

**T.C.**  
**AKDENİZ ÜNİVERSİTESİ**  
**DİŞ HEKİMLİĞİ FAKÜLTESİ**  
**PROTETİK DİŞ TEDAVİSİ ANABİLİM DALI**

**ZİRKONYA ALTYAPILI RESTORASYONLAR**  
**ÜZERİNE UYGULANAN FARKLI TERMAL**  
**DÖNGÜLERİN KOMPOZİT REZİNLERİN TAMİR**  
**BAĞLANMA DAYANIMINA ETKİSİNİN**  
**İNCELENMESİ**

**Dt. Serkan ÇINAR**

**DİŞ HEKİMLİĞİNDE UZMANLIK TEZİ**

**DANIŐMAN**  
**Doç. Dr. Ömer KIRMALI**

Bu tez Akdeniz Üniversitesi Bilimsel Araştırma Projeleri tarafından TDH-2018-4010 proje numarası ile desteklenmiştir.

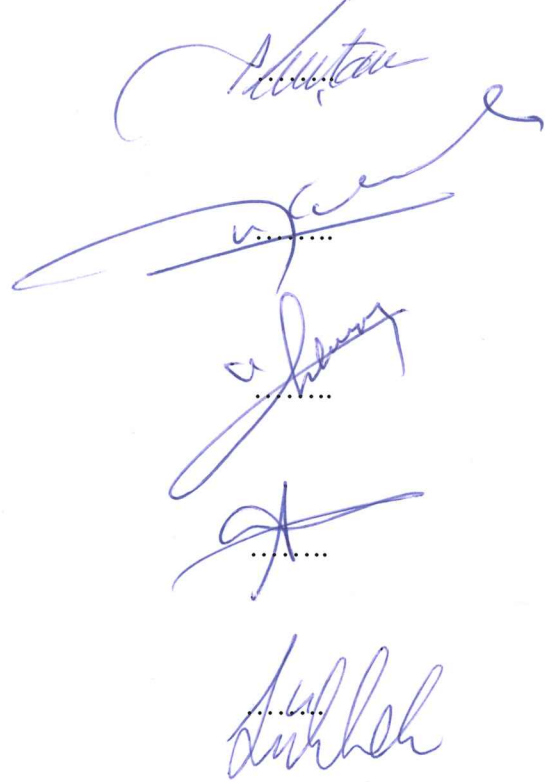
**2019-ANTALYA**

## ONAY SAYFASI

Serkan ÇINAR tarafından sunulan bu çalışma jürimiz tarafından ~~oy birliği/oy çokluğu~~ ile Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalında Uzmanlık Tezi olarak kabul edilmiştir. 12/04/2019

### İmza

- Üye : Prof. Dr. Alper KUŞTARCI  
Akdeniz Üniversitesi
- Üye : Doç. Dr. Ömer KIRMALI  
Akdeniz Üniversitesi
- Üye : Dr. Öğr. Üyesi Özlem ÜSTÜN  
Akdeniz Üniversitesi
- Üye : Dr. Öğr. Üyesi Ayşe DÜNDAR  
Akdeniz Üniversitesi
- Üye : Dr. Öğr. Üyesi Türker AKAR  
Erzincan Binali Yıldırım Üniversitesi



Bu tez, 20/03/2019 tarih ve 12/43 sayılı Yönetim Kurulu kararıyla belirlenen ve yukarıda imzaları bulunan jüri üyeleri tarafından kabul edilmiştir.

**Diş Hekimliği Fakültesi**

**Kurum Yöneticisi**

## ETİK BEYAN

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

**Serkan ÇINAR**

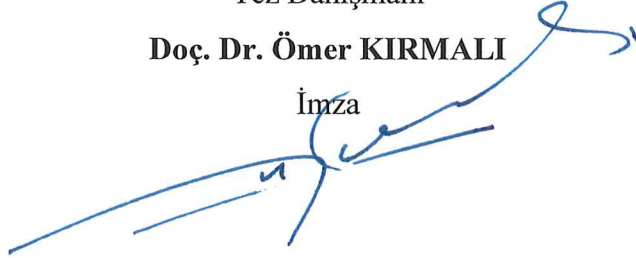
İmza



Tez Danışmanı

**Doç. Dr. Ömer KIRMALI**

İmza



## TEŞEKKÜRLER

Uzmanlık eğitimim süresince bilgi ve tecrübelerinden yararlandığım, kişisel duruşu ve akademisyenliğini örnek aldığım, desteğini ve yardımlarını hiçbir zaman esirgemeyen tez danışmanım Sayın Doç. Dr. Ömer KIRMALI' ya,

Uzmanlık eğitimim süresince bilgi ve tecrübelerini benimle paylaşan Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı'nın değerli öğretim üyelerine,

Birlikte çalışmaktan mutluluk duyduğum asistan arkadaşlarıma ve bölümümüz çalışanlarına,

Deney örneklerimin hazırlanması sırasında, laboratuvarlarının tüm olanaklarından yararlanmamı sağlayan Denteity Diş Protez Laboratuvarı'nın başta Oktay DİKMEN ve Murat ŞENGÜN olmak üzere tüm çalışanlarına,

Tez çalışmam sırasında, termal döngü ve bağlantı deneylerimi yapmamda yardımcı olan Akdeniz Üniversitesi Malzeme Bilimi ve Mühendisliği Bölümü öğretim üyesi Prof. Dr. Meltem ASİLTÜRK'e

Verilerin istatistiksel olarak değerlendirilmesine katkıda bulunan Öğr.Gör.Dr. Deniz Özel ERKAN'a

Beni her daim özveriyle destekleyen ve her şartta yanımda olan sevgili anne ve babama,

Desteğini ve sevgisini her zaman yanımda hissettiğim canım eşim Ennur ÇINAR'a

Teşekkür ederim...

Serkan ÇINAR

## ÖZET

**Amaç:** Bu çalışma zirkonya altyapılı restorasyonlar üzerine uygulanan farklı termal döngülerin, kompozit rezinlerin tamir bağlanma dayanımına etkisini incelemeyi amaçlamıştır.

**Yöntem:** Zirkonya altyapılı porselen kuron kırıklarını taklit etmek amacıyla; her bir grupta 60 örnek olacak şekilde porselen, zirkonya ve porselen-zirkonya yüzeyli örnekler (7 mm çapında, 3 mm yüksekliğinde) hazırlandı. Örnekler kontrol ve 3000, 6000, 12.000 termal döngü uygulanan gruplar şeklinde 4 alt gruba ayrıldı (n=15). Kontrol grubu örnekleri 37 °C' deki distile suda 24 saat bekletildi. Termal döngü uygulanacak örnekler, termal döngü cihazı için hazırlanan aparatlara yerleştirildi ve termal döngü işlemi uygulandı. Örneklerin yüzeyleri elmas frezle pürüzlendirildikten sonra tamir seti içerisindeki malzemeler firmanın önerdiği sıra ve şekilde uygulandı. Ardından tüm yüzeylere tygon tüpler kullanılarak (3 mm çapında ve 3 mm yüksekliğinde) kompozit rezin uygulandı ve polimerize edildi. Hazırlanan tüm örneklere geleneksel test cihazında makaslama bağlanma dayanımı testi uygulandı (0,5 mm/dk). Kırılma tipleri stereomikroskop altında incelendi. Verilerin istatistik analizi Two-way ANOVA ve Bonferroni testi ile yapıldı.

**Bulgular:** Zirkonya örneklerin bağlanma dayanımı değerlerinin kontrol, 3000 ve 6000 termal döngü gruplarında porselen ve porselen-zirkonya örneklerinden istatistiksel olarak anlamlı ve daha yüksek olduğu gözlemlendi ( $p<0,05$ ). 12.000 termal döngü uygulandığında en yüksek değer yine zirkonya örneklerde bulundu ancak porselen ve porselen-zirkonya örnekler ile aralarında istatistiksel olarak anlamlı bir fark olmadığı tespit edildi ( $p>0,05$ ). Porselen ve porselen-zirkonya örneklerin bağlanma dayanım değerlerinin kontrol grubunda ve aynı termal döngünün uygulandığı durumlarda aralarında istatistiksel olarak anlamlı bir fark olmadığı gözlemlendi ( $p>0,05$ ). Porselen örneklerde koheziv, zirkonya örneklerde adeziv ve porselen-zirkonya örneklerde daha çok karışık tip kopmalar gözlemlendi.

**Sonuç:** Termal döngü uygulamalarındaki artış tamir bağlanma dayanımı değerleri üzerine etki etmektedir.

**Anahtar kelimeler:** zirkonya, termal döngü, porselen tamir sistemleri

## ABSTRACT

**Objective:** The aim of this study was to investigate the effect of different thermal cycles applied on zirconia-based restorations on the repair strength of composite resins.

**Method:** In order to imitate porcelain crown fractures with zirconia based; porcelain, zirconia and porcelain-zirconia specimens (7 mm in diameter, 3 mm in height) were prepared with 60 pieces in each group. Specimens were divided into 4 subgroups as control and 3000, 6000, 12.000 thermal cycling groups (n=15). The control group specimens were stored in distilled water at 37 ° C for 24 hours. The specimens to be thermally cycled were placed in apparatus prepared for the thermal cycler device and thermal cycling was performed. After the surfaces of the specimens were roughened with a diamond bur, the materials in the repair kit were applied in the order and manner recommended by the company. Composite resin was applied to all surfaces using tygon tubes (3 mm in diameter and 3 mm in height) and polymerized. The shear bond strength test was performed using a universal testing machine (0.5 mm/min). Failure types were analyzed under a stereomicroscope. Two-way ANOVA and Bonferroni test were used for statistical analysis.

**Results:** The bond strength values of zirconia specimens were statistically significant and higher than porcelain and porcelain-zirconia specimens in control, 3000 and 6000 thermal cycling groups ( $p < 0,05$ ). When 12.000 thermal cycles were applied, the highest value was found in zirconia specimens but there was no statistically significant difference between porcelain and porcelain-zirconia specimens ( $p > 0,05$ ). It was observed that the bond strength values of porcelain and porcelain-zirconia specimens were not statistically significant in the control group and when the same thermal cycle was applied ( $p > 0,05$ ). Porcelain specimens exhibited cohesive failure types, zirconia specimens exhibited adhesive failure types and porcelain-zirconia specimens exhibited predominately mixed failure types.

**Conclusion:** The increase in thermal cycle applications has an effect on repair bond strength.

**Key words:** zirconia , thermal cycling, porcelain repair systems

## İÇİNDEKİLER

ÖZET.....	i
ABSTRACT.....	ii
İÇİNDEKİLER .....	iii
SİMGELER VE KISALTMALAR.....	v
ŞEKİLLER.....	viii
TABLolar .....	ix
1. GİRİŞ .....	1
2. GENEL BİLGİLER .....	3
2.1. Dental Seramikler.....	3
2.1.1. Dental Seramiklerin Tarihçesi.....	3
2.1.2. Dental Seramiklerin Yapısı .....	4
2.2. Tam Seramik Sistemlerin Sınıflandırılması .....	5
2.3. Zirkonya Esaslı Seramikler .....	6
2.3.1. Uygulama Alanı .....	6
2.3.2. Yapısı ve Özellikleri .....	7
2.3.3. Diş Hekimliğinde Kullanılan Zirkonya Seramikler .....	7
2.3.3.1. Zirkonya İle Sertleştirilmiş Alümina .....	8
2.3.3.2. Magnezyum İlaveli Parsiyel Stabilize Zirkonya .....	8
2.3.3.3. Yttrium İlaveli Tetragonal Zirkonya .....	8
2.4. CAD/CAM Sistemleri.....	9
2.4.1. Tarihsel Gelişimi.....	9
2.4.2. CAD/CAM Komponentleri.....	10
2.4.2.1. Tarayıcı .....	10
2.4.2.2. Yazılım.....	11
2.4.2.3. Donanım.....	11
2.5. Zirkonya Altyapı ile Üstyapı Seramiklerinin Bağlantı Mekanizması.....	11
2.6. Ağız İçi Porselen Tamir Yöntemleri ve Materyalleri .....	12
2.6.1. Ağız İçi Tamirin Önemi .....	12
2.6.2. Ağız İçi Tamir Yöntemleri.....	12
2.6.3. Tamir Materyali Olarak Kompozit Rezinler .....	14

2.6.3.1. Organik Polimer Matriks Fazı.....	14
2.6.3.2. İnorganik Faz .....	14
2.6.3.3. Ara Faz .....	14
2.6.4. Kompozit Rezinlerin Sınıflandırılması .....	15
2.7. Termal Siklus Uygulaması.....	15
2.8. Bağlanma Dayanımı Testleri.....	16
2.8.1. Makaslama Bağlanma Dayanımı Testi .....	16
2.9. Analizler.....	17
2.9.1. Stereomikroskop Analizi.....	17
3. GEREÇ VE YÖNTEM .....	18
3.1. Zirkonya Esaslı Altyapıların Hazırlanması .....	18
3.2. Porselen Uygulaması.....	20
3.3. Deney Gruplarının Oluşturulması .....	23
3.4. Termal Siklus Uygulaması.....	23
3.5. Tamir Materyalinin Uygulanması .....	24
3.6. Makaslama Bağlanma Dayanımı Testinin Uygulanması .....	26
3.7. Kopma Şekillerinin İncelenmesi .....	26
3.8. İstatiksel Analiz.....	27
4. BULGULAR .....	28
4.1. Makaslama Bağlanma Dayanımı Testi Bulguları .....	28
4.2. Kopma Şekillerinin Değerlendirilmesi .....	33
5. TARTIŞMA .....	35
6. SONUÇ VE ÖNERİLER .....	48
7. KAYNAKLAR .....	50
ÖZGEÇMİŞ .....	69



## SİMGELER VE KISALTMALAR

Bu çalışmada kullanılmış bazı simgeler ve kısaltmalar, açıklamaları ile birlikte aşağıda sunulmuştur.

