: 297-303.
80. Stappert CF, Att W, Gerds T, Strub JR. Fracture resistance of different partial-coverage ceramic molar restorations: An in vitro investigation. *The Journal of the American Dental Association*, 2006, 137: 514-522.

81. Ivoclar Vivadent A. The Compatible All-Ceramic System. *Dental Technician and Instructor, Schaan, Liechtenstein*, 2005.
82. Ivoclar-Vivadent. IPS e.max Press Scientific Documentation. 2011.
83. . hic. 20.05.2009.
84. Chai J, Takahashi Y, Sulaiman F, Chong K-h, Lautenschlager EP. Probability of fracture of all-ceramic crowns. *International Journal of Prosthodontics*, 2000, 13.
85. Taşveren S, Özdemir A. Yüksek miktarda alumina ile güçlendirilmiş metal desteksiz porselen sistemleri. *Cumhuriyet Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi*, 2005, 8.
86. HN. B. İki farklı tam seramik kor materyalinin baskı dayanıklılığı ve marjinal uyumu üzerine farklı marjinal dizayn ve taper açılarının etkisi. Selçuk Üniv. Diş Hek. Fak. Protetik Diş Tedavisi A.D. Doktora tezi. Konya. . 2007.
87. Giordano RA, Pelletier L, Campbell S, Pober R. Flexural strength of an infused ceramic, glass ceramic, and feldspathic porcelain. *The Journal of prosthetic dentistry*, 1995, 73: 411-418.
88. VITA. VITA In-Ceram Alümina All Ceramic System Direction for Use Brochure (pp 3-4). 2007.
89. Yap AU SA. Resin-bonded prostheses. *Quintessence Int*, 26: 521-30. 1995.
90. Sundh A, Sjögren G. A comparison of fracture strength of yttrium-oxide-partially-stabilized zirconia ceramic crowns with varying core thickness, shapes and veneer ceramics. *Journal of oral rehabilitation*, 2004, 31: 682-688.
91. Tinschert J, Natt G, Mautsch W, Augthun M, Spiekermann H. Fracture resistance of lithium disilicate-, alumina-, and zirconia-based three-unit fixed partial dentures: a laboratory study. *International Journal of Prosthodontics*, 2001, 14: 231-238.

92. Blatz MB. Long-term clinical success of all-ceramic posterior restorations. *Quintessence International*, 2002, 33.
93. Jankar AS, Kale Y, Kangane S, Ambekar A, Sinha M, Chaware S. Comparative evaluation of fracture resistance of Ceramic Veneer with three different incisal design preparations-An In-vitro Study. *Journal of international oral health: JIOH*, 2014, 6: 48.
94. May KB, Russell MM, Razzoog ME, Lang BR. Precision of fit: the Procera AllCeram crown. *The Journal of prosthetic dentistry*, 1998, 80: 394-404.
95. Ottl P, Piwowarczyk A, Lauer H-C, Hegenbarth EA. The Procera AliCeram System. *International Journal of Periodontics & Restorative Dentistry*, 2000, 20.
96. Wagner W, Chu T. Biaxial flexural strength and indentation fracture toughness of three new dental core ceramics. *The Journal of prosthetic dentistry*, 1996, 76: 140-144.
97. Denissen HW, van der Zel JM, van Waas MA. Measurement of the margins of partial-coverage tooth preparations for CAD/CAM. *International Journal of Prosthodontics*, 1999, 12.
98. Van Der Zel JM, Vlaar S, de Ruitter WJ, Davidson C. The CICERO system for CAD/CAM fabrication of full-ceramic crowns. *The Journal of prosthetic dentistry*, 2001, 85: 261-267.
99. Denissen H, Dozić A, van der Zel J, van Waas M. Marginal fit and short-term clinical performance of porcelain-veneered CICERO, CEREC, and Procera onlays. *The Journal of prosthetic dentistry*, 2000, 84: 506-513.
100. Wassell R, Walls A, Steele J. Crowns and extra-coronal restorations: materials selection. *British dental journal*, 2002, 192: 199-211.

101. Ersu B YB, Canay İ. . Sabit restorasyonlarda CAD/CAM uygulamaları. Hacettepe Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi. 2: 58-72. 2007.
102. <http://turkom-cera.com>.
103. Sahin V, Uludag B, Usumez A, Ozkir S. The effect of repeated firings on the color of an alumina ceramic system with two different veneering porcelain shades. *The Journal of prosthetic dentistry*, 2010, 104: 372-378.
104. Mörmann WH, Bindl A. The new creativity in ceramic restorations: dental CAD-CIM. *Quintessence International*, 1996, 27.
105. Mörmann W, Brandestini M, Ferru A, Lutz F, Krejci I. Marginal adaptation of adhesive porcelain inlays in vitro. *Schweizerische Monatsschrift für Zahnmedizin= Revue mensuelle suisse d'odonto-stomatologie= Rivista mensile svizzera di odontologia e stomatologia*, 1985, 95: 1118-1129.
106. Kalayci Bb, Bayindir F. Güncel Dental Bilgisayar Destekli Tasarım/Bilgisayar Destekli Üretim Sistemleri. *Atatürk Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi*, 2015, 25.
107. Denry I, Kelly JR. State of the art of zirconia for dental applications. *Dental Materials*, 2008, 24: 299-307.
108. Heymann HO, Bayne SC, Sturdevant JR, Wilder AD, Roberson TM. The clinical performance of CAD-CAM-generated ceramic inlays: a four-year study. *The Journal of the American Dental Association*, 1996, 127: 1171-1177-1175-1181.
109. Giray Z ÖZ, Kazazoğlu E. . Zirkonyumun yapısı ve zirkonya alt yapıların üretim teknikleri. 3: 34-38. 2007.
110. Tinschert J, Schulze KA, Natt G, Latzke P, Heussen N, Spiekermann H. Clinical behavior of zirconia-based fixed partial dentures made of DC-Zirkon: 3-year results. *International Journal of Prosthodontics*, 2008, 21.