<b>Simgeler</b>	<b>Açıklama</b>
°C	Santigrat derece
dk	Dakika
N	Newton
mm/dk	Milimetre/dakika
N/mm <sup>2</sup>	Newton/milimetrekare
kg/cm <sup>2</sup>	Kilogram/santimetrekare
g/cm <sup>3</sup>	Gram/santimetreküp
mm	Milimetre
µm	Mikrometre
%	Yüzde
<	Küçüktür
>	Büyüktür

<b>Kısaltmalar</b>	<b>Açıklama</b>
MPa	Megapaskal
Al <sub>2</sub> O <sub>3</sub>	Alüminyum oksit
K <sub>2</sub> O	Potasyum oksit
Na <sub>2</sub> O	Sodyum oksit
SiO <sub>4</sub>	Silisyum tetrahedron
K <sub>2</sub> OAl <sub>2</sub> O <sub>3</sub> 6SiO <sub>2</sub>	Potasyum alumina silikat
Na <sub>2</sub> OAl <sub>2</sub> O <sub>3</sub> 6SiO <sub>2</sub>	Sodyum alumina silikat
Al <sub>2</sub> O <sub>3</sub> .2SiO <sub>2</sub> .2H <sub>2</sub> O	Alüminyum hidrat silikat
ZrSiO <sub>4</sub>	Zirkonyum silikat

<b>ZrO<sub>2</sub></b>	Zirkonyum oksit
<b>O</b>	Oksijen
<b>Si</b>	Silisyum
<b>Zr</b>	Zirkonyum
<b>Y-TZP</b>	Yttrium tetragonal zirkonya polikristali
<b>ZTA</b>	Zirkonya ile sertleştirilmiş alumina
<b>Mg-PSZ</b>	Magnezyum ilaveli parsiyel stabilize zirkonya
<b>%12 Ce-TZP</b>	% 12 mol seryum ile stabilize zirkonya
<b>Y<sub>2</sub>O<sub>3</sub></b>	Yttrium oksit
<b>t</b>	Tetrogonal faz
<b>m</b>	Monoklinik faz
<b>k</b>	Kübik faz
<b>t→m</b>	Tetragonal-monoklinik faz transformasyonu
<b>TEGDMA</b>	Trietilen glikol dimetakrilat
<b>Bis-GMA</b>	Bisfenol A-glisidil metakrilat
<b>UDMA</b>	Üretan dimetakrilat
<b>SiOH</b>	Silanol
<b>HF</b>	Hidroflorik asit
<b>H<sub>3</sub>PO<sub>4</sub></b>	Fosforik asit
<b>APF</b>	Asidüle fosfat florur
<b>MDP</b>	10-metakriloyloksidesil dihidrojen fosfat
<b>4-META</b>	4-metakriloksi etil trimellitit anhidrit
<b>CAD/CAM</b>	Computer Aided Design/Computer Aided Manufacturing
<b>ISO</b>	International Organization for Standardization
<b>SPSS</b>	Statistical Package for Social Science
<b>Two-way ANOVA</b>	İki yönlü varyans analizi

<b>p</b>	Anlamlılık
<b>n</b>	Örnek sayısı
<b>st ±</b>	Standart sapma
<b>CO<sub>2</sub></b>	Karbondioksit
<b>Er:YAG</b>	Erbiyum atomu katkılandırılmış yttrium alüminyum garnet kristali
<b>Nd:YAG</b>	Neodmiyum atomu katkılandırılmış yttrium alüminyum garnet kristali
<b>Ark.</b>	Arkadaşları
<b>Min</b>	Minimum
<b>Max</b>	Maksimum

## ŞEKİLLER

Şekil 3.1.1. Porselen, zirkonya, porselen-zirkonya yüzeyli örnekler.....	19
Şekil 3.1.2. A) Çalışmada kullanılan CAD cihazı B) Çalışmada kullanılan CAM cihazı.....	19
Şekil 3.1.3. A) Çalışmada kullanılan zirkonya blok B) CAD/CAM ile üretilmiş zirkonya örnekler .....	20
Şekil 3.1.4. A) Zirkonya ve porselen-zirkonya yüzeyli örnekler için hazırlanan zirkonya altyapıların dijital kumpasla ölçülmesi B) Porselen yüzeyli örnekler için hazırlanan zirkonya altyapıların dijital kumpasla ölçülmesi.....	20
Şekil 3.2.1. Porselen uygulamasında kullanılan metal kalıp.....	21
Şekil 3.2.2. Çalışmada kullanılan porselen .....	21
Şekil 3.2.4. 1,5 mm kalınlığındaki zirkonya altyapı ve porselen örnek.....	22
Şekil 3.2.5. Porselen-zirkonya örnek .....	22
Şekil 3.3.1. Örneklerin gruplandırılması.....	23
Şekil 3.4.1. A) Örneklerin yerleştirildiği aparat B) Termal döngü cihazı.....	24
Şekil 3.5.1. Çalışmada kullanılan tamir seti.....	25
Şekil 3.5.2. Tamir malzemesi uygulanan örnek.....	25
Şekil 3.6.1. A) Çalışmada kullanılan geleneksel test cihazı B) Makaslama testi uygulaması .....	26
Şekil 3.7.1. Çalışmada kullanılan stereomikroskop cihazı .....	27
Şekil 4.1.1. Farklı termal döngü uygulamalarının porselen, zirkonya ve porselen-zirkonya örnekler ile tamir işleminde kullandığımız kompozit rezin arasında oluşan bağlantı kuvvetlerinin karşılaştırılması .....	33
Şekil 4.2.1. A) Adeziv kopma B) Koheziv kopma C) Karışık kopma.....	34

## TABLULAR

Tablo 2.3.3.1. Y-TZP'nin mekanik ve kimyasal özellikleri .....	9
Tablo 2.6.1. Kompozit rezinlerin inorganik doldurucu partikül büyüklüklerine göre sınıflandırılması .....	15
Tablo 3.1. Çalışmada kullanılan materyaller ve üretici firmaları .....	18
Tablo 3.2. Noritake CZR porselenlerinin pişirilme programları.....	22
Tablo 3.5. Çalışmada kullanılan tamir seti içerisinde yer alan malzemeler.....	25
Tablo 4.1.1. Grupların ortalama ve standart sapma değerleri .....	28
Tablo 4.1.2. Porselen örnekleri ile tamir kompoziti arasındaki bağlanma dayanımı kuvvetine termal döngü uygulanmasının etkisi .....	29
Tablo 4.1.3. Zirkonya örnekleri ile tamir kompoziti arasındaki bağlanma dayanımı kuvvetine termal döngü uygulanmasının etkisi .....	30
Tablo 4.1.4. Porselen-zirkonya örnekleri ile tamir kompoziti arasındaki bağlanma dayanımı kuvvetine termal döngü uygulanmasının etkisi.....	30
Tablo 4.1.5. Kontrol grubu ve aynı sayıda termal döngü uygulanan gruptaki porselen, zirkonya ve porselen-zirkonya örneklerin tamir kompoziti ile olan bağlanma dayanım kuvvetlerinin karşılaştırılması.....	32
Tablo 4.2.1. Tüm gruptaki örneklerin kopma tipleri ve oranları .....	34

## 1. GİRİŞ

Tam seramik sistemlerde, yüksek dayanıklılıktaki zirkonya altyapı materyalinin kullanımı oldukça yaygınlaşmış ve geleneksel metal-seramik restorasyonların yerini hızla almaya başlamıştır.<sup>(1, 2)</sup> Zirkonyanın ısıl değişimlere uyumunun iyi, korozyona, aşınmaya, kimyasal maddelere karşı dayanıklılığının oldukça yüksek olmasının yanında içerdiği yoğun kristalin faz nedeniyle oldukça opak bir görünüme sahiptir. Doğal dişe benzer translüsentlik kazandırmak ve restorasyonun estetiğini arttırmak için uygun üstyapı seramikleriyle kaplanması gerekmektedir.<sup>(3, 4)</sup>

Zirkonya ile yapılmış restorasyonlarda en sık görülen başarısızlık, üstyapı seramiklerinin altyapıdan ayrılmasıdır.<sup>(5, 6)</sup> Üstyapı seramiği ile altyapının genleşme katsayısındaki farklılıklar, uygun olmayan altyapı dizaynları, yetersiz diş preparasyonları, prematür temaslar, laboratuvar hataları ve fiziksel travma gibi sebepler porselende atma ve kırılmalara yol açabilir. Bu durum estetik ve fonksiyonel olarak hekim ve hastayı rahatsız edebilmektedir.<sup>(7)</sup> Yapılan birçok araştırmada üstyapı seramiğinde ufalanma problemlerinin olduğu görülmüş ve 1-2 yıllık klinik takip sonucunda kırılma oranının % 8 ile % 50 arasında değiştiği bildirilmiştir.<sup>(8)</sup> Steyern ve ark.<sup>(9)</sup> DC-Zirkon esaslı restorasyonların iki yıl sonundaki veneer kırılma oranlarını %15, Sailer ve ark.<sup>(10)</sup> üç yıl sonundaki veneer kırılma oranlarını %13 ve Raigrodski ve ark.<sup>(11)</sup> ise Lava esaslı 56 adet restorasyonun, 31 ay sonundaki veneer kırılma oranlarını %25 olarak bildirmişlerdir.

Restorasyonda kırık olduğu zaman ideal olanı restorasyonun yenilenmesidir. Ancak restorasyonun sökülmesi sırasında uygulanan kuvvetin dişte kırık veya çatlak oluşturma ihtimali ve sökülmenin zorluğu, harcanacak zamanın ve maliyetin artması, restorasyonun yeniden fırınlanması sonucu oluşabilecek riskler göz önüne alındığında bazı vakalarda restorasyonun yenilenmesi uygun olmayabilir. Restorasyon fonksiyonunu devam ettirebiliyorsa ve başka bir nedenle yenilenmesi gerekmiyorsa ağız içi tamir uygulaması alternatif bir tedavi sağlamaktadır. Bu amaçla kompozit rezinler, meydana gelen kırıkların ağız içi tamirinde sıklıkla kullanılmaktadır.<sup>(12, 13)</sup>

Tamir materyali ve kırık yüzeyi arasındaki bağlantı kimyasal ve mikromekanik bağlantı ile sağlanmaktadır. Bağlantı gücünü arttırmak için de restorasyona

alüminyum oksit ( $Al_2O_3$ ) parçacıklarıyla kumlama, asit uygulaması, frezle pürüzlendirme, lazer uygulaması, silika kaplı partiküllerle kumlama ve silan uygulaması gibi birçok yüzey işlemi yapılabilmektedir.<sup>(14, 15)</sup>

Termal yaşlandırma işlemi ağız ortamını taklit etmek amacıyla materyallere uygulanan önemli bir yöntemdir. Birçok araştırma dental materyallerin belli bir süre ağız içinde kullanıldığında dayanıklılıklarının azaldığını bildirmiştir.<sup>(16, 17)</sup>

Literatürde zirkonya ve üstyapı seramiklerine uygulanan tamir kompozitlerinin bağlanma dayanımını araştıran çalışmalar mevcuttur.<sup>(16, 18)</sup> Ancak farklı termal döngüler uygulanmasının bu bağlanma dayanımına etkisini değerlendiren bir çalışmayla karşılaşılmemiştir. Bu çalışmanın amacı, zirkonya altyapılı porselen restorasyonların tamirinde kullanılan kompozit materyali ile kırık yüzeyi arasındaki bağlantı direnci üzerine, farklı termal döngü uygulamalarının etkisini değerlendirmektir.

Çalışmamızın hipotezleri;

- 1) Kompozit rezin ile yapılan tamir işleminde en düşük bağlanma dayanımı değerlerinin porselenin ayrılıp sadece zirkonyanın kaldığı kırılmalarda görüleceği,
- 2) Termal döngü sayısı arttıkça kompozit rezin ve seramikler arasında makaslama bağlanma dayanımı değerlerinin azalacağı yönündedir.

## 2. GENEL BİLGİLER

### 2.1. Dental Seramikler

#### 2.1.1. Dental Seramiklerin Tarihçesi

İnsanoğlu tarafından üretilen ilk yapay materyallerden olan seramikler, adını “toprakta gelme, yakılmış olan” anlamına gelen Yunanca “keramikos” sözcüğünden almıştır.<sup>(19, 20)</sup> Kullanımları 10.000 yıl önceki taş devrine kadar uzanmaktadır. Eski uygarlıklarda yapı malzemesi ve süs eşyası olarak kullanılan seramikler, opak, pöröz ve zayıf yapıda oldukları için diş hekimliği alanında kullanılamamıştır. Sonraki yıllarda seramiğin özel bir çeşidi olan porselen geliştirilmiş ve sahip olduğu özellikler sayesinde, dental malzeme olarak kullanılmalarının uygun olduğu kabul edilmiştir.<sup>(21)</sup>

Seramikler diş hekimliğinde ise ilk kez, 1774 yılında Fransız eczacı Alexis Duchateau tarafından kullanılmaya başlanmıştır.<sup>(3)</sup> 1778 yılında Nicholas Dubois De Chemant, Duchateau ile birlikte hareketli protezlerde kullanılan ilk porselen dişleri geliştirmişler ve bunun patentini almışlardır.<sup>(22)</sup> Dr. Charles Land, 1903 yılında, platin folyo tekniği geliştirmiş ve ilk tam seramik kuron olan jaket kuronu üretmiştir. Bu restorasyonlar, estetik görünüme sahip olmalarına rağmen, dayanıksızlığı ve uyumlarının düşük olmasından dolayı başarısızlıkla sonuçlanmıştır.<sup>(20)</sup>

Weinstein ve arkadaşları, seramiğe %11-15 oranında potasyum oksit ( $K_2O$ ) ilave etmişler ve 1962 yılında metal destekli seramik restorasyonları tanıtmışlardır.<sup>(23)</sup> Mc Lean ve Hugues 1965’te, porselene %40-50 oranında  $Al_2O_3$  ilave ederek porselenin bükülme dayanımını arttırmıştır.<sup>(24)</sup> 1972’de Southan ve Jorgensen, %75 oranında alumina içeren Hi-Ceram sistemini,<sup>(25)</sup> 1985’te Adair ve Grossman, tetrasilisik flormika kristalleri içeren Dicor tekniğini,<sup>(26)</sup> 1989’da Dr. Sadoun ise slip casting yöntemi ile yapılan In-ceram sistemini üretmiştir.<sup>(27)</sup>

1991 yılında %34 oranında lösit kristalleri içeren, ısı ve basınç altında preslenerek üretilen ve kullanımı tek üyeli restorasyonlarla sınırlı cam seramik sistemi olan IPS Empress üretilmiştir. 1998’de, %70 oranında lityum disilikat kristalleri içeren IPS Empress II piyasaya sürülmüştür. IPS Empress’e göre daha dayanıklı ve ikinci



premolar dişe kadar olan üç üyeli sabit restorasyonlarda kullanılabilceği bildirilmiştir.<sup>(3, 22)</sup>

Sonraki dönemlerde yüksek miktarda alümina içeren Procera All-Ceram alt yapı seramiği, ardından cam infiltre alumina altyapı seramiği In-ceram Alumina ve cam infiltre zirkonya alumina altyapı seramiği In-ceram Zirkonya üretilmiştir.<sup>(28)</sup>

Tam seramik restorasyonlarda gelinen nokta biyouyumluluğu ve üstün mekanik özellikleriyle ideal bir altyapı materyali olan yitrium tetragonal zirkonya polikristal (Y-TZP) esaslı seramik bloklar olmuştur.<sup>(29, 30)</sup>

### 2.1.2. Dental Seramiklerin Yapısı

Protez Terimleri Sözlüğüne göre seramik; birden fazla metalin, oksijen (O) gibi metal olmayan bir elementle yaptığı birleşimdir.<sup>(31)</sup> Dental seramiklerden olan porselen, merkeze yerleşmiş silisyum (Si) atomu ile çevresindeki dört O atomu arasında kimyasal bağ kurulmasıyla oluşan silisyum tetrahedra (SiO<sub>4</sub>) yapısından oluşmaktadır.<sup>(32)</sup> Porselenin temel yapısını feldspar (%75-85), kuartz (%12-22) ve kaolin (%3-5) oluşturmaktadır.<sup>(21, 33)</sup>

Feldspar, potasyum aluminasilikat (K<sub>2</sub>OAl<sub>2</sub>O<sub>3</sub>6SiO<sub>2</sub>) ve sodyum aluminasilikat (Na<sub>2</sub>OAl<sub>2</sub>O<sub>3</sub>6SiO<sub>2</sub>) yapısındadır. Doğada saf olarak bulunmayan feldspar farklı miktarlarda K<sub>2</sub>O ve soda (Na<sub>2</sub>O) içermektedir. Erime sıcaklığı 1100-1300°C arasındadır ve seramiğin pişirilmesi sırasında eriyerek diğer bileşenleri bir arada tutar.<sup>(34, 35)</sup> Porselenin ana yapısını oluşturur ve seramiğe saydamlık özelliği kazandırır.<sup>(35)</sup>

Kuartz silika yapısındadır. Erime derecesi (1700°C), porselenin diğer bileşenlerine göre nispeten daha yüksek olup, fırınlama esnasında oluşabilecek büzülme engel ve porselenin dayanıklılığını artırır.<sup>(32)</sup>

Kaolin diğer bileşenleri bir arada tutan alüminyum hidrat silikatıdır (Al<sub>2</sub>O<sub>3</sub>.2SiO<sub>2</sub>.2H<sub>2</sub>O). Porselende diğer ana bileşenlerden daha az oranda bulunan kaolin, yapıya opaklık verir ve porselen hamurunun kolay işlenmesini sağlar.<sup>(36)</sup>

Bu üç bileşenin dışında çeşitli renk pigmentleri, akışkanlar veya cam modifiye ediciler, ara oksitler, opaklaştırıcı ve luminisans özelliği veren çeşitli maddeler de üretim sırasında yapıya dahil edilmektedir.<sup>(37)</sup>

## 2.2. Tam Seramik Sistemlerin Sınıflandırılması

Tam seramik restorasyonlar ışık geçirgenliği sayesinde kazandığı optik özellikler ile metal altyapılı restorasyonlara göre daha estetik görünüme sahiptir.<sup>(38, 39)</sup> Buna ilaveten metal altyapılı restorasyonlarda görülen alerjik, toksik etkiler ve ağız içinde korozyona uğrama eğilimleri estetik beklentisi yüksek olan hastaları ve hekimleri tam seramik sistemlere yönlendirmektedir.<sup>(40)</sup> Uzun yıllar boyunca anterior bölgedeki sabit restorasyonlarda kullanılmakta olan tam seramik sistemler, seramiğin güçlendirilmesiyle birlikte posterior bölgede de başarılı bir şekilde kullanılmaya başlanmıştır.<sup>(41)</sup>

Literatürde tam seramiklerin çeşitli sınıflandırmaları mevcuttur. Conrad ve arkadaşları tam seramikleri içeriklerine göre sınıflandırmıştır;<sup>(42)</sup>

### 1. Cam Seramikler

#### a. Lössit kristalleri ile güçlendirilmiş seramikler

- IPS Empress (Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein)
- Optec OPC (Jeneric Pentron, Wallingford, USA)
- 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, Germany)
- Vitablocks Mark II (Vita, Bad Sackingen, Germany)
- Vita Triluxe Block (Vita, Bad Sackingen, Germany)

### 2. Alumina Esaslı Seramikler

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

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

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

#### d. Procera All- Ceram (Nobel Biocare, Goteborg, Sweeden)

#### e. Synthoceram (Cicero, Hoorn, Netherlands)

### 3. Zirkonya Esaslı Seramikler

- a. Lava Sistemi (3M ESPE, St. Paul, Minn)
- b. Cercon Sistemi (Dentsply DeguDent, Germany)
- c. DC Zirkon Sistemi (DCS Dental AG, Allschwil, Switzerland)
- d. Denzir Sistemi (Decim AB, Skelleftea, Sweeden)
- e. Celay Sistemi (Mikrona Technologie AG, Spreitenbach, Switzerland)
- f. Cerec In Lab Sistemi (Sirona Bensheim, Germany)
- g. Everest Sistemi (Kavo Dental, Biberach, Germany)
- h. Zeno Tec Sistemi (Wieland, Pforzheim, Germany)
- ı. Zirkozahn Sistemi (Steger, Ahrntal, Italy)

### 2.3. Zirkonya Esaslı Seramikler

#### 2.3.1. Uygulama Alanı

Zirkonyanın korozyona, erozyona, aşınmaya, kimyasal maddelere karşı dayanıklılığının oldukça yüksek ve ısıl değişimlere de uyumunun iyi olması çeşitli endüstri dallarında kullanılmasını sağlamıştır.<sup>(4)</sup>

Zirkonyanın doku uyumluluğu iyidir ve elastik modülü paslanmaz çeliğe benzemektedir. Bu özellikler biyomateryal olarak kullanılmasına olanak sağlamıştır. 1969 yılında Helmer ve Driskell tarafından biyomedikal alanda çalışmaları yapılan zirkonya,<sup>(43)</sup> ilk kez Christel tarafından ortopedik kalça eklemi protezlerinin yapımında kullanılmıştır.<sup>(44, 45)</sup>

Dental seramikler arasında iyi mekanik özelliklere sahip olan zirkonya, 1990'ların başında diş hekimliğinde kullanılmaya başlanmıştır.<sup>(46, 47)</sup> Yapılan çalışmalarda toksik olmadığı, materyale karşı lokal veya sistemik reaksiyon gelişmediği bildirilmiştir.<sup>(48)</sup> Kıymetli ve kıymesiz metal alaşımlara karşı alerjik reaksiyon gösteren hastalarda kullanılabilceği önerilmiştir.<sup>(49, 50)</sup> Ağız içinde kimyasal stabiliteleri iyi, termal iletkenlik katsayısı düşüktür. Sıcak-soğuk hassasiyeti ve pulpa irritasyonları daha azdır.<sup>(46, 49)</sup> Ayrıca radyopak olması radyografik açıdan incelenmesini kolaylaştırmaktadır.<sup>(40)</sup>

Günümüzde zirkonya, implant parçalarında, ortodontik braketlerde, post malzemelerinde, kuron ve köprü seramik altyapılarında kullanılmaktadır.<sup>(43)</sup>

### 2.3.2. Yapısı ve Özellikleri

Zirkonyum adını Arapça “altın renginde” anlamındaki “Zargon” kelimesinden almaktadır.<sup>(43)</sup> Gri-beyaz renkli bir elementtir ve atom numarası 40, atomik ağırlığı ise 91,22 g/mol’dür. Sembölü “Zr” olup periyodik tabloda metaller grubu içerisinde yer alır.<sup>(51)</sup> Özkütlesi 6,49 g/cm<sup>3</sup>, erime noktası 1852°C, kaynama noktası ise 3580 °C’dir.<sup>(43)</sup> Yer kabuğunda ağırlıkça % 0,02-0,03 oranında bulunur.<sup>(52)</sup>

Çok eski yıllardan beri mücevher olarak kullanılan bu değerli taş, 1789 yılında Alman kimyacı Martin Heinrich Klaproth tarafından bulunmuştur. İlk defa 1824 yılında Jons Jacob Berzelius tarafından potasyumla işlenerek saflaştırılmıştır. Birçok minerali içermesinin yanında önemi olan mineralleri zirkonyum silikat (ZrSiO<sub>4</sub>) ve zirkonyum oksit (ZrO<sub>2</sub>)’tir. Zirkonyum silikatın diğer adı zirkondur. Zirkonyum oksit ise zirkonyum dioksit, zirkonya ve baddeleyit olarak adlandırılabilir.<sup>(43)</sup>

Zirkonya, üç formu bulunan polimorfik yapıya sahip oldukça küçük çaplı taneciklerden (<0,5-0,6 µm) oluşan bir materyaldir.<sup>(41)</sup> Zirkonya oda sıcaklığında monoklinik(m) yapıdadır ve 1170 °C’ye kadar kararlı haldedir. Bu sıcaklığın üzerinde tetragonal faza(t), 2370 °C’de ise kübik faza(k) dönüşür. Soğuma sırasında, 1070 °C’nin altında 100 °C’lik bir sıcaklık aralığında t→m faz dönüşümü gerçekleşir ve bunun sonucunda yaklaşık % 3-4’lük hacim artışı meydana gelir.<sup>(53-55)</sup> Belirli derecede bu hacim artışı sonucunda oluşan baskılayıcı stresler dayanıklılığı artırır, ancak kontrol edilmezse dayanıklılığı azaltıp kırıklara neden olabilir. Bu yüzden hacim artışını kontrol etmek ve oda sıcaklığında tetragonal fazı stabilize etmek gerekmektedir.<sup>(54)</sup> T→m faz dönüşümünün kalsiyum, magnezyum, alüminyum, seryum veya yttrium gibi metal oksitlerin ilave edilmesiyle kontrol edilebileceğinin anlaşılması seramiklerin gelişmesinde önemli bir nokta olmuştur. Kontrolsüz faz değişiminin engellenmesiyle "yarı stabilize zirkonya" olarak adlandırılan oda sıcaklığında yarı stabil bir materyal elde edilir.<sup>(56)</sup>

### 2.3.3. Diş Hekimliğinde Kullanılan Zirkonya Seramikler

Diş hekimliğinde kullanılan üç zirkonya sistemi vardır. Bunlar; zirkonya ile sertleştirilmiş alumina (ZTA), magnezyum ilaveli parsiyel stabilize zirkonya (Mg-PSZ) ve yttrium ilaveli tetragonal zirkonya (3Y-TZP)’dir.<sup>(8)</sup>

### 2.3.3.1. Zirkonya İle Sertleştirilmiş Alümina

Döküm veya CAD/CAM tekniğiyle üretilebilen seramiklerdir. Döküm tekniği, büzülmenin asgari oranda olmasını sağlasada, % 8 ile % 11 arasında pöröziteye sahiptir.<sup>(57)</sup> Bu yüzden mekanik özellikleri Y-TZP seramiklerden daha zayıftır. Öte yandan, Y-TZP'e göre düşük ısı bozulmasına karşı daha dayanıklı ve termal stabilitesinin daha iyi olduğu bilinmektedir.<sup>(8)</sup>

Son dönemde biyoseramik olarak ilgi gören In-Ceram zirkonya bu materyale örnek gösterilebilir. In-Ceram Alümina içerisine % 12 mol seryum ile stabilize zirkonyanın (% 12 Ce-TZP) hacimsel olarak % 33 oranında eklenmesiyle üretilmektedir.<sup>(57)</sup>

### 2.3.3.2. Magnezyum İlaveli Parsiyel Stabilize Zirkonya

Mg-PSZ ile ilgili araştırmalar, biyomedikal uygulamalarda kullanımının uygun olduğunu bildirsede, gözenekli yapısı ve iri tanecik boyutuna (30-60 µm) sahip olmasına bağlı olarak aşınmaya uğraması materyalin olumsuz özelliğidir. Bu yüzden diş hekimliğinde kullanımı başarılı değildir. Mg-PSZ bileşimi içerisinde %8-10 mol MgO bulunmaktadır.<sup>(8)</sup> Denzir-M, Mg-PSZ seramiklere örnek olarak verilebilir.<sup>(58)</sup>

### 2.3.3.3. Yttrium İlaveli Tetragonal Zirkonya

Stabilize zirkonya materyalleri arasında diş hekimliğinde en fazla kullanılan seramik olan Y-TZP, saf zirkonyaya ağırlığının % 2-3'ü oranında yttrium oksidin (Y<sub>2</sub>O<sub>3</sub>) ilavesiyle elde edilmektedir.<sup>(59)</sup> Bükülme dayanımı yüksek,<sup>(60)</sup> kimyasal ve boyutsal stabiliteleri iyi materyallerdir.<sup>(61)</sup>

Y-TZP'nin mekanik özellikleri büyük ölçüde tanecik boyutuyla ilişkilidir.<sup>(43, 62)</sup> Oda sıcaklığında tetragonal fazda kararlı halde kalabilmesi için tanecik boyutunun 0,8 µm'dan küçük olması gerekir.<sup>(63)</sup> Eğer tanecikler kritik boyut olan 1 µm'dan daha büyükse kararlılık azalır ve kendiliğinden t→m faz dönüşümü meydana gelebilmektedir. Tanecik boyutları 1 µm'dan daha küçük ise dönüşüme yatkınlık oranı azalmaktadır. Ayrıca, 0,2 µm tanecik boyutunun altında t→m dönüşümü meydana gelmemektedir ve materyalin mekanik özellikleri zayıflamaktadır.<sup>(64)</sup>

Sinterleme koşulları zirkonyanın tanecik boyutuna etki etmekte ve dolayısıyla materyalin mekanik özelliklerini değiştirmektedir. Sinterleme sıcaklığının yüksek ve sinterizasyon süresinin uzun olması daha büyük taneciklerin oluşumuna neden

olmaktadır. <sup>(64)</sup> Zirkonya içerikli seramiklerin sinterlenme sıcaklıkları 1350-1500°C arasında değişmektedir. <sup>(65)</sup>

Diş hekimliğinde, dental kron ve köprülerin yapımında kullanılan Y-TZP'nin; bükülme dayanımı 900-1200 MPa, kırılma dayanımı ise 9-10 MPa'dır. <sup>(8, 66)</sup> Bu da alümina esaslı seramiklerden yaklaşık olarak iki kat, feldspatik seramiklerden de yaklaşık 6 kat daha güçlü olduğunu göstermektedir. <sup>(67, 68)</sup> Y-TZP'nin bazı fiziksel ve kimyasal özellikleri Tablo 2.3.3.1.'de gösterilmektedir. <sup>(43)</sup>

**Tablo 2.3.3.1.** Y-TZP'nin mekanik ve kimyasal özellikleri

<b>Kimyasal kompozisyon</b>	ZrO <sub>2</sub> +3mol% Y <sub>2</sub> O <sub>3</sub>
<b>Yoğunluk</b>	> 6 g/cm <sup>3</sup>
<b>Pörözite</b>	< 0.1 %
<b>Termal iletkenlik</b>	2 W m K <sup>-1</sup>
<b>Termal genleşme katsayısı</b>	10x10 <sup>-6</sup> K
<b>Young modülü</b>	210 GPa
<b>Kırılma dayanımı</b>	9-10 MPa m <sup>1/2</sup>
<b>Baskı dayanımı</b>	2000 MPa
<b>Bükülme direnci</b>	900- 1200 MPa

## 2.4. CAD/CAM Sistemleri

### 2.4.1. Tarihsel Gelişimi

CAD/CAM sistemleri, bilgisayar destekli tasarım ve bilgisayar destekli üretim anlamına gelmektedir. Daha önceleri çeşitli endüstri alanlarında kullanılırken 1980'li yıllarda diş hekimliği uygulamalarında yerini almış ve hızlı bir ilerleme kaydetmiştir. <sup>(69,70)</sup>

Dental CAD/CAM sistemlerini geliştiren 3 önemli kişi vardır. Dr Duret bu alandaki ilk gelişmeleri yapan kişidir. <sup>(71)</sup> İlk önce Duret sistem olarak anılan daha sonra ise Sopa Bioconcept System (Sopa Group, Los Angeles, USA) olarak piyasaya sunulan, tek diş restorasyonu üretme kapasiteli CAD/CAM sistemini geliştirmiştir. Ancak üretilen restorasyonda detayların net olmaması ve üretimin pahalı olması sebebiyle bu sistem çok fazla ilgi görmemiştir. İkinci isim CEREC sistemin (Sirona Dental Systems, Bensheim, Germany) geliştirici olan Dr Mörmann'dır. <sup>(72-74)</sup> Bu sistemle hastada prepare edilmiş kaviteyi intraoral kamerayla görüntülemiş, hasta

başında inleynin tasarımını ve üretimini başarmıştır. Üçüncü önemli kişi ise Procera sistemin geliştiricisi Dr Andersson'dur. (71)

CAD/CAM sayesinde tek seansta uygulamalar yapılabildiği için hem hastalar hem de hekimler için zaman kaybı en aza indirgenmiştir. Geleneksel ölçü alma yöntemlerini ortadan kaldırarak, hata potansiyeli oldukça azaltılmış ve olası çapraz kontaminasyonların da önüne geçilmiştir. (75)

Günümüz diş hekimliğinde inlay, onlay, kuron ve köprü restorasyonları, hareketli bölümlü protezlerin altyapıları, total protezler, implant abutmentleri, çene-yüz protezleri ve cerrahi rehber yapımında CAD/CAM teknolojisi kullanılabilmektedir. (76, 77)

## **2.4.2. CAD/CAM Komponentleri**

### **2.4.2.1. Tarayıcı**

Diş preparasyonunu, komşu dişleri ve oklüzyondaki dişlerin görüntüleri intraoral şekilde ya da alınan ölçünün veya elde edilen alçı modelin ekstraoral olarak taranmaları ile dijital model üretimi yapılabilmektedir. (78, 79)

Tarayıcı sistemleri arasında farklılıklar gözlenebilmektedir. Bazı sistemler üç boyutlu taramalar yapabilen intraoral kamera kullanırken, bazıları ise modelden veri almakta kullanılan ekstraoral birimlere sahiptir. Temel olarak iki farklı tarama sistemi bulunmaktadır. (72, 78, 80, 81) Bunlar mekanik ve optik tarayıcılardır;

**a. Mekanik tarayıcı:** Ana model lastik bir küre veya pin yardımıyla mekanik olarak okunarak yüksek hassasiyete sahip veriler elde edilebilir. Procera Scanner (Nobel Biocare, Göteborg, Sweden) bu tarayıcıya örnektir. (77, 82)