111. Besimo C, Spielmann H, Rohner H. Computer-assisted generation of all-ceramic crowns and fixed partial dentures. *International journal of computerized dentistry*, 2001, 4: 243-262.
112. Giordano 2nd R. CAD/CAM: overview of machines and materials. *Journal of the Massachusetts Dental Society*, 2002, 51: 12.
113. Sorensen J. The Lava™ all-ceramic system: CAD/CAM Zirconia prosthodontics for the 21st century. *Synergy in Dentistry*, 2003, 2: 3-6.
114. Reich S, Wichmann M, Nkenke E, Proeschel P. Clinical fit of all-ceramic three-unit fixed partial dentures, generated with three different CAD/CAM systems. *European journal of oral sciences*, 2005, 113: 174-179.
115. Abt E. Computer-aided design/computer-aided manufacturing crown survival rates. *Evidence-based dentistry*, 2010, 11: 25-26.
116. Yazici R, Baseren M, Dayangac B. The effect of current-generation bonding systems on microleakage of resin composite restorations. *Quintessence International*, 2002, 33.
117. Raigrodski AJ. Contemporary all-ceramic fixed partial dentures: a review. *Dental Clinics of North America*, 2004, 48: 531-544.
118. Ghazy MH, Abo Madina MM, Aboushelib MN. Influence of fabrication techniques and artificial aging on the fracture resistance of different cantilever zirconia fixed dental prostheses. *Journal of Adhesive Dentistry*, 2012, 14: 161.
119. Roberson T, Heymann H, SWIFT JR E. Sturdevant's art and science of operative dentistry, mosby, st. 2002.
120. Manisalı Y, Koray F. Ağız-dış embriyolojisi ve histolojisi. *İstanbul: Yenilik Basımevi*, 1982: 73-98.

121. Van Meerbeek B, De Munck J, Yoshida Y, Inoue S, Vargas M, Vijay P, Van Landuyt K, Lambrechts P, Vanherle G. Adhesion to enamel and dentin: current status and future challenges. *Operative Dentistry-University Of Washington-*, 2003, 28: 215-235.
122. Miyazaki M, Tsujimoto A, Tsubota K, Takamizawa T, Kurokawa H, Platt JA. Important compositional characteristics in the clinical use of adhesive systems. *Journal of oral science*, 2014, 56: 1-9.
123. Panah FG RS, Ahmadian L. . The influence of ceramic surface treatments on the micro-shear bond strength of composite resin to IPS Empress 2. *Journal of Prosthodontics : Official Journal of the American College of Prosthodontists*, 17: 409-414. 2008.
124. Papia E, Larsson C, Toit M, Steyern PV. Bonding between oxide ceramics and adhesive cement systems: a systematic review. *Journal of Biomedical Materials Research Part B: Applied Biomaterials*, 2014, 102: 395-413.
125. Shin YJ, Shin Y, Yi YA, Kim J, Lee IB, Cho BH, Son HH, Seo DG. Evaluation of the shear bond strength of resin cement to Y-TZP ceramic after different surface treatments. *Scanning*, 2014, 36: 479-486.
126. Yüksel E, Zaimoğlu A. Influence of marginal fit and cement types on microleakage of all-ceramic crown systems. *Brazilian oral research*, 2011, 25: 261-266.
127. Aschenbrenner CM, Lang R, Handel G, Behr M. Analysis of marginal adaptation and sealing to enamel and dentin of four self-adhesive resin cements. *Clinical oral investigations*, 2012, 16: 191-200.

128. Spitznagel FA, Horvath SD, Guess PC, Blatz MB. Resin bond to indirect composite and new ceramic/polymer materials: a review of the literature. *Journal of Esthetic and Restorative Dentistry*, 2014, 26: 382-393.
129. Buonocore MG. A simple method of increasing the adhesion of acrylic filling materials to enamel surfaces. *Journal of Dental Research*, 1955, 34: 849-853.
130. El-Mowafy O. The use of resin cements in restorative dentistry to overcome retention problems. *Journal-Canadian Dental Association*, 2001, 67: 97-102.
131. Carvalho RM, Tjäderhane L, Manso AP, Carrilho MR, Carvalho CAR. Dentin as a bonding substrate. *Endodontic Topics*, 2009, 21: 62-88.
132. Carpena Lopes G, Narciso Baratieri L, de Andrada C, Mauro A, Vieira LCC. Dental adhesion: Present state of the art and future perspectives. *Quintessence International*, 2002, 33.
133. Li F, Liu X-Y, Zhang L, Kang J-J, Chen J-H. Ethanol-wet bonding technique may enhance the bonding performance of contemporary etch-and-rinse dental adhesives. *Journal of Adhesive Dentistry*, 2012, 14: 113.
134. Van Meerbeek B, Yoshihara K, Yoshida Y, Mine A, De Munck J, Van Landuyt K. State of the art of self-etch adhesives. *Dental Materials*, 2011, 27: 17-28.
135. Yoshida Y, Nagakane K, Fukuda R, Nakayama Y, Okazaki M, Shintani H, Inoue S, Tagawa Y, Suzuki K, De Munck J. Comparative study on adhesive performance of functional monomers. *Journal of Dental Research*, 2004, 83: 454-458.
136. Inoue S, Van Meerbeek B, Abe Y, Yoshida Y, Lambrechts P, Vanherle G, Sano H. Effect of remaining dentin thickness and the use of conditioner on micro-tensile bond strength of a glass-ionomer adhesive. *Dental Materials*, 2001, 17: 445-455.