**b. Optik tarayıcı:** Bu tarayıcı sistemler üçgenleştirme prosedürüyle görüntü kaydı yapmaktadır. (82) Beyaz ışık demeti veya lazer ışını aydınlatma kaynağı olarak kullanılabilir. Optik tarayıcıların ağız içi veya ağız dışı olmak üzere iki farklı tipi mevcuttur. (83) Lava scan ST (3M ESPE), Everest scan (KaVo), ES1 (Etkon I) , Cerec Omnicam (Sirona) diş hekimliğinde kullanıma sunulmuş optik tarayıcılardandır. (77)

#### **2.4.2.2. Yazılım**

Dijital olarak modellerin elde edilmesinin ardından, bilgisayar yazılımı yardımıyla kişiye özgü şekilde restorasyonların üç boyutlu tasarımı ve planlanması yapılmaktadır.<sup>(84)</sup> Bu tasarımlar komşu dişlerin morfolojik özelliklerine benzer şekilde veya tasarım programının arşivinde bulunan hazır morfolojiler kullanılarak yapılabilmektedir.<sup>(85, 86)</sup> CAD/CAM sistemlerinin yazılımları getirilen güncellemelerle sürekli geliştirilmekte ve kullanıcılara farklı tasarımlarda restorasyonları üretebilme imkanı vermektedir.<sup>(87)</sup>

#### **2.4.2.3. Donanım**

Restorasyonun tasarımının ardından, bilgisayar kontrolü altında yapılan şekillendirme aşamasıdır. Günümüzde restorasyonların üretiminde “eksiltme” veya “eklemeli” yöntemi kullanılmaktadır. Eksiltme ile üretim yönteminde istenen restorasyonu elde etmek için bloktan çok miktarda materyal uzaklaştırılmaktadır. Pahalı olan bu materyallerin büyük bir bölümü ziyan olmaktadır. Eklemeli üretim yönteminde restorasyon, seramik veya metal tozlarının bulunduğu bir küvetten sinterlenerek oluşturulur ve hiçbir artık materyal oluşmaz.<sup>(88)</sup> Restorasyonların üretimlerinin ardından bazı düzeltmelerin, son cilalamaların, renklendirmeler ve veneerlemelerin diş teknisyeni tarafından yapılması gerekmektedir.<sup>(88, 89)</sup>

### **2.5. Zirkonya Altyapı ile Üstyapı Seramiklerinin Bağlantı Mekanizması**

Zirkonya altyapılar, içerdikleri yoğun kristalin faz nedeniyle oldukça opak bir görünüme sahiptir. Doğal dişe benzer translüsentlik kazandırmak ve restorasyonun estetiğini arttırmak için uygun üstyapı seramikleriyle kaplanması gerekmektedir.<sup>(3, 90-92)</sup> Üstyapı seramiği estetik katkısının yanında, yapıdaki stres dağılımında rol oynamakta ve restorasyonun mekanik özelliklerine de etki etmektedir.<sup>(60)</sup>

Zirkonya ile yapılmış restorasyonlarda en sık görülen başarısızlık, üstyapı seramiklerinin altyapıdan ayrılmasıdır.<sup>(5, 6)</sup> Yapılan çalışmalarda; altyapı ve üstyapının tabaka kalınlıkları, birbiriyle olan termal genleşme katsayısı uyumu, altyapının tasarımı ve yüzey bitimi, üstyapı seramiğinin hacimsel büzülmesi, akışkanlık ve altyapıyı ıslatma özellikleri gibi faktörlerin altyapı materyaliyle üstyapı seramiği arasındaki bağlantı kuvvetini etkilediği görülmüştür.<sup>(93)</sup> Zirkonya ve seramik arasındaki bağlantıyı artırmak amacıyla çeşitli mekanik yüzey işlemleri uygulamalarının etkileri araştırılmaktadır.<sup>(29, 94-96)</sup>



Zirkonya altyapılı restorasyonlar simante edildikten sonra, restorasyonda çeşitli kırılmalar meydana gelebilmektedir. Kırılan restorasyonun yenilenmesi çeşitli sebeplerden dolayı uygun değilse ve yapı fonksiyonunu devam ettirebiliyorsa, restorasyon ağız içinde tamir edilebilmektedir.<sup>(97)</sup>

## **2.6. Ağız İçi Porselen Tamir Yöntemleri ve Materyalleri**

### **2.6.1. Ağız İçi Tamirin Önemi**

Birçok araştırmada üstyapı porseleninde ufalanma problemlerinin olduğu görülmüş ve ayrıca 1-2 yıllık klinik takip sonucunda üstyapı porseleninin kırılma oranının % 8 ile % 50 arasında değiştiği bildirilmiştir.<sup>(8)</sup>

Porselenin yapısından dolayı, kırılan restorasyona ağız içinde yeni porselen eklemek olanaksızdır ve bu yüzden porselen kırılması hem hasta hem de hekim için zorluk yaratan bir durumdur.<sup>(98)</sup> Porselen kırıklarında ideal olanı restorasyonun yenilenmesidir; ancak maliyetin ve harcanan zamanın artması, laboratuvar işlemlerine ihtiyaç duyulması, tam seramik restorasyonların sökülerinin zor olması, hastanın rahatsızlık duyması gibi sebeplerden dolayı restorasyon ağız içinde tamir edilebilir. Bu yöntemle daha az riskle restorasyonun ömrünün uzatılması sağlanır.<sup>(12, 99-102)</sup>

### **2.6.2. Ağız İçi Tamir Yöntemleri**

Tamir sistemlerinin klinik başarısı kompozit rezin ile porselen ve altyapı materyali arasındaki bağlanmanın bütünlüğüne dayanmaktadır.<sup>(103)</sup> Önceki yıllarda tamir işlemi; tamir materyali ile kırık yüzeyi arasındaki makromekanik bağlanmaya dayanmaktaydı.<sup>(104)</sup> Günümüzde ise kimyasal ve mikromekanik bağlantı ile yüzey işlemlerinin bağlantı gücüne dayanmaktadır.<sup>(97, 105)</sup> Bağlantı gücünü arttırmak için de restorasyona Al<sub>2</sub>O<sub>3</sub> parçacıklarıyla kumlama, asit uygulaması, frezle pürüzlendirme, lazer uygulaması ve silika kaplı partiküllerle kumlama gibi birçok yüzey işlemi uygulanabilmektedir.<sup>(97, 106-108)</sup>

Tamir işlemine başlanmadan önce, uygulamanın başarısızlıkla sonuçlanmaması için mutlaka kırılmanın sebebi belirlenmeli ve ortadan kaldırılmalıdır.

Ağız içi tamir uygulamalarında direkt ve indirekt yöntemler vardır;<sup>(109)</sup>

a) Direkt yöntemler

- Tamir sistemleri ile kompozit restorasyonu
- Tamir sistemleri ile kırık parçanın simantasyonu

b) İndirekt yöntemler

- Lamine faset uygulaması
- Metal-porselen kuron uygulaması (overcasting)

Kırık bölgesinin küçük boyutlarda olduğu zaman tamir işleminde kompozit rezinler kullanılabilir. Uygulama kolaylığı ve tek seansta yapılabilmesi, farklı renk seçeneklerine sahip olması, geçerli estetik görünümleri ve ekonomik olmalarından dolayı sıklıkla tercih edilen bir yöntemdir. Adeziv sistemlerin gelişmesi sayesinde başarılı sonuçlar alınmaktadır.<sup>(103, 110-113)</sup>

Eğer kırık parça zarar görmemişse, restorasyon üzerine çeşitli yüzey işlemleri uygulanıp ardından ağız içi tamir setleri kullanılarak, kırık parça restorasyona simante edilebilir. Parçanın eski yerine tam olarak oturabilmesi için kompozit ya da bonding uygulanmasının dikkatli yapılması gerekmektedir.<sup>(100)</sup>

Madde kaybının fazla olduğu durumlarda kırık bölgenin ölçüsü alınıp, laboratuvarında o bölgeye uyumlu bir lamine porselenin hazırlanmasının ardından ağızdaki restorasyona rezin bazlı simanla yapıştırılabilir. İndirekt bir yöntemdir ve diğer iki yönteme göre daha pahalı ve daha fazla zaman gerektirmektedir.<sup>(110)</sup>

Overcasting yönteminde, kırılan parçanın yerine yapılacak üstyapı için, metal altyapı yeterli mesafe sağlanacak şekilde aksiyel duvarlardan ve oklüzal bölgeden aşındırılır. Ardından ölçü, prova ve simantasyon işlemleriyle restorasyon bitirilir. Bu yöntemin; metal altyapıda delinme olasılığı, bağlantı noktalarının zayıflatılması ve aşırı konturlu bir yapı oluşması gibi dezavantajları bulunmaktadır.<sup>(114)</sup>

### **2.6.3. Tamir Materyali Olarak Kompozit Rezinler**

Seramik restorasyonlarda meydana gelen kırıkların ağız içi tamirinde sıklıkla kullanılan kompozit rezinler üç ayrı fazdan oluşmaktadır;<sup>(115)</sup>

1. Organik polimer matriks fazı
2. İnorganik faz
3. Ara faz

#### **2.6.3.1. Organik Polimer Matriks Fazı**

Organik faz; polimerler, polimerizasyon başlatıcılar, stabilizatörler, renk pigmentleri ve kompozitin son halini veren birçok kimyasaldan oluşur.<sup>(116)</sup> Organik matriks kısmının en önemli parçası olan polimer; monomer adı verilen daha küçük yapıların birbirleriyle bağlanması sonucu oluşmaktadır.<sup>(117)</sup>

Polimer matriks olarak bisfenol A-glisidil metakrilat (Bis-GMA) ve son dönemde daha iyi adezyon ve renk değişimine direnç sağlayan üretan dimetakrilat (UDMA) kullanılmaktadır. Ancak hem Bis-GMA hem de UDMA monomerleri aşırı derecede viskoz olduklarından dolayı, trietilen glikol dimetakrilat (TEGDMA) monomeri viskoziteyi azaltmak için matrikse ilave edilmektedir.<sup>(118, 119)</sup>

#### **2.6.3.2. İnorganik Faz**

Matriks içine dağılmış halde bulunan çeşitli şekil ve büyüklükteki kuartz, borosilikat cam, lityum alüminyum silikat, stronsiyum, baryum, çinko, yitrium cam, baryum alüminyum silikat gibi inorganik doldurucu partiküllerden oluşur. Bu partiküller kompozit rezinlerin fiziksel ve mekanik özellikleri üzerine olumlu etkilere sahiptir. Stronsiyum, baryum, çinko ve yitrium partikülleri kompozit rezine radyoopasite özelliği kazandırır. Silika partikülleri ise dayanıklılığı artırır ve mineye benzer yarı şeffaf görünüm kazandırır.<sup>(115, 118)</sup>

#### **2.6.3.3. Ara Faz**

Kompozit rezinin fiziksel özelliklerinin tam olarak ortaya çıkabilmesi için organik ve inorganik parçacıklar arasındaki bağlantının yeterli olması gerekmektedir. Bu bağlanmayı organik silisyum bileşiği olan silanlar (ara faz) sağlamaktadır. Ara fazın, hem organik hem de inorganik yapının özelliklerini taşıması gerekmektedir. Silanın bir ucu silanol (SiOH) gruplarına sahipken diğer ucu organik polimer matriks ile kovalent bağ oluşturabilen metakrilat grupları içermektedir.<sup>(120)</sup>

#### 2.6.4. Kompozit Rezinlerin Sınıflandırılması

Kompozit rezinler birçok şekilde sınıflandırılabilirler. Günümüzde polimerizasyon yöntemleri ve viskozitelerine göre de sınıflandırılma yapılmaktadır ancak en sık kullanılan ve geçerliliğini koruyan sınıflama şekli inorganik doldurucu partikül büyüklüklerine dayanan sınıflandırmadır (Tablo 2.6.1).<sup>(115)</sup>

**Tablo 2.6.1.** Kompozit rezinlerin inorganik doldurucu partikül büyüklüklerine göre sınıflandırılması

<b>Kompozit Rezin</b>	<b>Partikül büyüklüğü</b>
<b>Megafil</b>	50-100 $\mu\text{m}$
<b>Makrofil</b>	10-100 $\mu\text{m}$
<b>Midifil</b>	1-10 $\mu\text{m}$
<b>Minifil</b>	0.1-1 $\mu\text{m}$
<b>Mikrofil</b>	0.01-0.1 $\mu\text{m}$
<b>Hibrit</b>	0.04-1 $\mu\text{m}$
<b>Nanofil</b>	0.005-0.01 $\mu\text{m}$

Polimerizasyon yöntemlerine göre kompozit rezinlerin sınıflandırılması;

- Kimyasal olarak polimerize olan kompozit rezinler
- Işık ile polimerize olan kompozit rezinler
- Hem kimyasal hem de ışık ile polimerize olan kompozit rezinler

Viskozitelerine göre kompozit rezinlerin sınıflandırılması;

- Kondanse edilebilen kompozitler
- Akışkan kompozitler

#### 2.7. Termal Döngü Uygulaması

Dental materyallerle ilgili deneylerin in-vivo koşullarda yapılmasının uzun zaman alması, maliyetlerinin yüksek olması ve bazı durumlarda yapılmasının olanaksız olmasından dolayı, restoratif sistemlerin etkinliğini değerlendirmek ve ağız içindeki davranışlarını önceden tahmin edebilmek için laboratuvar koşullarında yapay yaşlandırma yöntemleri kullanılmaktadır.<sup>(121, 122)</sup>

Termal döngü uygulaması, en önemli yapay yaşlandırma yöntemlerinden biridir. Metal-rezin ve diş-restoratif materyal arasındaki bağlanma dayanıklılığını, ağız

içindeki devamlılığını ve sıcaklık değişimlerinin bu materyaller üzerindeki etkisinin incelenmesi amacıyla yapılmaktadır.<sup>(123)</sup> Dental materyaller yeme, içme ve nefes alma sırasında oluşan ağız içi sıcaklık ve pH değişimlerinden etkilenmektedir. Buzlu bir suyun sıcaklığı 0 °C'ye yakinken, sıcak bir içeceğin sıcaklığı 60 °C'e ulaşabilir.<sup>(124)</sup> Ağız kapalı olduğunda ve ısı uygulaması yapılmadığında ağız içi ortalama sıcaklık 35 °C olarak ölçülmüştür.<sup>(125)</sup> Termal döngü sırasında uygulanan sıcaklıkların ağız ortamını yansıtması önemlidir. Aşırı sıcaklıklar materyalin stres oluşumunu arttırmakta ve güvenilir olmayan sonuçlar verebilmektedir. Önerilen sıcaklıklar en az 4 °C – 8 °C iken, en çok 45 °C – 60 °C'dir.<sup>(126)</sup>

Termal döngü deneylerinde örneklerin bir kez soğuk ve bir kez sıcak suya daldırılması işlemi “devir” olarak tanımlanmaktadır. Devir sayıları 500 ile 50.000 arasında değişmektedir.<sup>(127)</sup> Örneklerin banyo tanklarında bekleme süresi 15–60 sn arasında ve bir banyodan diğerine geçiş süresi 5–10 sn olarak belirlenmiştir.<sup>(122)</sup> 10,000 termal döngünün ise yaklaşık olarak bir yıllık ağız içi kullanıma denk geldiği belirtilmiştir.<sup>(128)</sup>

## **2.8. Bağlanma Dayanımı Testleri**

Diş hekimliğinde kullanılan adezivlerin etkilerinin değerlendirilmesinde en iyi yöntem klinik çalışmalardır; ancak uzun dönem takiplerinin ve standart olarak gerçekleştirilmelerinin zor olmasından dolayı in-vitro bağlantı dayanım testleri sıklıkla kullanılmaktadır.<sup>(129)</sup> Makaslama, mikro makaslama, gerilim ve mikro gerilim bağlantı dayanım testleri bu amaçla kullanılmaktadır.<sup>(130, 131)</sup>

### **2.8.1. Makaslama Bağlanma Dayanımı Testi**

Birbirine bağlanan iki materyal arasında ayrılma meydana gelene kadar, bağlantıya en yakın noktadan kuvvet uygulanan in-vitro test yöntemidir. Bağlanma dayanımının araştırılmasında en çok tercih edilen yöntem olan makaslama testinin değeri; ayrılmanın meydana geldiği kuvvet değerinin, bağlantı yüzey alanına bölünmesi ile elde edilir.<sup>(5, 61, 132)</sup> Birimleri pound/inch<sup>2</sup>, kg/cm<sup>2</sup> veya N/mm<sup>2</sup> (MPa) olarak ifade edilebilir.<sup>(133)</sup>

En çok tercih edilen yöntem olmasının sebepleri; örnekleri hazırlamanın kolay olması, testin uygulanmasının hızlı ve basit olması, gerektiğinde rahat bir şekilde testin tekrar edilebilmesi ve mikrotestler kadar teknik hassasiyet gerektirmemesi

olarak açıklanabilir.<sup>(5, 134)</sup> Bağlanma yüzeyinin genişliği, testte kullanılan bıçak tasarımları ve çapraz kafa hızı, kullanılan yaşlandırma yöntemi, örneklerin saklanma koşulları testin hassasiyetini etkileyen parametrelerdir.<sup>(135)</sup>

ISO 11405 (2003) dokümanterinde, test için önerilen ideal çapraz kafa yaklaşma hızı  $0,75 \pm 0,30$  mm/dk olarak belirtilmiştir.<sup>(136)</sup> Bu değerden daha yüksek hızların kullanılması sonucu oluşan anormal stres dağılımının, malzemelerin kendi içerisinde koheziv kırıklara neden olduğu ve bağlanma dayanımı değerlendirilmesinde hatalı yorumlamalara sebep olabileceği ifade edilmektedir.<sup>(137)</sup>

## **2.9. Analizler**

### **2.9.1. Stereomikroskop Analizi**

Bağlanma dayanımı testi sonrası kopma yüzeyleri, görsel olarak ışık mikroskobu altında incelenerek başarısızlık tipleri belirlenebilmektedir. Kırık tipleri adeziv, koheziv veya karışık kırık olarak isimlendirilir. Adeziv kırıklar, farklı materyaller arasında oluşan kırılmalardır. Koheziv kırıklar, aynı materyalin kendi içinde gösterdiği kırılmalardır. Karışık kırıklar, hem koheziv hem de adeziv kırık tiplerinin aynı anda gözlenebildiği kırıklardır.<sup>(138)</sup>

### 3. GEREÇ VE YÖNTEM

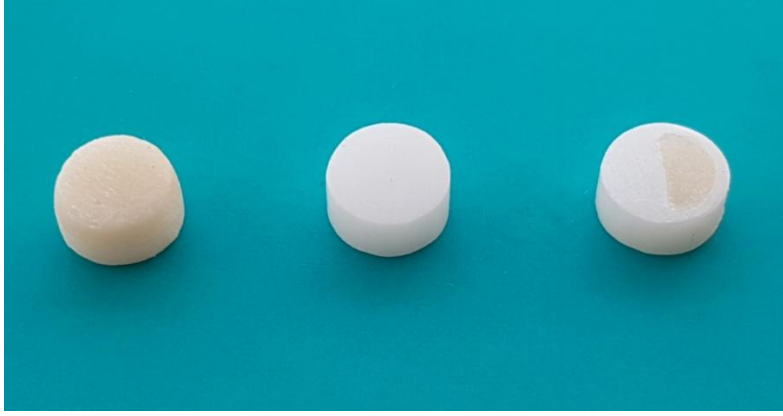
Bu araştırma Akdeniz Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı, Akdeniz Üniversitesi Malzeme Bilimi ve Mühendisliği Bölümü ve Özel Dencity CAD/CAM Protez Laboratuvarında in vitro şartlarda gerçekleştirilmiştir. Çalışmada kullanılan materyaller ve üretici firmaları Tablo 3.1.'de gösterilmiştir.

**Tablo 3.1.** Çalışmada kullanılan materyaller ve üretici firmaları

<b>Materyal</b>	<b>Marka</b>	<b>Üretici Firma</b>	<b>Lot Numarası</b>
<b>Zirkonya</b>	Nacera	Doceram/Germany	5064855
<b>Üstyapı Porseleni</b>	Noritake CZR	Kuraray/Japan	DWAIH
<b>Tamir Seti</b>	Clearfil Repair	Kuraray/Japan	000049
<b>Asit</b>	K-Etchant Gel	Kuraray/Japan	BP0087
<b>Primer</b>	Clearfil Se Bond Primer	Kuraray/Japan	CB0279
<b>Silan</b>	Clearfil Porcelain Bond Activator	Kuraray/Japan	CE0042
<b>Bond</b>	Clearfil Se Bond Bond	Kuraray/Japan	C50447
<b>Elmas Frez</b>	Bosphorus	Tekmetal/Turkey	160311-05
<b>Kompozit</b>	GrandioSo	Voco/Germany	1307550

#### 3.1. Zirkonya Esaslı Altyapıların Hazırlanması

Ağız içinde oluşması muhtemel zirkonya altyapılı porselen kuron kırıklarını taklit etmek amacıyla; 60 adet porselen, 60 adet zirkonya ve 60 adet yarısı porselen yarısı da zirkonya yüzeyli olmak üzere toplam 180 adet örnek hazırlandı.(Şekil 3.1.1.)



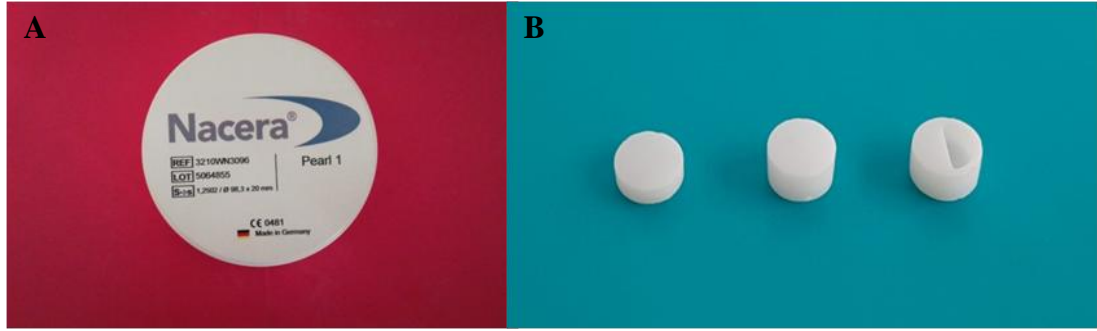
**Şekil 3.1.1.** Porselen, zirkonya, porselen-zirkonya yüzeyli örnekler

Örnekler için üç farklı zirkonya altyapı şekli bilgisayar ortamında çizim yapılarak programlandı ve CAD (Dental Wings, Montreal, Canada, Şekil 3.1.2. A) ünitesine yüklendi. Ardından yarı sinterize zirkonya blok (Şekil 3.1.3. A) CAM ünitesine (Yenadent, İstanbul, Türkiye, Şekil 3.1.2. B) yerleştirildi ve çalışmada kullanacağımız disk şeklindeki örneklerin kazıma işlemi yapıldı. Üretilen örnekler sinterleme fırınında (Protherm Furnaces, Ankara, Türkiye) 1550 °C’de 12 saat sinterlenip, oluşan sinterleme büzülmesini takiben hedef boyuta ulaşıldı. (Şekil 3.1.3. B) Bu boyutlar zirkonya yüzeyli örnekler için 7 mm çapında ve 3 mm yüksekliğinde (Şekil 3.1.4. A),<sup>(139)</sup> porselen yüzeyli örnekler içinde 7 mm çapında ve 1,5 mm yüksekliğinde (Şekil 3.1.4. B) disk şeklinde zirkonyadan oluşuyordu.<sup>(140)</sup> Porselen-zirkonya yüzeyli örnekler için ise 7 mm çapında 3 mm yüksekliğinde, yarısına kadar boşluk içerecek şekilde numuneler hazırlandı.

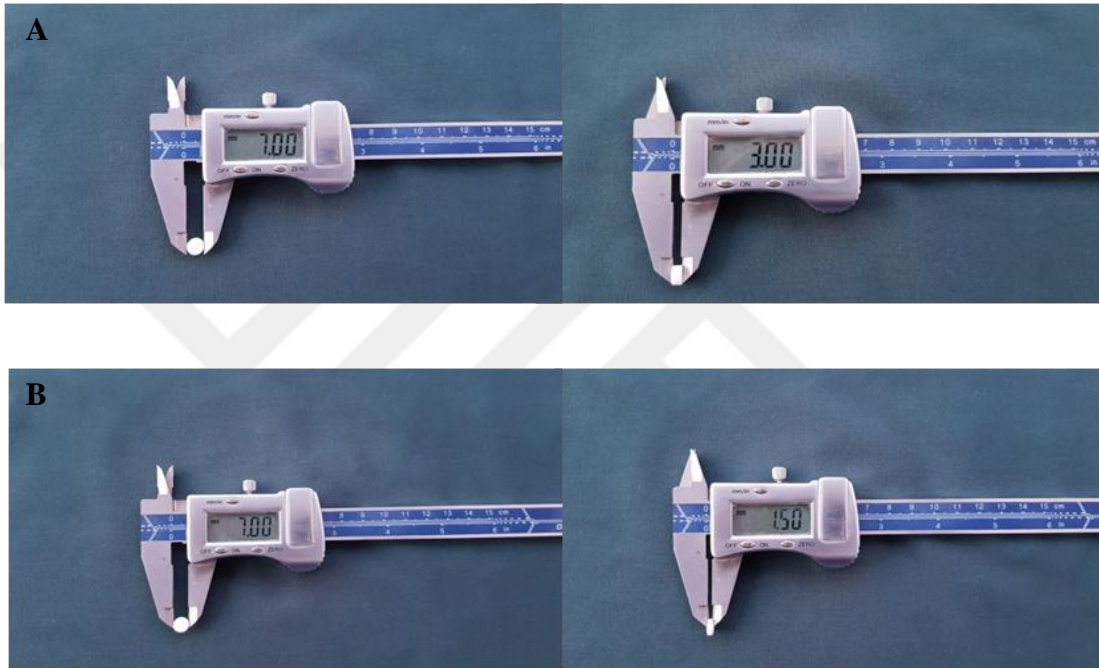


**Şekil 3.1.2.** A) Çalışmada kullanılan CAD cihazı B) Çalışmada kullanılan CAM cihazı





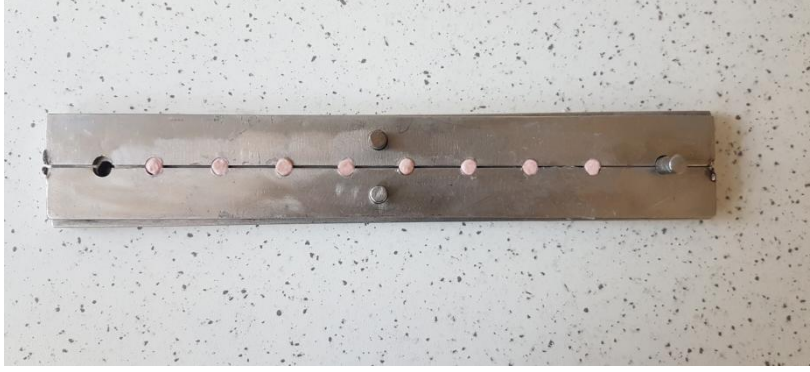
Şekil 3.1.3. A) Çalışmada kullanılan zirkonya blok B) CAD/CAM ile üretilmiş zirkonya örnekler



Şekil 3.1.4. A) Zirkonya ve porselen-zirkonya yüzeyli örnekler için hazırlanan zirkonya altyapıların dijital kumpasla ölçülmesi B) Porselen yüzeyli örnekler için hazırlanan zirkonya altyapıların dijital kumpasla ölçülmesi

### 3.2. Porselen Uygulaması

Porselen örnekleri oluşturmak amacıyla, 7 mm çapında 3 mm yüksekliğinde yuvaları olan metal bir kalıp kullanıldı.(Şekil 3.2.1.) 1,5 mm yüksekliğindeki zirkonya altyapılar bu yuvalara yerleştirildi ve üzerlerine tabakalama tekniği kullanılarak porselen uygulaması gerçekleştirildi.



**Şekil 3.2.1.** Porselen uygulamasında kullanılan metal kalıp

Noritake CZR marka porselen (Şekil 3.2.2.), üretici firmanın talimatlarına uygun olarak (Tablo 3.2.) programlanabilen vakumlu porselen fırınında (Programat® P300/G2-Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein Şekil 3.2.3.) pişirildi. İlk fırınlama sonucunda porselende meydana gelen büzülme nedeniyle örnekler ilave porselen yığılarak ikinci kez fırınlama işlemi gerçekleştirildi. Sonuç olarak 7 mm çapında 3 mm yüksekliğinde porselen yüzeyli örnekler elde edildi.(Şekil 3.2.4.)



**Şekil 3.2.2.** Çalışmada kullanılan porselen



**Şekil 3.2.3.** Çalışmada kullanılan porselen fırını

**Tablo 3.2.** Noritake CZR porselenlerinin pişirilme programları

	P( <sup>0</sup> C)	D(dk)	t( <sup>0</sup> C/dk)	F( <sup>0</sup> C)	H(dk)	C(dk)
Noritake CZR	600	5	45	930	1	4

P(<sup>0</sup>C): Ön ısıtma sıcaklığı.

D(dk): Ön ısıtma sıcaklığında kalma süresi.

t(<sup>0</sup>C/dk): Ön ısıtma süresinden sonra fırının maksimum sıcaklığa ulaşmaya kadar her dakikadaki sıcaklık artışı.

F(<sup>0</sup>C): Fırının çıktığı maksimum sıcaklık.

H(dk): Fırının maksimum sıcaklıktaki bekleme süresi.

C(dk): Soğutma süresi.



**Şekil 3.2.4.** 1,5 mm kalınlığındaki zirkonya altyapı ve porselen örnek

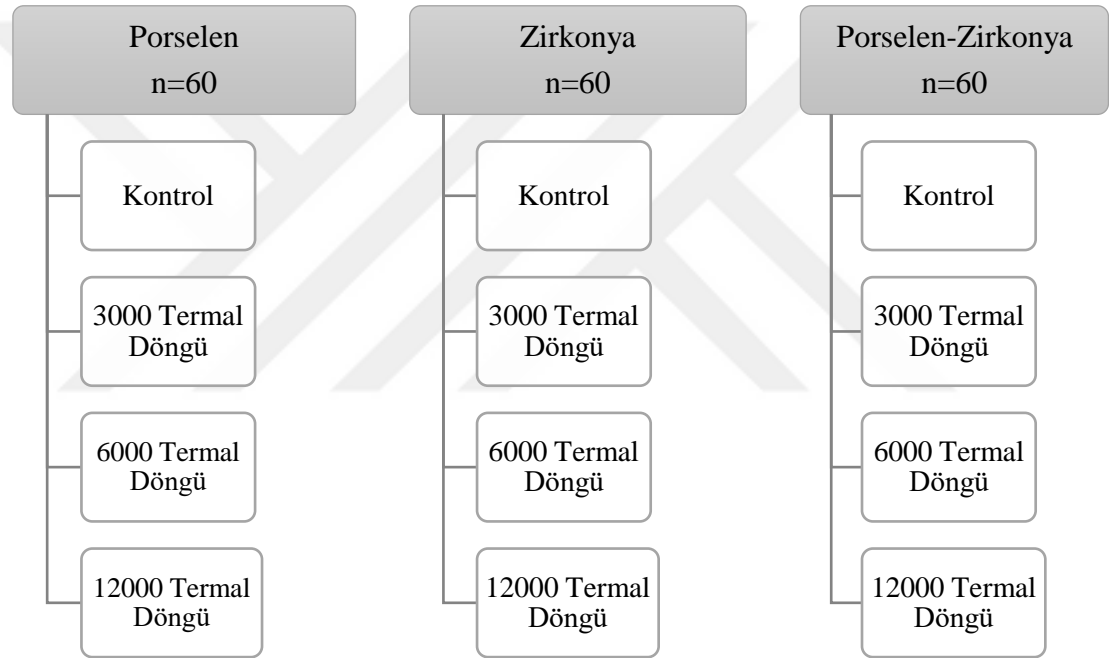
Porselen-zirkonya örnekler elde etmek için hazırlan zirkonya altyapıların boşluk kısımlarına, porselen örneklerde olduğu gibi prosedürlere uygun şekilde porselen uygulanıp fırımlandı. Sonuç olarak 7 mm çapında ve 3 mm yüksekliğinde yarısı porselen yarısı zirkonya yüzeye sahip örnekler elde edildi.(Şekil 3.2.5.)