137. Kato H, Matsumura H, Atsuta M. Effect of etching and sandblasting on bond strength to sintered porcelain of unfilled resin. *Journal of oral rehabilitation*, 2000, 27: 103-110.
138. Albers H. Bonded tooth colored restoratives: indirect bonded restorations. *Santa Rosa: Alto Books*, 1989: 1-42.
139. Della Bona A, Van Noort R. Ceramic surface preparations for resin bonding. *American Journal of Dentistry*, 1998, 11: 276-280.
140. Bona AD, Anusavice KJ. Microstructure, composition, and etching topography of dental ceramics. *International Journal of Prosthodontics*, 2002, 15.
141. Magne P, Belser U. *Bonded porcelain restorations in the anterior dentition: a biomimetic approach*. Baskı. Quintessence Publishing Company, 2002.
142. Özcan M, Vallittu PK. Effect of surface conditioning methods on the bond strength of luting cement to ceramics. *Dental Materials*, 2003, 19: 725-731.
143. Dérand P, Dérand T. Bond strength of luting cements to zirconium oxide ceramics. *International Journal of Prosthodontics*, 2000, 13.
144. Nakamura S, Yoshida K, Kamada K, Atsuta M. Bonding between resin luting cement and glass infiltrated alumina-reinforced ceramics with silane coupling agent. *Journal of oral rehabilitation*, 2004, 31: 785-789.
145. Amaral R, Özcan M, Bottino MA, Valandro LF. Microtensile bond strength of a resin cement to glass infiltrated zirconia-reinforced ceramic: the effect of surface conditioning. *Dental Materials*, 2006, 22: 283-290.
146. Kern M, Wegner SM. Bonding to zirconia ceramic: adhesion methods and their durability. *Dental Materials*, 1998, 14: 64-71.
147. Wegner SM, Kern M. Long-term resin bond strength to zirconia ceramic. *Journal of Adhesive Dentistry*, 2000, 2.

148. Piwowarczyk A, Ottl P, Lauer HC, Kuretzky T. A Clinical Report and Overview of Scientific Studies and Clinical Procedures Conducted on the 3M ESPE Lava™ All-Ceramic System. *Journal of Prosthodontics*, 2005, 14: 39-45.
149. Kern M, Thompson VP. Sandblasting and silica coating of a glass-infiltrated alumina ceramic: volume loss, morphology, and changes in the surface composition. *The Journal of prosthetic dentistry*, 1994, 71: 453-461.
150. Awliya W, Odén A, Yaman P, B. Dennison J, E. Razzoog M. Shear bond strength of a resin cement to densely sintered high-purity alumina with various surface conditions. *Acta Odontologica Scandinavica*, 1998, 56: 9-13.
151. Kosmač T, Oblak C, Jevnikar P, Funduk N, Marion L. The effect of surface grinding and sandblasting on flexural strength and reliability of Y-TZP zirconia ceramic. *Dental Materials*, 1999, 15: 426-433.
152. A. U. Zirkonyum oksit seramik restorasyonlarda farklı yüzey hazırlıklarının kompozit yapıştırma simanının bağlanmasına etkilerinin incelenmesi. 2006.
153. Usumez A, Aykent F. Bond strengths of porcelain laminate veneers to tooth surfaces prepared with acid and Er, Cr: YSGG laser etching. *The Journal of prosthetic dentistry*, 2003, 90: 24-30.
154. Van Meerbeek B, De Munck J, Mattar D, Van Landuyt K, Lambrechts P. Microtensile bond strengths of an etch&rinse and self-etch adhesive to enamel and dentin as a function of surface treatment. *Operative Dentistry-University Of Washington-*, 2003, 28: 647-660.
155. Folwaczny M, Mehl A, Haffner C, Hickel R. Polishing and coating of dental ceramic materials with 308nm XeCl excimer laser radiation. *Dental Materials*, 1998, 14: 186-193.