**Şekil 3.2.5.** Porselen-zirkonya örnek

### 3.3. Deney Gruplarının Oluşturulması

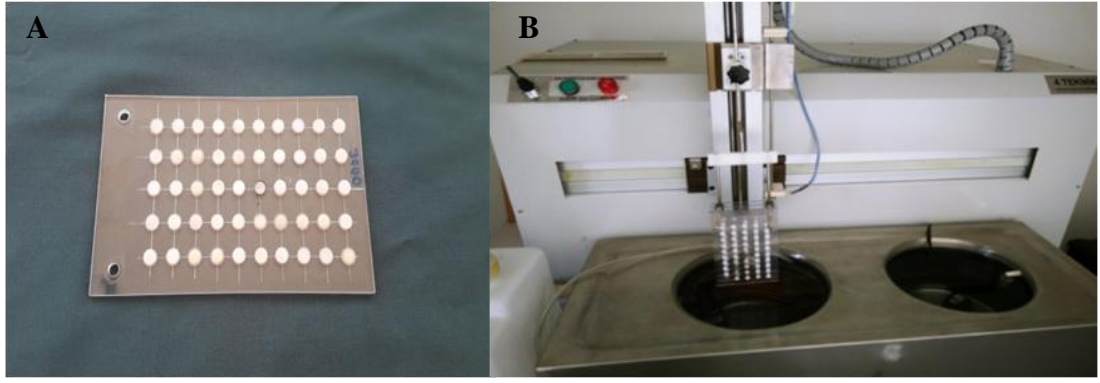
Zirkonya altyapılı restorasyonlar üzerine uygulanan farklı termal döngülerin, kompozit rezinlerin tamir bağlanma dayanımına etkisini araştırdığımız bu çalışmada toplam 180 tane örnek elde edildi. Kırık tiplerini taklit etmek amacıyla her birinde 60 örnek olacak şekilde porselen, zirkonya, porselen-zirkonya ana grupları oluşturuldu. Bu gruplar, termal döngü uygulanmayan (kontrol), 3000, 6000 ve 12.000 termal döngü uygulanan gruplar olacak şekilde 4 alt gruba ayrıldı ve toplamda 12 grup oluşturuldu. Her grupta örnek sayısı 15 olarak belirlendi (Şekil 3.3.1.). Deney gruplarının isimleri, kolay anlaşılması, tartışma ve sonucun anlaşılır şekilde ifade edilmesi amacıyla 3000T, 6000T ve 12.000T olacak şekilde belirtilmiştir.



Şekil 3.3.1. Örneklerin gruplandırılması

### 3.4. Termal Döngü Uygulaması

Termal döngü uygulanacak tüm örnekler, termal döngü sayısına göre önceden hazırlanan aparatlara yerleştirildi (Şekil 3.4.1, A). Ardından örneklere termal döngü cihazında (Akdeniz Üniversitesi Teknik Bilimler MYO 4 teknik, Şekil 3.4.1, B) 5-55 °C 'de, 20 sn daldırma 10 sn bekletme süresiyle 3000, 6000 ve 12.000 termal döngü uygulandı. Kontrol grubu örnekleri ise 37 °C' deki distile suda 24 saat bekletildi. <sup>(141, 142)</sup>



Şekil 3.4.1. A) Örneklerin yerleştirildiği aparat B) Termal döngü cihazı

### 3.5. Tamir Materyalinin Uygulanması

Termal döngü uygulanmış ve kontrol grubu örnekleri üzerine tamir seti (Kuraray Clearfil Repair Kit, Okayama, Japan, Şekil 3.5.1.) içerisinde yer alan malzemeler firmanın önerdiği sırada ve şekilde ilerlenerek uygulandı.(Tablo 3.5.) İlk aşama olarak tamir materyali uygulanacak yüzey 120 µm'luk yeşil kuşaklı elmas frezle (Bosphorus, İstanbul, Türkiye) yüksek hızda su soğutmalı klinik aeratörü ile 10 saniye süre ile pürüzlendirildi.<sup>(143)</sup> Ardından yüzeye K-Etchant Gel uygulanıp 5 sn beklendikten sonra su ile iyice yıkayıp yağsız havayla kurutuldu. Karıştırma kabına Clearfil Se Bond Primer ve Clearfil Porcelain Bond Activator birer damla damlatıldı ve karıştırıldı. Tek kullanımlık fırça yardımıyla yüzeye uygulayıp 5 sn beklendikten sonra hafif yağsız hava ile uçucu içerik buharlaştırıldı. Gerekli miktarda Clearfil Se Bond Bond yüzeye uygulandı ve hafif hava sıkılarak, mümkün olduğu kadar üniform film tabakası oluşturuldu. Işınli dolgu cihazıyla (Valo Cordless, Ultradent, Utah, USA) 10 sn ışınlanarak polimerize edildi. ISO/TS 11405 spesifikasyonuna uyularak 3 mm çapında ve 3 mm yüksekliğinde tygon tüpler örnekler üzerine yerleştirilerek içerisine kompozit rezin (GrandioSo, Voco, Cuxhaven, Germany) ağız spatülü yardımıyla kondanse edildi.<sup>(144)</sup> Işınli dolgu cihazıyla 40 sn ışınlanarak polimerize edilmesinin ardından bistüri yardımıyla tygon tüpler kesilip çıkarıldı ve makaslama bağlanma dayanımı testi aşamasına geçildi.(Şekil 3.5.2.)



Şekil 3.5.1. Çalışmada kullanılan tamir seti



Şekil 3.5.2. Tamir malzemesi uygulanan örnek

Tablo 3.5. Çalışmada kullanılan tamir seti içerisinde yer alan malzemeler

<b>K-Etchant Gel</b>	40% fosforik asit
<b>Clearfil SE Bond Primer</b>	MDP, HEMA, dimetakrilat monomer, su, fotoinitator
<b>Clearfil Porcelain Bond Activator</b>	Bisfenol A polietoksi dimetakrilat, 3-metakriloksi propil trimetoksisilan (MPS)
<b>Clearfil SE Bond Bond</b>	Silanlanmış koloidal silika bisfenol A diglisidil metakrilat, 10-metakriloiloksidodesil dihidrojen fosfat

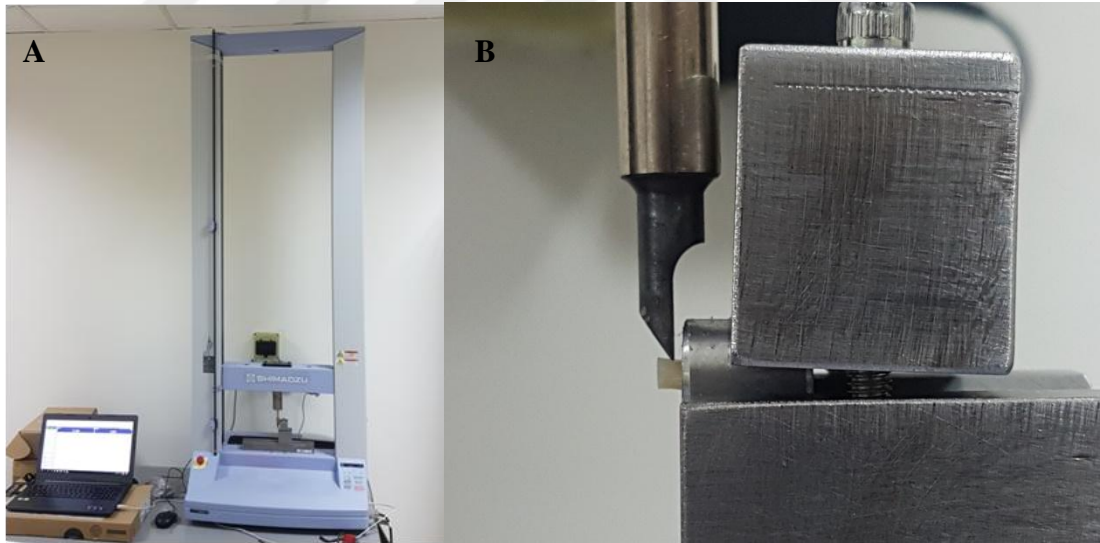
### 3.6. Makaslama Bağlanma Dayanımı Testinin Uygulanması

Hazırlanan örnekler test cihazına yerleştirilmek için; 10 mm çapında ve 15 mm yüksekliğindeki metal kalıplar içine, bağlanma yüzeyi açıkta kalacak şekilde akrilik rezine (Imicryl, Konya, Türkiye) gömüldü. Makaslama bağlanma dayanımı testi, Akdeniz Üniversitesi Malzeme Bilimi ve Mühendisliği Araştırma Laboratuvarı'nda geleneksel test cihazı (Shimadzu, Kyoto, Japan, şekil 3.6.1.) ile 0,5 mm/dk kafa hızında yükleme yapılarak gerçekleştirildi. Kesme işlemine yapacak bıçak ucu, ISO TR 11405 spesifikasyonunda belirtildiği şekilde 1 mm kalınlığında ve künt olacak şekilde hazırlandı. Bıçak ucu, bağlanma yüzeyiyle 90° lik bir açı yapacak şekilde yerleştirildi ve ayrılmanın gerekleştiğin andaki kuvvetler Newton (N) olarak lld. Birim alana düşen yük miktarının saptanabilmesi için, aşağıdaki formül kullanılarak Newton (N) değerleri Megapascal (MPa) değerlerine çevrildi.

$$\text{Makaslama direnci (MPa)} = \text{Yük (N)} / \text{Alan (mm}^2\text{)}$$

$$\text{Alan} = \pi \times r^2$$

r = bağlanma yüzeyinin yarıçapı



şekil 3.6.1. A) alışmada kullanılan geleneksel test cihazı B) Makaslama testi uygulaması

### 3.7. Kopma şekillerinin İncelenmesi

Tüm örneklerin makaslama bağlanma dayanımı testi sonrasındaki kopma şekilleri, Akdeniz Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi'nde stereomikroskop (Zeiss, Jena, Germany, şekil 3.7.1.) altında, x15 büyütmede incelendi. Oluşan kopma şekilleri; kompozit rezinle seramik yüzey arasında meydana gelen adeziv kopma,

seramik/kompozitin tamamen kendi içinde kırıldığı koheziv kopma ve her iki kırılma tipinin de gözleendiği karışık kopma (adeziv + koheziv) olarak tanımlandı.



Şekil 3.7.1. Çalışmada kullanılan stereomikroskop cihazı

### 3.8. İstatistiksel Analiz

Verilerin analizi IBM SPSS Version 22 programı (IBMCorp., Armonk, NY, USA) kullanılarak yapıldı. Çalışma verileri değerlendirilirken tanımlayıcı istatistiksel metotların (ortalama, standart sapma) yanı sıra varyansların homojenliğinin belirlenmesinde Levene testi kullanıldı. Farklı seramik yüzeyler ile farklı termal döngü uygulamalarının bağlanma dayanımı kuvvetine etkisi arasında istatistiksel olarak fark olup olmadığını belirlemek amacıyla Two-way ANOVA testi, çoklu karşılaştırmalar için ise Bonferroni testi kullanıldı. Sonuçlar %95'lik güven aralığında, anlamlılık  $p < 0,05$  düzeyinde değerlendirildi.



## 4. BULGULAR

### 4.1. Makaslama Bağlanma Dayanımı Testi Bulguları

Farklı termal döngü uygulamalarının porselen, zirkonya ve porselen-zirkonya yüzeyli örnekler ile tamir işleminde kullandığımız kompozit rezin arasında oluşan bağlantı kuvvetine etkilerini araştırdığımız bu çalışmada toplam 180 örnekten elde edilen değerler MPa'a çevrildi. Tablo 4.1.1.'de tüm grupların ortalama ve standart sapma değerleri gösterilmektedir.

**Tablo 4.1.1.** Grupların ortalama ve standart sapma değerleri

Termal Döngü	Yüzey Tipi	Ortalama (MPa)	Standart Sapma	N
Kontrol	Porselen	13,06	2,55	15
	Zirkonya	17,45	3,50	15
	Porselen-Zirkonya	14,64	3,49	15
3000T	Porselen	12,39	1,85	15
	Zirkonya	16,96	3,82	15
	Porselen-Zirkonya	12,72	1,38	15
6000T	Porselen	12,17	2,93	15
	Zirkonya	16,43	2,08	15
	Porselen-Zirkonya	12,84	1,98	15
12.000T	Porselen	11,50	1,79	15
	Zirkonya	12,18	3,89	15
	Porselen-Zirkonya	11,63	2,43	15

Tüm gruplar içinde en yüksek bağlanma dayanımı kuvveti kontrol zirkonya grubunda ( $17,45 \pm 3,5$ ), en düşük bağlanma dayanımı kuvveti ise 12.000T porselen grubunda ( $11,5 \pm 1,79$ ) elde edildi.

Porselen ile tamir kompoziti arasındaki bağlanma dayanımı kuvvetine termal döngü uygulanmasının etkisini incelediğimizde en yüksek değer kontrol grubunda ( $13,06 \pm 2,55$ ), en düşük değer ise 12.000T grubunda ( $11,50 \pm 1,79$ ) elde edildi. Kontrol grubunun bağlanma dayanımı değerleri 3000T ( $12,39 \pm 1,85$ ) ve 6000T ( $12,17 \pm 2,93$ ) gruplarının bağlanma dayanımı değerlerinden de yüksek olmasına rağmen kontrol, 3000T, 6000T ve 12.000T grupları arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark bulunamadı ( $p>0,05$ ). (Tablo 4.1.1., Tablo 4.1.2.)

**Tablo 4.1.2.** Porselen örnekleri ile tamir kompoziti arasındaki bağlanma dayanımı kuvvetine termal döngü uygulanmasının etkisi

Grup			Ortalama Fark	Standart Hata	p Değeri	95% Güven Aralığı	
						Alt Sınır	Üst Sınır
Porselen	Kontrol	3000T	0,66	1,01	1,00	-2,04	3,36
		6000T	0,88	1,01	1,00	-1,81	3,58
		12.000T	1,55	1,01	0,75	-1,14	4,25
	3000T	Kontrol	-0,66	1,01	1,00	-3,36	2,04
		6000T	0,22	1,01	1,00	-2,47	2,92
		12.000T	0,89	1,01	1,00	-1,81	3,59
	6000T	Kontrol	-0,88	1,01	1,00	-3,58	1,81
		3000T	-0,22	1,01	1,00	-2,92	2,47
		12.000T	0,66	1,01	1,00	-2,03	3,37
	12.000T	Kontrol	-1,55	1,01	0,75	-4,25	1,14
		3000T	-0,89	1,01	1,00	-3,59	1,81
		6000T	-0,66	1,01	1,00	-3,37	2,03

Zirkonya ile tamir kompoziti arasındaki bağlanma dayanımı kuvvetine termal döngü uygulanmasının etkisini incelediğimizde en yüksek değer kontrol grubunda ( $17,45 \pm 3,5$ ), en düşük değer ise 12.000T grubunda ( $12,18 \pm 3,89$ ) elde edildi. Kontrol grubunun bağlanma dayanımı değerleri 3000T ( $16,96 \pm 3,87$ ) ve 6000T ( $16,43 \pm 2,08$ ) gruplarının bağlanma dayanımı değerlerinden daha yüksekti ancak üç grup arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farkın olmadığı gözlemlendi ( $p>0,05$ ). 12.000T grubunun ise kontrol, 3000T ve 6000T gruplarına göre istatistiksel olarak anlamlı şekilde daha düşük bağlanma değerleri gösterdiği tespit edildi ( $p<0,05$ ). (Tablo 4.1.1, Tablo 4.1.3.)

Porselen-zirkonya örnekleri ile tamir kompoziti arasındaki bağlanma dayanımı kuvvetine termal döngü uygulamasının etkisini incelediğimizde en yüksek değer kontrol grubunda ( $14,64 \pm 3,49$ ), en düşük değer ise 12.000T grubunda ( $11,63 \pm 2,43$ ) elde edildi ve aralarındaki farkın istatistiksel olarak anlamlı olduğu tespit edildi ( $p<0,05$ ). Kontrol grubunun bağlanma dayanımı değerleri 3000T ( $12,72 \pm 1,38$ ) ve 6000T ( $12,84 \pm 1,98$ ) gruplarının bağlanma dayanımı değerlerinden daha yüksek olmasına rağmen üç grup arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farkın olmadığı gözlemlendi ( $p>0,05$ ). Aynı zamanda 3000T, 6000T ve 12.000T grupları arasında da

istatistiksel olarak anlamlı bir farkın olmadığı saptandı ( $p>0,05$ ). (Tablo 4.1.1, Tablo 4.1.4.)

**Tablo 4.1.3.** Zirkonya örnekleri ile tamir kompoziti arasındaki bağlanma dayanımı kuvvetine termal döngü uygulanmasının etkisi

Grup			Ortalama Fark	Standart Hata	p Değeri	95% Güven Aralığı	
						Alt Sınır	Üst Sınır
Zirkonya	Kontrol	3000T	0,49	1,01	1,00	-2,21	3,19
		6000T	1,02	1,01	1,00	-1,67	3,72
		12.000T	5,27	1,01	0,00	2,57	7,97
	3000T	Kontrol	-0,49	1,01	1,00	-3,19	2,21
		6000T	0,53	1,01	1,00	-2,16	3,23
		12.000T	4,78	1,01	0,00	2,08	7,48
	6000T	Kontrol	-1,02	1,01	1,00	-3,72	1,67
		3000T	-0,53	1,01	1,00	-3,23	2,16
		12.000T	4,25	1,01	0,00	1,54	6,95
	12.000T	Kontrol	-5,27	1,01	0,00	-7,97	-2,57
		3000T	-4,78	1,01	0,00	-7,48	-2,08
		6000T	-4,25	1,01	0,00	-6,95	-1,54

**Tablo 4.1.4.** Porselen-zirkonya örnekleri ile tamir kompoziti arasındaki bağlanma dayanımı kuvvetine termal döngü uygulanmasının etkisi

Grup			Ortalama Fark	Standart Hata	p Değeri	95% Güven Aralığı	
						Alt Sınır	Üst Sınır
Porselen-Zirkonya	Kontrol	3000T	1,91	1,01	0,35	-0,78	4,62
		6000T	1,80	1,01	0,46	-0,90	4,50
		12.000T	3,01	1,01	0,02	0,30	5,71
	3000T	Kontrol	-1,91	1,01	0,35	-4,62	0,78
		6000T	-0,11	1,01	1,00	-2,82	2,58
		12.000T	1,09	1,01	1,00	-1,61	3,79
	6000T	Kontrol	-1,80	1,01	0,46	-4,50	0,90
		3000T	0,11	1,01	1,00	-2,58	2,82
		12.000T	1,21	1,01	1,00	-1,49	3,91
	12.000T	Kontrol	-3,01	1,01	0,02	-5,71	-0,30
		3000T	-1,09	1,01	1,00	-3,79	1,61
		6000T	-1,21	1,01	1,00	-3,91	1,49

Kontrol grubundaki porselen ve zirkonya örneklerin tamir kompoziti ile olan bağlanma dayanımı kuvvetini incelediğimizde en yüksek değer zirkonya örneklerde ( $17,45 \pm 3,5$ ), en düşük değer ise porselen örneklerde ( $13,06 \pm 2,55$ ) elde edildi. Porselen ve porselen-zirkonya örnekleri ( $14,64 \pm 3,49$ ) arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farkın olmadığı saptandı ( $p>0,05$ ). Zirkonya örnekleri ile porselen ve porselen-zirkonya örnekleri arasında ise istatistiksel olarak anlamlı bir farkın olduğu gözlemlendi ( $p<0,05$ ). (Tablo 4.1.1., Tablo 4.1.5.)

3000T grubunda en yüksek bağlanma dayanımı değeri zirkonya örneklerde ( $16,96 \pm 3,82$ ), en düşük değer ise porselen örneklerde ( $12,39 \pm 1,85$ ) elde edildi. Porselen ve porselen-zirkonya örnekleri ( $14,64 \pm 3,49$ ) arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farkın olmadığı saptandı ( $p>0,05$ ). Zirkonya örnekleri ile porselen ve porselen-zirkonya örnekleri arasında ise istatistiksel olarak anlamlı bir farkın olduğu tespit edildi ( $p<0,05$ ). (Tablo 4.1.1., Tablo 4.1.5.)

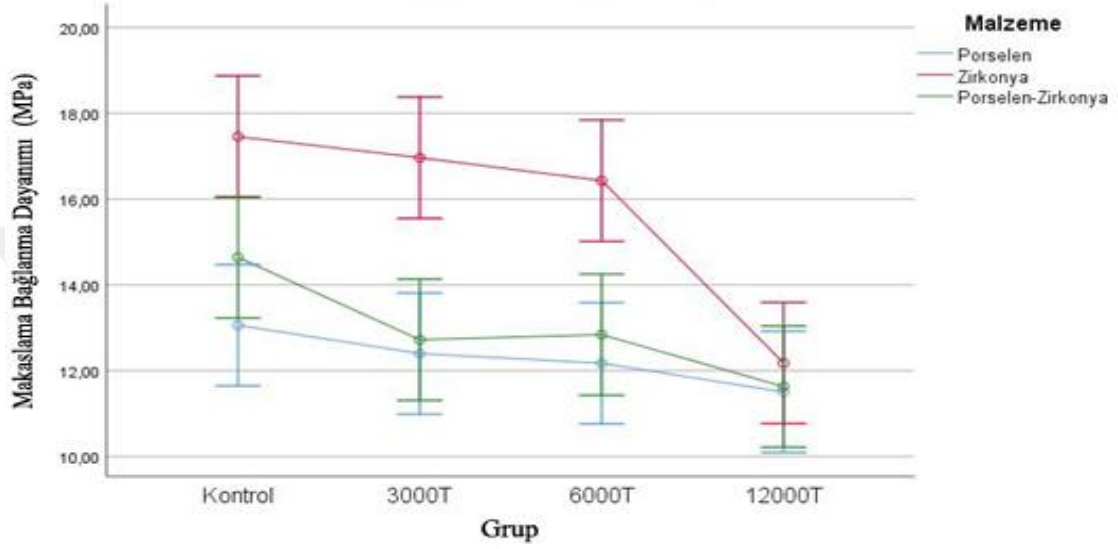
6000T grubunda en yüksek bağlanma dayanımı değeri zirkonya örneklerde ( $16,43 \pm 2,08$ ), en düşük değer ise porselen örneklerde ( $12,17 \pm 2,93$ ) elde edildi. Porselen ve porselen-zirkonya örnekleri ( $12,84 \pm 1,98$ ) arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farkın olmadığı gözlemlendi ( $p>0,05$ ). Zirkonya örnekleri ile porselen ve porselen-zirkonya örnekleri arasında ise istatistiksel olarak anlamlı bir farkın olduğu tespit edildi ( $p<0,05$ ). (Tablo 4.1.1., Tablo 4.1.5.)

12.000T grubunda en yüksek bağlanma dayanımı değeri zirkonya örneklerde ( $12,18 \pm 3,89$ ), en düşük değer ise porselen örneklerde ( $11,5 \pm 1,79$ ) elde edildi. Porselen, zirkonya ve porselen-zirkonya ( $11,63 \pm 2,43$ ) örnekleri arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farkın olmadığı gözlemlendi ( $p>0,05$ ). (Tablo 4.1.1., Tablo 4.1.5.)

**Tablo 4.1.5.** Kontrol grubu ve aynı sayıda termal döngü uygulanan gruplardaki porselen, zirkonya ve porselen-zirkonya örneklerin tamir kompoziti ile olan bağlanma dayanım kuvvetlerinin karşılaştırılması

Grup			Ortalama Fark	Std. Hata	p Değeri	95% Güven Aralığı	
						Alt Sınır	Üst Sınır
Kontrol	Porselen	Zirkonya	-4,39	1,01	0,00	-6,84	-1,94
		Porselen-Zirkonya	-1,58	1,01	0,36	-4,02	0,86
	Zirkonya	Porselen	4,39	1,01	0,00	1,94	6,84
		Porselen-Zirkonya	2,81	1,01	0,01	0,36	5,26
	Porselen-Zirkonya	Porselen	1,58	1,01	0,36	-0,86	4,02
		Zirkonya	-2,81	1,01	0,01	-5,26	-0,36
3000T	Porselen	Zirkonya	-4,56	1,01	0,00	-7,01	-2,11
		Porselen-Zirkonya	-0,32	1,01	1,00	-2,77	2,12
	Zirkonya	Porselen	4,56	1,01	0,00	2,11	7,01
		Porselen-Zirkonya	4,24	1,01	0,00	1,79	6,69
	Porselen-Zirkonya	Porselen	0,32	1,01	1,00	-2,12	2,77
		Zirkonya	-4,24	1,01	0,00	-6,69	-1,79
6000T	Porselen	Zirkonya	-4,25	1,01	0,00	-6,70	-1,80
		Porselen-Zirkonya	-0,66	1,01	1,00	-3,11	1,78
	Zirkonya	Porselen	4,25	1,01	0,00	1,80	6,70
		Porselen-Zirkonya	3,59	1,01	0,00	1,14	6,03
	Porselen-Zirkonya	Porselen	0,66	1,01	1,00	-1,78	3,11
		Zirkonya	-3,59	1,01	0,00	-6,03	-1,14
12.000T	Porselen	Zirkonya	-0,67	1,01	1,00	-3,12	1,77
		Porselen-Zirkonya	-0,12	1,01	1,00	-2,57	2,32
	Zirkonya	Porselen	0,67	1,01	1,00	-1,77	3,12
		Porselen-Zirkonya	0,55	1,01	1,00	-1,89	2,99
	Porselen-Zirkonya	Porselen	0,12	1,01	1,00	-2,32	2,57
		Zirkonya	-0,55	1,01	1,00	-2,99	1,89

Çalışmanın sonucu değerlendirildiğinde porselen, zirkonya ve porselen-zirkonya örneklerinin tamir kompoziti ile olan en yüksek bağlanma dayanım değerleri kontrol grubu ve termal döngü uygulanan grupların hepsinde zirkonya örneklerde elde edildiği gözlemlenmiştir. En düşük bağlanma dayanım değerleri ise porselen örneklerde görülürken, porselen-zirkonya örneklerin bağlanma dayanım değerlerinin ise ikisinin arasında seyrettiği tespit edilmiştir.(Şekil 4.1.1.)



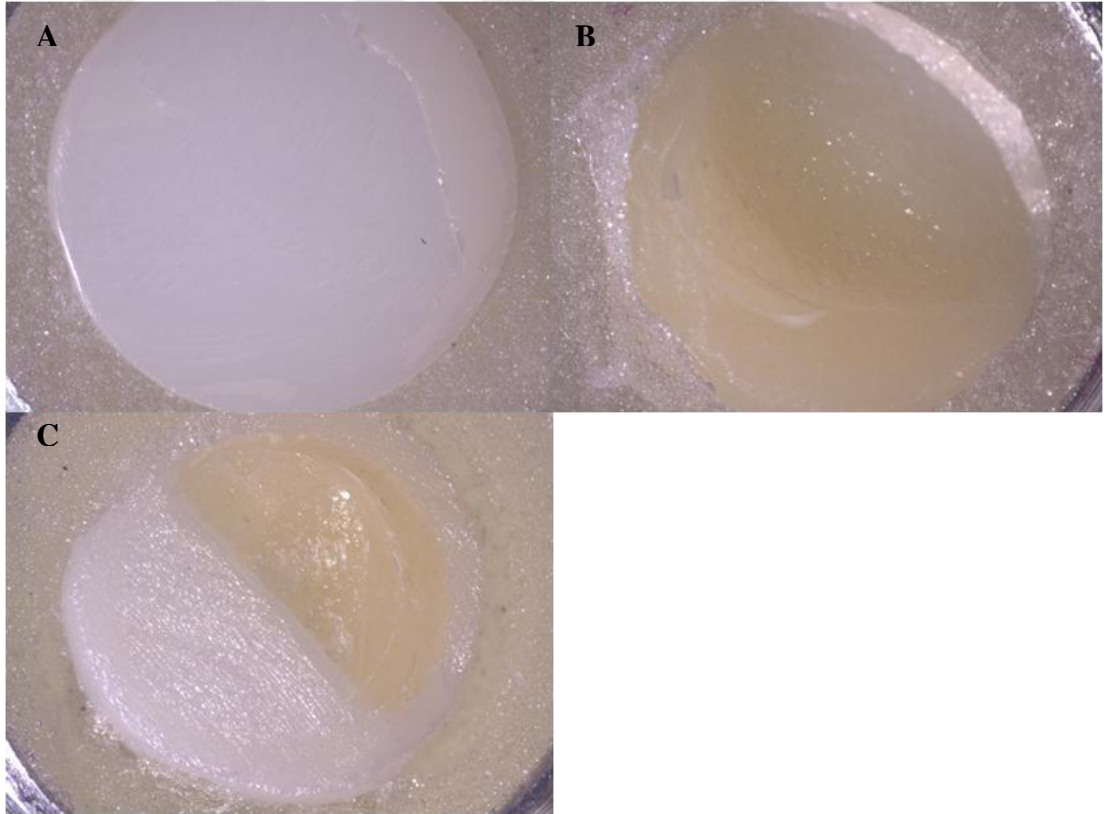
Şekil 4.1.1. Farklı termal döngü uygulamalarının porselen, zirkonya ve porselen-zirkonya örnekler ile tamir işleminde kullandığımız kompozit rezin arasında oluşan bağlantı kuvvetlerinin karşılaştırılması

## 4.2. Kopma Şekillerinin Değerlendirilmesi

Tüm örneklerin makaslama bağlanma dayanımı testinden sonrasındaki kopma şekilleri, stereomikroskop altında incelendi. Oluşan kopma şekilleri; kompozit rezinle seramik yüzey arasında meydana gelen adeziv kopma (Şekil 4.2.1, A), seramiğin/kompozitin tamamen kendi içinde kırıldığı koheziv kopma (Şekil 4.2.1, B) ve her iki kırılma tipinin de gözlemlendiği karışık kopma (Şekil 4.2.1, C) olarak gözlemlendi. Her birinde 15 örneğin olduğu gruplardaki kopma şekilleri ve oranları Tablo 4.2.1.'de gösterilmiştir

**Tablo 4.2.1.** Tüm gruplardaki örneklerin kopma tipleri ve oranları

Termal Döngü	Yüzey Tipi	Adeziv	Koheziv	Karışık	Oran
<b>Kontrol</b>	Porselen	-	15	-	% 100 Koheziv
	Zirkonya	15	-	-	% 100 Adeziv
	Porselen-Zirkonya	2	-	13	% 13,3 Adeziv % 86,6 Karışık
<b>3000</b>	Porselen	-	15	-	% 100 Koheziv
	Zirkonya	15	-	-	% 100 Adeziv
	Porselen-Zirkonya	4	-	11	% 26,6 Adeziv % 73,3 Karışık
<b>6000</b>	Porselen	-	15	-	% 100 Koheziv
	Zirkonya	15	-	-	% 100 Adeziv
	Porselen-Zirkonya	5	-	10	% 33,3 Adeziv % 66,6 Karışık
<b>12.000</b>	Porselen	-	15	-	% 100 Koheziv
	Zirkonya	15	-	-	% 100 Adeziv
	Porselen-Zirkonya	5	-	10	% 33,3 Adeziv % 66,6 Karışık



**Şekil 4.2.1.** A) Adeziv kopma B) Koheziv kopma C) Karışık kopma

## 5. TARTIŞMA

Kompozit rezin ile yapılan tamir işleminde, en düşük bağlanma dayanımı değerlerinin porselenin ayrılıp sadece zirkonyanın kaldığı kırılmalarda görüleceği hipotezimiz çalışmamızın sınırları içerisinde elde ettiğimiz bulgular doğrultusunda reddedilmiştir. Termal döngü sayısı arttıkça kompozit rezin ve seramikler arasındaki makaslama bağlanma dayanımı değerlerinin azalacağı hipotezimiz ise kısmen kabul edilmiştir. 12.000 termal döngü uygulaması porselen-zirkonya ve zirkonya örneklerde bağlanma dayanımını anlamlı derecede azaltmıştır ancak porselen örneklerdeki azalma istatistiksel açıdan anlamlı bir fark yaratmamıştır.