156. Gökçe B, Özpinar B, Dündar M, Cömlekoglu E, Sen B, Güngör M. Bond strengths of all-ceramics: acid vs laser etching. *Operative dentistry*, 2007, 32: 173-178.
157. Corona SAM, Souza AEd, Chinelatti MA, Borsatto MC, Pécora JD, Palma-Dibb RG. Effect of energy and pulse repetition rate of Er: YAG laser on dentin ablation ability and morphological analysis of the laser-irradiated substrate. *Photomedicine and Laser Therapy*, 2007, 25: 26-33.
158. Da Silveira BL, Paglia A, Burnett Jr LH, Arai Shinkai RS, Eduardo CDP, Spohr AM. Micro-tensile bond strength between a resin cement and an aluminous ceramic treated with Nd: YAG laser, Rocatec System, or aluminum oxide sandblasting. *Photomedicine and laser surgery*, 2005, 23: 543-548.
159. Cavalcanti AN, Foxton RM, Watson TF, Oliveira MT, Giannini M, Marchi GM. Bond strength of resin cements to a zirconia ceramic with different surface treatments. *Operative dentistry*, 2009, 34: 280-287.
160. Chan C-M, Ko T-M, Hiraoka H. Polymer surface modification by plasmas and photons. *Surface science reports*, 1996, 24: 1-54.
161. Denes F. Synthesis and surface modification by macromolecular plasma chemistry. *Trends in polymer science*, 1997, 1: 23-31.
162. Derand T, Molin M, Kvam K. Bond strength of composite luting cement to zirconia ceramic surfaces. *Dental Materials*, 2005, 21: 1158-1162.
163. Kumbuloglu O, Lassila L, User A, Toksavul S, Vallittu P. Shear bond strength of composite resin cements to lithium disilicate ceramics. *Journal of oral rehabilitation*, 2005, 32: 128-133.

164. Yoshida K, Tsuo Y, Atsuta M. Bonding of dual-cured resin cement to zirconia ceramic using phosphate acid ester monomer and zirconate coupler. *Journal of Biomedical Materials Research Part B: Applied Biomaterials*, 2006, 77: 28-33.
165. Matinlinna J, Vallittu P. Silane based concepts on bonding resin composite to metals. *J Contemp Dent Pract*, 2007, 8: 1-8.
166. Janda R, Roulet J-F, Wulf M, Tiller H-J. A new adhesive technology for all-ceramics. *Dental Materials*, 2003, 19: 567-573.
167. ÖZCAN M, Nijhuis H, Valandro LF. Effect of various surface conditioning methods on the adhesion of dual-cure resin cement with MDP functional monomer to zirconia after thermal aging. *Dental Materials Journal*, 2008, 27: 99-104.
168. Laufer B, Nicholls J, Townsend JD. SiO<sub>x</sub>-C coating: a composite-to-metal bonding mechanism. *The Journal of prosthetic dentistry*, 1988, 60: 320-327.
169. Bona AD, Anusavice KJ, Hood JA. Effect of ceramic surface treatment on tensile bond strength to a resin cement. *International Journal of Prosthodontics*, 2002, 15.
170. Fischer J, Grohmann P, Stawarczyk B. Effect of zirconia surface treatments on the shear strength of zirconia/veneering ceramic composites. *Dental Materials Journal*, 2008, 27: 448-454.
171. Hummel M, Kern M. Durability of the resin bond strength to the alumina ceramic Procera. *Dental Materials*, 2004, 20: 498-508.
172. Matinlinna JP, Heikkinen T, Özcan M, Lassila LV, Vallittu PK. Evaluation of resin adhesion to zirconia ceramic using some organosilanes. *Dental Materials*, 2006, 22: 824-831.

173. Valandro LF, Della Bona A, Bottino MA, Neisser MP. The effect of ceramic surface treatment on bonding to densely sintered alumina ceramic. *The Journal of prosthetic dentistry*, 2005, 93: 253-259.
174. Atsu SS, Kilicarslan MA, Kucukesmen HC, Aka PS. Effect of zirconium-oxide ceramic surface treatments on the bond strength to adhesive resin. *The Journal of prosthetic dentistry*, 2006, 95: 430-436.
175. Swift E, Perdigao J, Heymann HO. Bonding to enamel and dentin: a brief history and state of the art, 1995. *Quintessence International-English Edition-*, 1995, 26: 95-95.
176. Braga RR, Meira JB, Boaro LC, Xavier TA. Adhesion to tooth structure: a critical review of “macro” test methods. *Dental Materials*, 2010, 26: e38-e49.
177. Armstrong S, Geraldeli S, Maia R, Raposo LHA, Soares CJ, Yamagawa J. Adhesion to tooth structure: a critical review of “micro” bond strength test methods. *Dental Materials*, 2010, 26: e50-e62.
178. Van Meerbeek B, Peumans M, Poitevin A, Mine A, Van Ende A, Neves A, De Munck J. Relationship between bond-strength tests and clinical outcomes. *Dental Materials*, 2010, 26: e100-e121.
179. ISO I. TS 11405: Dental materials—testing of adhesion to tooth structure. *Geneva, Switzerland: International Organization for Standardization ISO Central Secretariat*, 2003.
180. de Oyagüe RC, Monticelli F, Toledano M, Osorio E, Ferrari M, Osorio R. Influence of surface treatments and resin cement selection on bonding to densely-sintered zirconium-oxide ceramic. *Dental Materials*, 2009, 25: 172-179.
181. Lüthy H, Loeffel O, Hammerle CH. Effect of thermocycling on bond strength of luting cements to zirconia ceramic. *Dental Materials*, 2006, 22: 195-200.

182. Aboushelib MN dJN, Kleverlaan CJ, Feilzer AJ, . Microtensile bond strength of different components of core veneered all-ceramic restorations. *Dental Materials: Official Publication of the Academy of Dental Materials*, 21: 984-991. 2005.
183. Lauvahutanon S, Takahashi H, Shiozawa M, Iwasaki N, Asakawa Y, Oki M, Finger WJ, Arksornnukit M. Mechanical properties of composite resin blocks for CAD/CAM. *Dental Materials Journal*, 2014, 33: 705-710.
184. Nguyen J, Ruse D, Phan A, Sadoun M. High-temperature-pressure polymerized resin-infiltrated ceramic networks. *Journal of Dental Research*, 2014, 93: 62-67.
185. Takeuchi K, Fujishima A, Manabe A, Kuriyama S, Hotta Y, Tamaki Y, Miyazaki T. Combination treatment of tribochemical treatment and phosphoric acid ester monomer of zirconia ceramics enhances the bonding durability of resin-based luting cements. *Dental Materials Journal*, 2010, 29: 316-323.
186. Koizumi H, Nakayama D, Komine F, Blatz MB, Matsumura H. Bonding of resin-based luting cements to zirconia with and without the use of ceramic priming agents. *Journal of Adhesive Dentistry*, 2012, 14.
187. Vargas MA, Bergeron C, Diaz-Arnold A. Cementing all-ceramic restorations: recommendations for success. *The Journal of the American Dental Association*, 2011, 142: 20S-24S.
188. Diaz-Arnold AM, Vargas MA, Haselton DR. Current status of luting agents for fixed prosthodontics. *Journal of Prosthetic Dentistry*, 1999, 81: 135-141.
189. Tian T, Tsoi JK-H, Matinlinna JP, Burrow MF. Aspects of bonding between resin luting cements and glass ceramic materials. *Dental Materials*, 2014, 30: e147-e162.

190. Blixt M, Adamczak E, Lindén L-Å, Odén A, Arvidson K. Bonding to densely sintered alumina surfaces: effect of sandblasting and silica coating on shear bond strength of luting cements. *International Journal of Prosthodontics*, 2000, 13.
191. Braga R, Ballester R, Daronch M. Influence of time and adhesive system on the extrusion shear strength between feldspathic porcelain and bovine dentin. *Dental Materials*, 2000, 16: 303-310.
192. Groten M, Pröbster L. The influence of different cementation modes on the fracture resistance of feldspathic ceramic crowns. *International Journal of Prosthodontics*, 1997, 10.
193. Ho GW, Matinlinna JP. Insights on ceramics as dental materials. Part II: Chemical surface treatments. *Silicon*, 2011, 3: 117.
194. Turgut S, Bagis B, Ayaz EA. Achieving the desired colour in discoloured teeth, using leucite-based cad-cam laminate Systems. *Journal of dentistry*, 2014, 42: 68-74.
195. Turgut S, Bagis B. Effect of resin cement and ceramic thickness on final color of laminate veneers: an in vitro study. *Journal of Prosthetic Dentistry*, 2013, 109: 179-186.
196. Edelhoff D, Özcan M. To what extent does the longevity of fixed dental prostheses depend on the function of the cement? Working Group 4 materials: cementation. *Clinical oral implants research*, 2007, 18: 193-204.
197. Viotti RG, Kasaz A, Pena CE, Alexandre RS, Arrais CA, Reis AF. Microtensile bond strength of new self-adhesive luting agents and conventional multistep systems. *Journal of Prosthetic Dentistry*, 2009, 102: 306-312.

198. Souza R, Castilho A, Fernandes V, Bottino M, Valandro L. Durability of microtensile bond to nonetched and etched feldspar ceramic: self-adhesive resin cements vs conventional resin. *J Adhes Dent*, 2011, 13: 155-162.
199. Abdelaziz KM, Al-Qahtani NM, Al-Shehri AS, Abdelmoneam AM. Bonding quality of contemporary dental cements to sandblasted esthetic crown copings. *Journal of investigative and clinical dentistry*, 2012, 3: 142-147.
200. Alves Feitosa S, Corazza PH, Cesar PF, Bottino MA, Valandro LF. Pressable feldspathic inlays in premolars: effect of cementation strategy and mechanical cycling on the adhesive bond between dentin and restoration. *Journal of Adhesive Dentistry*, 2014, 16.
201. Hisamatsu N, Atsuta M, Matsumura H. Effect of silane primers and unfilled resin bonding agents on repair bond strength of a prosthodontic microfilled composite. *Journal of oral rehabilitation*, 2002, 29: 644-648.
202. Zaghoul H, Elkassas DW, Haridy MF. Effect of incorporation of silane in the bonding agent on the repair potential of machinable esthetic blocks. *European journal of dentistry*, 2014, 8: 44.
203. Tezvergil A, Lassila L, Vallittu P. Composite-composite repair bond strength: effect of different adhesion primers. *Journal of dentistry*, 2003, 31: 521-525.
204. Staxrud F, Dahl JE. Silanising agents promote resin-composite repair. *International dental journal*, 2015, 65: 311-315.
205. Ölmez A, Öztaş N, Bilici S. Microleakage of resin composite restorations with glass-ceramic inserts. *Quintessence International*, 1998, 29.
206. Matinlinna J, Vallittu P. Bonding of resin composites to etchable ceramic surfaces—an insight review of the chemical aspects on surface conditioning. *Journal of oral rehabilitation*, 2007, 34: 622-630.



207. Lung CYK, Matinlinna JP. Aspects of silane coupling agents and surface conditioning in dentistry: an overview. *Dental Materials*, 2012, 28: 467-477.
208. Vieira LCC, Araújo É, Monteiro Júnior S. Effect of different ceramic surface treatments on resin microtensile bond strength. *Journal of Prosthodontics*, 2004, 13: 28-35.
209. Nagai T, Kawamoto Y, Kakehashi Y, Matsumura H. Adhesive bonding of a lithium disilicate ceramic material with resin-based luting agents. *Journal of oral rehabilitation*, 2005, 32: 598-605.
210. Soares CJ, Giannini M, Oliveira MTd, Paulillo LAMS, Martins LRM. Effect of surface treatments of laboratory-fabricated composites on the microtensile bond strength to a luting resin cement. *Journal of Applied Oral Science*, 2004, 12: 45-50.
211. Canay Ş, Hersek N, Ertan A. Effect of different acid treatments on a porcelain surface. *Journal of oral rehabilitation*, 2001, 28: 95-101.
212. Leite FP, Özcan M, Valandro LF, Cunha Moreira CH, Amaral R, Bottino MA, Kimpara ET. Effect of the etching duration and ultrasonic cleaning on microtensile bond strength between feldspathic ceramic and resin cement. *The Journal of Adhesion*, 2013, 89: 159-173.
213. DeHoff PH, Anusavice KJ, Wang Z. Three-dimensional finite element analysis of the shear bond test. *Dental Materials*, 1995, 11: 126-131.
214. Shahdad S, Kennedy J. Bond strength of repaired anterior composite resins: an *it>/it>* study1. *Journal of dentistry*, 1998, 26: 685-694.
215. Yu H, Du C, Cao Y. Shear bond test of hf acid etching machinable porcelain bonded to enamel with different concentration and disposing time. *Hua xi kou*

- qiang yi xue za zhi= Huaxi kouqiang yixue zazhi= West China journal of stomatology*, 1998, 16: 169-171.
216. Brentel AS, Özcan M, Valandro LF, Alarça LG, Amaral R, Bottino MA. Microtensile bond strength of a resin cement to feldspathic ceramic after different etching and silanization regimens in dry and aged conditions. *Dental Materials*, 2007, 23: 1323-1331.
217. Bona AD, Anusavice KJ, Shen C. Microtensile strength of composite bonded to hot-pressed ceramics. *Journal of Adhesive Dentistry*, 2000, 2.
218. Stangel I, Nathanson D, Hsu C. Shear strength of the composite bond to etched porcelain. *Journal of Dental Research*, 1987, 66: 1460-1465.
219. Matinlinna J. Processing and bonding of dental ceramics. İçinde: *Non-metallic biomaterials for tooth repair and replacement*, Elsevier, 2013: 129-160.
220. Yen T-W, Blackman RB, Baez RJ. Effect of acid etching on the flexural strength of a feldspathic porcelain and a castable glass ceramic. *The Journal of prosthetic dentistry*, 1993, 70: 224-233.
221. Chen J, Matsumura H, Atsuta M. Effect of etchant, etching period, and silane priming on bond strength to porcelain of composite resin. *Operative dentistry*, 1998, 23: 250-257.
222. Güler AU, Yılmaz F, Yenisey M, Güler E, Ural Ç. Effect of acid etching time and a self-etching adhesive on the shear bond strength of composite resin to porcelain. *Journal of Adhesive Dentistry*, 2006, 8.
223. Zogheib LV, Bona AD, Kimpara ET, McCabe JF. Effect of hydrofluoric acid etching duration on the roughness and flexural strength of a lithium disilicate-based glass ceramic. *Brazilian dental journal*, 2011, 22: 45-50.

224. Lucena-Martín C, González-López S, de Mondelo JMN-R. The effect of various surface treatments and bonding agents on the repaired strength of heat-treated composites. *Journal of Prosthetic Dentistry*, 2001, 86: 481-488.
225. Cekic-Nagas I, Ergun G, Egilmez F, Vallittu PK, Lassila LVJ. Micro-shear bond strength of different resin cements to ceramic/glass-polymer CAD-CAM block materials. *Journal of prosthodontic research*, 2016, 60: 265-273.
226. Miyazaki M, Hinoura K, Onose H, Moore B. Effect of filler content of light-cured composites on bond strength to bovine dentine. *Journal of dentistry*, 1991, 19: 301-303.
227. Roulet J, Söderholm K, Longmate J. Effects of treatment and storage conditions on ceramic/composite bond strength. *Journal of Dental Research*, 1995, 74: 381-387.
228. da Costa TRF, Serrano AM, Atman APF, Loguercio AD, Reis A. Durability of composite repair using different surface treatments. *Journal of dentistry*, 2012, 40: 513-521.
229. Suliman A-HA, Swift Jr EJ, Perdigao J. Effects of surface treatment and bonding agents on bond strength of composite resin to porcelain. *The Journal of prosthetic dentistry*, 1993, 70: 118-120.
230. Yoshihara K, Nagaoka N, Maruo Y, Nishigawa G, Irie M, Yoshida Y, Van Meerbeek B. Sandblasting may damage the surface of composite CAD-CAM blocks. *Dental Materials*, 2017, 33: e124-e135.
231. Chen C, Xie H, Song X, Burrow MF, Chen G, Zhang F. Evaluation of a commercial primer for bonding of zirconia to two different resin composite cements. *J Adhes Dent*, 2014, 16: 169-176.

232. Park J-H, Choi Y-S. Microtensile bond strength and micromorphologic analysis of surface-treated resin nanoceramics. *The journal of advanced prosthodontics*, 2016, 8: 275-284.
233. Özcan M, Alander P, Vallittu P, Huysmans M-C, Kalk W. Effect of three surface conditioning methods to improve bond strength of particulate filler resin composites. *Journal of Materials Science: Materials in Medicine*, 2005, 16: 21-27.
234. de Castro HL, Corazza PH, Paes-Júnior TdA, Della Bona A. Influence of Y-TZP ceramic treatment and different resin cements on bond strength to dentin. *Dental Materials*, 2012, 28: 1191-1197.
235. Blatz MB, Phark J-H, Ozer F, Mante FK, Saleh N, Bergler M, Sadan A. In vitro comparative bond strength of contemporary self-adhesive resin cements to zirconium oxide ceramic with and without air-particle abrasion. *Clinical oral investigations*, 2010, 14: 187-192.
236. Passos SP, Valandro LF, Amaral R, Özcan M, Bottino MA, Kimpara ET. Does adhesive resin application contribute to resin bond durability on etched and silanized feldspathic ceramic? *Journal of Adhesive Dentistry*, 2008, 10.
237. Lührs A-K, Pongprueksa P, De Munck J, Geurtsen W, Van Meerbeek B. Curing mode affects bond strength of adhesively luted composite CAD/CAM restorations to dentin. *Dental Materials*, 2014, 30: 281-291.
238. Stawarczyk B, Basler T, Ender A, Roos M, Özcan M, Hämmerle C. Effect of surface conditioning with airborne-particle abrasion on the tensile strength of polymeric CAD/CAM crowns luted with self-adhesive and conventional resin cements. *Journal of Prosthetic Dentistry*, 2012, 107: 94-101.

239. Frankenberger R, Kramer N, Petschelt A. Technique sensitivity of dentin bonding: effect of application mistakes on bond strength and marginal adaptation. *Operative dentistry*, 2000, 25: 324-330.
240. Al Jeaidi ZA, Alqahtani MA, Awad MM, Rodrigues FP, Alrahlah AA. Bond strength of universal adhesives to air-abraded zirconia ceramics. *Journal of oral science*, 2017, 59: 565-570.
241. de Lucena Pereira L, Campos F, Dal Pivac AMdO, Gondim LD, e Souzae ROdA, Özcanf M. Can application of universal primers alone be a substitute for airborne-particle abrasion to improve adhesion of resin cement to zirconia? *J Adhes Dent*, 2015, 17: 169-174.
242. Furukawa K, Inai N, Tagami J. The effects of luting resin bond to dentin on the strength of dentin supported by indirect resin composite. *Dental Materials*, 2002, 18: 136-142.

## **EKLER**

### **EK-1. ÖZGEÇMİŞ**

#### **Kişisel Bilgiler**

**Adı Soyadı:** Burak KÖSEOĞLU

**Doğum Tarihi:** 01.10.1989

**Doğum Yeri:** Sivas

**Uyruğu:** T.C

**Adres:** Atatürk Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi, Restoratif Diş Tedavisi Anabilim Dalı, 25240 ERZURUM

**Tel:** 0507 119 45 42

**E-mail:** burak\_d152@hotmail.com

#### **Eğitim**

**Lise:** Aydın Yabancı Dil Ağırlıklı Lise (2006)

**Lisans:** Yakın Doğu Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi, Lefkoşa, KIBRIS (2008-2013)


#### **Yabancı Dil Bilgisi**

**İngilizce:** Orta derecede (IELTS 5.5 ortalama, Ekim 2014)

#### **İlgi Alanları ve Hobiler**

Yüzme, masa tenisi, motorsiklet, kayak, play station, bateri, at binme ...

## EK-2. PROJE ÖZET RAPORU

	T.C.ATATÜRK ÜNİVERSİTESİ Bilimsel Araştırma Projeleri Koordinasyon Birimi <b>PROJE ÖZET RAPORU</b>
---	--

Proje Yürütücüsü	Prof.Dr. Yusuf Ziya BAYINDIR		
Proje Kodu	THD-2018-6364		
Proje Başlığı	Universal adezivlerin hibrit CAD-CAM seramiklere resin simanın bağlanma dayanımına etkisinin incelenmesi		
Proje Türü	Hızlı Destek Projesi		
Proje Grubu	Tıp Sağlık		
Süresi (Ay)	12		
Proje Durumu	Yürüyen Proje		
Başvuru Tarihi	26.12.2017	Muhtemel Bitiş Tarihi	18.1.2019
Başlangıç Tarihi	18.1.2018	Bitiş Tarihi	
Ek Süre 1 (Ay)		Ek Süre 2 (Ay)	
Onaylanan Bütçesi	5.944,28 ₺		
Ek Ödenek 1	0,00 ₺		
Ek Ödenek 2	0,00 ₺		
Ek Ödenek 3	0,00 ₺		
Toplam Bütçe	5.944,28 ₺	Gerçekleşen Harcama	5.451,08 ₺

### Proje Özeti

Seramikler çok iyi optik ve mekanik özelliklere sahip biyouyumlu materyaller olmasına rağmen sert ve kırılabilir olmaları sorun olmaktadır. Bu yüzden seramik bloklara alternatif olarak hibrid &nbsp;bloklar geliştirilmiştir. (Koller, Arnetzl et al. 2012, Coldea, Swain et al. 2013, Nguyen, Ruse et al. 2014). Adeziv sistemlerin en yeni ürünü &ldquo;universal adhesive&rdquo;&nbsp; olarak isimlendirilmiştir. Bu adezivle adeziv protokolü önemli ölçüde basitleştirmiş ve hızlandırmıştır(Alex 2015).Tüm universal adezivler&nbsp; primer adeziv fonksiyonel monomer olarak fosfat esterleri (10-MDP)&nbsp; ihtiva ederler. 10 MDP metakrilat esaslı restoratifler,simanlar, diş dokuları, metal ve zirkonla kimyasal bağlanma potansiyeline sahiptir.(Kadoma 2002, Van Landuyt, Yoshida et al. 2008, Chen, Suh et al. 2012) Hibrid seramiklerin resin simana bağlanma dayanımının incelendiği(Campos, Almeida et al. 2016, Cekic-Nagas, Ergun et al. 2016)çalışmalar vardır. Ancak universal adezivlerin hibrid seramiklere resin simanın &nbsp;bağlanma dayanımının incelendiği bir çalışmaya rastlanmamıştır. Çalışmamızda 3 farklı hibrid seramikten(V.Enamic, GC.Cerasmart, L. Ultimate)120 örnek (5X5X2mm) hazırlanacak. Seramik örnekler 3 farklı&nbsp; universal adeziv (Scotchbond U, G-Premio B., Clearfil UQ) için rastgele 3 gruba ayrılacak. Her adeziv grubunda benzer 4 farklı yüzey işlemi ( 1=sadece adeziv, 2=Cojet+adeziv, 3=hidroflorik asit+adeziv, 4=Hidroflorik asit+Silan) uygulanacak. Yüzey işlemi tamamlanan örnekler silikon model (3x3x2mm)&nbsp; &nbsp;ile resin siman polimerize uygulanacak. Tüm seramik örnekler mikro-makaslama testi uygulanacak. Elde edilen veriler istatistiksel olarak değerlendirilecektir.

### Proje Ekibi

Arş.Gör. Burak KÖSEOĞLU

## EK-3. ETİK KURUL RAPORU




T.C  
ATATÜRK ÜNİVERSİTESİ  
DİŞ HEKİMLİĞİ FAKÜLTESİ DEKANLIĞI  
ETİK KURULU

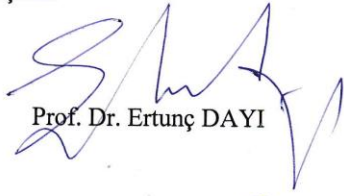
Oturum Tarihi: 14.06/ 2017  
Oturum Sayısı: 07/ 2017

### KARAR

<b>SORUMLU ARAŞTIRMACI</b>	Prof. Dr. Yusuf Ziya BAYINDIR Arş. Gör. Dt. Burak KÖSEOĞLU
<b>Araştırmanın Açık Adı</b>	<i>Hibrid CAD-CAM Seramiklerin Farklı Yüzey İşlemleri Uygulanması Sonrasında Rezin Siman ile Olan Bağlantı Dayanımının İncelenmesi</i>
<b>Karar No</b>	43.
<b>Alınan Karar</b>	Prof. Dr. Yusuf Ziya BAYINDIR yöneticiliğinde yürütülmekte olan ve Arş. Gör. Dt. Burak KÖSEOĞLU'nun birlikte hazırladığı "Computer Aided Design/Computer Aided Manufacturing Hibrid Seramiklere Değişik Yüzey İşlemleri Uygulanması Sonrasında Rezin Siman ile Olan Bağlantı Dayanımının İncelenmesi" başlıklı Uzmanlık Tez konusunun "Hibrid CAD-CAM Seramiklerin Farklı Yüzey İşlemleri Uygulanması Sonrasında Rezin Siman ile Olan Bağlantı Dayanımının İncelenmesi" olarak değiştirilmesinde Sağlık Bakanlığı tarafından yayımlanan 19 Ağustos 2011 tarih ve 28030 sayılı "Klinik Araştırmalar Hakkındaki Yönetmelik" hükümlerine bağlı kalınarak yapılmak şartıyla bilimsel ve etik açıdan sakınca olmadığına mevcut oybirliği ile karar verildi.

  
Prof. Dr. Abdulvahit ERDEM  
Etik Kurul Başkanı

  
Prof. Dr. A.Berhan YILMAZ

  
Prof. Dr. Ertunç DAYI

Prof. Dr. Recep ORBAK  
(İzinli)

  
Prof. Dr. K. Merve ÇOLAK TOPÇU