Metal-seramik sistemler uzun yıllardan beri sabit restorasyonlarda sıklıkla tercih edilmekte ve kullanılmaktadır.<sup>(145)</sup> Metal altyapının yüksek kırılma dayanımına sahip olması gibi avantajının yanında, içerdiği bazı alaşımların alerjik reaksiyona neden olması ve hastaların estetik taleplerin artması ile tam seramik restorasyonların gelişmesi hızlanmıştır.<sup>(40)</sup> Tam seramiklerin yüksek estetik görünümü, biyouyumluluğu ve iyi bir marjinal adaptasyona sahip olması kliniklerde yaygın olarak kullanılmalarını sağlamışsada, kırılma dayanımlarının zayıf olması çok üyeli sabit restorasyonlarda kullanımlarını sınırlandırmıştır.<sup>(25, 146)</sup>

Yüksek dayanıklılık ve direnç gösteren zirkonya seramiklerin kullanılmaya başlanmasıyla tam seramik restorasyonlara olan güven artmış ve çok üyeli restorasyonlarda da tercih edilmeye başlanmıştır.<sup>(46)</sup> Zirkonyada yüksek oranda kristal yapının bulunması estetiği olumsuz etkileyecek şekilde opak görünmesine neden olmaktadır.<sup>(147)</sup> Estetik restorasyonlar elde etmek için üstyapı porselenleri ile kaplanması gerekmektedir.<sup>(148)</sup>

Zirkonya altyapı ve üstyapı porseleni arasındaki bağlanma dayanımı ile ilgili birçok araştırma yapılmıştır ancak üstyapının kırılması halen sıklıkla rapor edilen bir komplikasyon olarak karşımıza çıkmaktadır.<sup>(5, 66, 149, 150)</sup> Sailer ve ark.<sup>(10)</sup> 36 hastada bulunan 46 zirkonya altyapılı sabit protezlerin takibini yapmışlar ve 3 yıllık sürede üstyapı porseleninde %13 oranında kopma şeklinde kırıkların oluştuğunu bildirmişlerdir. Raigrodski ve ark.<sup>(11)</sup> zirkonya altyapılı restorasyonların 3 yıllık klinik takibi sonucu restorasyonun yenilenmesi gereksinimi oluşturmayan minimal kopma şeklinde kırıkların oluştuğunu, altyapı kırığının ise görülmediğini bildirmiştir.



Heintze ve ark.<sup>(151)</sup> zirkonya ve metal destekli sabit protezler üzerine yaptıkları derleme çalışmasında, zirkonya altyapılı sabit protezler için bildirilen üstyapı porseleni kırık oranının %54 olduğunu belirtmiştir. Yapılan başka bir çalışmada da 3-5 yıllık klinik takip çalışmaları derlenmiş ve zirkonya altyapılı seramiklerde üstyapı porseleninde kopma şeklinde kırıkların daha sık görüldüğü bildirilmiştir.<sup>(152)</sup>

Üstyapı porseleni ile altyapının genleşme katsayısındaki farklılıklar,<sup>(153)</sup> uygun olmayan altyapı dizaynları,<sup>(154)</sup> yetersiz diş preparasyonları,<sup>(154)</sup> prematür temaslar,<sup>(103)</sup> laboratuvar hataları<sup>(153)</sup> ve fiziksel travma<sup>(7)</sup> gibi sebepler üstyapı porseleninde atma ve kırılmalara yol açabilir. Bu durum estetik ve fonksiyonel olarak hekim ve hastayı rahatsız edebilmektedir.<sup>(7)</sup>

Restorasyonda kırık oluştuğu zaman ideal olanı restorasyonun yenilenmesidir ancak restorasyonun sökümü sırasında uygulanan kuvvetin dişte kırık veya çatlak oluşturma ihtimali ve sökümün zorluğu, harcanacak zamanın ve maliyetin artması, restorasyonun yeniden fırınlanması sonucu oluşabilecek riskler göz önüne alındığında bazı vakalarda restorasyonun yenilenmesi uygun olmayabilir.<sup>(12, 13)</sup> Ayrıca zirkonya alt yapılı seramiklerin simantasyonunda konvansiyonel simanlar yerine adeziv rezin simanlar tercih edilmektedir ve klasik yöntemlerle restorasyona, dişe veya çevre dokulara zarar vermeden sökülmeleri çok zordur.<sup>(155-157)</sup> Restorasyon fonksiyonunu devam ettirebiliyorsa ve başka bir nedenle yenilenmesi gerekmiyorsa ağız içi tamir uygulaması alternatif bir tedavi sağlamaktadır.<sup>(12, 13)</sup> Böylece restorasyon ağızda kullanılmaya devam edilebilmekte ve kuron sökümüyle oluşacak risklerin yanında kırık hattındaki düzensiz yüzeyin ortadan kaldırılması sayesinde mikroorganizma birikimi de önlenmiş olacaktır.<sup>(103)</sup>

Metal ya da zirkonya destekli protezlerde altyapının açığa çıkmadığı posterior bölgedeki ufak üstyapı porseleni ile sınırlı kalan kırıklarda yüzeyin polisajlanması çözüm sağlayabilmektedir.<sup>(158)</sup> Bu tür protezlerde üstyapı porselenlerinde polisaj veya tamir ile tedavi edilebilecek boyutta meydana gelen porselen kırığı sıklığı, restorasyonun çıkartılmasını gerektiren porselen kırığı sıklığına göre oldukça yüksektir.<sup>(151)</sup> Bu nedenle çoğu vakada üstyapı ile sınırlı kalan porselen kırığı, restorasyonun fonksiyonunu etkilememekte ve restorasyon kolaylıkla tamir edilebilmektedir.<sup>(158)</sup>

Bu çalışmada zirkonya altyapılı restorasyonlarda meydana gelen kırıkları taklit edebilmek amacıyla, sadece porselende oluşan kırık ve ufalanmalar için porselen örnekler, zirkonyanın bir kısmının açığa çıktığı kırıklar için porselen-zirkonya örnekler ve porselenin büyük bir kısmının kopup zirkonyanın tamamının açığa çıktığı kırıklar için zirkonya örnekler hazırlanmıştır.

Tamir sistemlerinde seramiklerin yüzey alanı, enerjisi ve ıslanabilirliği artırılarak tamir materyali ile arasında mikromekanik ve kimyasal bağlantı kurulması amaçlanmaktadır.<sup>(106)</sup> Bunu sağlamak için seramik yüzeyinin bazı işlemler uygulayarak düzenlenmesi gerekmektedir.<sup>(159)</sup> Mekanik tutuculuk sağlamak amacıyla  $Al_2O_3$  tozu ile kumlama,<sup>(160)</sup> elmas frezlerle,<sup>(18)</sup> hidroflorik asit (HF),<sup>(161)</sup> fosforik asit ( $H_3PO_4$ ),<sup>(162)</sup> asidüle fosfat florür (APF)<sup>(163)</sup> veya lazerle pürüzlendirme<sup>(164)</sup> işlemleri uygulanabilmektedir. Kimyasal bağlantıyla birlikte mekanik tutuculuğu sağlamak içinde silika bağlı  $Al_2O_3$  tozu ile kumlama işlemi,<sup>(162)</sup> kimyasal tutuculuğun artırılmasında ise silanizasyon ve adeziv primerlar kullanılmaktadır.<sup>(15, 165)</sup>

HF asitle pürüzlendirme işlemi, seramik yüzey ve rezin arasında bağlantıyı arttırmak amacıyla en çok kullanılan yöntemlerden birisidir. % 5-10' luk oranlarda kullanılır ve  $H_3PO_4$  asitten daha kuvvetli bir ajandır.<sup>(154, 166)</sup> Seramiğin camsı ve kristalin yapıdaki içeriğini çözerek mikrotutuculuğu artırır. Silika bazlı seramiklerde etkilidir. Zirkonya ve alümina seramikler silika esaslı olmadığı için asit uygulamasına karşı dirençlidir.<sup>(161)</sup>

Shiu ve ark.<sup>(167)</sup> yaptıkları çalışmada feldspatik seramik örneklerin rezin simanla olan bağlantısını değerlendirmek amacıyla seramik üzerine farklı yüzey işlemleri uygulamışlardır. En yüksek bağlantı kuvvet değerlerini % 10' luk HF asit uygulanan örneklerde elde etmişlerdir.

Akyıl ve ark.<sup>(106)</sup> asitle ve lazerle pürüzlendirilen feldspatik seramik örnekleri ile tamir kompozit rezini arasındaki makaslama bağlanma dayanımı kuvvetlerini ölçmüş ve en yüksek değerlerin % 9.5 HF asit uygulanan örneklerde elde edildiğini bildirmiştir. Peumans ve ark.<sup>(168)</sup> da yaptıkları çalışma sonucunda CAD/CAM seramikleri üzerine HF asit uygulanmasının bağlantı değerlerini belirgin düzeyde arttırdığını ifade etmiştir.

Bu çalışmaların aksine, porselen yüzeyine HF asit uygulanması seramik yüzeyinde gözenekli bir yapı oluşturacağından dolayı ideal oranlarda ve sürede kullanılmazsa erken başarısızlıklara sebep olabileceği bildirilmiştir.<sup>(7)</sup> Ayrıca deriye, yumuşak dokulara ve solunulmasıyla akciğerlere zararlı etkisinin olmasından dolayı dikkatli bir şekilde kullanılması gerekmektedir.<sup>(169)</sup>

Bazı tamir setlerinde HF asite alternatif olarak %35-40'lık  $H_3PO_4$  asit yer almaktadır.<sup>(162)</sup> Leibrock ve ark.<sup>(170)</sup> yaptıkları çalışma sonucunda; termal döngü ve mekanik yüklenmenin ardından porselen ve tamir kompoziti arasındaki bağlanma dayanımında,  $H_3PO_4$  veya HF asit kullanan sistemler arasında istatistiksel olarak anlamlı fark olmadığını gözlemlemiştir. Kimyasal olarak agresif yapısından dolayı HF asitten kaçınılmasını, dokular için zararlı olmayan ve silan ajanı ile birlikte kullanıldığında aynı etkileri üreten  $H_3PO_4$  asit ile değiştirilmesini önermiştir.

Kussano ve ark.<sup>(140)</sup> yaptıkları çalışmada porselen örneklerle farklı yüzey işlemleri uygulanmasının kompozit rezinlerin bağlantı kuvvetlerine etkisini değerlendirmişler ve HF asit-silan ile  $H_3PO_4$  asit-silan uyguladığında gruplar arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark olmadığını bildirmişlerdir. Her iki grupta da yüzey işlemi uygulanmayan kontrol grubuna göre anlamlı şekilde daha yüksek bağlantı kuvvetleri elde etmişlerdir.

Silikat seramik yüzeylerine HF asite göre daha az sağlık riski taşıyan APF ve  $H_3PO_4$  asit gibi asitlerle yapılan pürüzlendirme işlemlerinin mikroretantif yüzey oluşturabilecekleri belirtilmiştir.<sup>(141, 163, 171)</sup> Bu asitler yüzey temizleme etkisine sahip olmaları nedeniyle seramik yüzeyini daha ulaşılabilir hale getirerek silanın bağlantı dayanımını sağlamaktadırlar.<sup>(141, 168, 172)</sup> Bu çalışmada kullandığımız tamir seti içerisinde bulunan %40 yoğunluktaki  $H_3PO_4$  asit K-etchant jel firmanın kullanım tavsiyelerine göre örnek yüzeylerine uygulanmıştır.

Elmas frezle pürüzlendirme işlemi, seramiklerin yüzey pürüzlülüğünü ve enerjisini değiştirmektedir. Kullanılan frezin gren çapı, basıncı, uygulama süresi ve hızı yüzey pürüzlülüğünü etkileyen etkenlerdir.<sup>(173, 174)</sup> Song ve Yin,<sup>(175)</sup> feldspatik porselen üzerinde yaptıkları çalışmada kalın grenli frezlerin, ince grenli frezlere göre 6-8 kat daha fazla yüzey hasarı oluşturduğunu, bu hasarı minimuma indirmek için küçük grenli frezlerin düşük basınçla uygulanması gerektiğini ifade etmişlerdir. Zirkonya

gibi sert seramiklerde ise siyah veya yeşil bantlı (120-200 µm) elmas frezlerin kullanılması önerilmektedir.<sup>(174, 176)</sup>

Güngör ve ark.<sup>(177)</sup> yaptıkları çalışmalarında hibrit seramiklere uygulanan yüzey işlemlerinin bağlantı dayanımına etkisini termal döngü öncesi ve sonrasında incelemiştir. Termal döngü uygulamasının bağlanma dayanımını düşürdüğünü, termal döngü uygulanmayan grupta ise en yüksek bağlantı dayanımının asit uygulaması sonrası silan uygulanan ve frezle pürüzlendirme yapılan grupta olduğunu belirtmişlerdir.

Kırmalı ve ark.<sup>(139)</sup> zirkonya seramiklerin elmas frezlerle aşındırılması sonucu, kompozit rezinler ile zirkonya arasında yüksek bağlanma değerleri oluştuğunu gözlemlemiştir. Qeblawi ve ark.<sup>(178)</sup> da yaptıkları çalışmada benzer sonuçları bulmuştur.

Suliman ve ark.<sup>(179)</sup> elmas frezle pürüzlendirme, kumlama ve hidroflorik asit ile yaptıkları yüzey işlemlerinin ardından porselen-kompozit arasında ortalama bağlantı kuvvetlerini incelemişler ve aralarında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık olmadığını bildirmişlerdir.

Şen ve ark.<sup>(180)</sup> kumlama, asit uygulama ve elmas frez ile yaptıkları pürüzlendirme işlemlerinin porselen tamir materyallerinin bağlanma kuvveti üzerine etkisini inceledikleri çalışmalarında, en yüksek bağlantı değerlerini asit uygulanan gruplarda elde etmiştir. Ancak asit ve elmas frezle pürüzlendirme sonrası elde edilen bağlantı kuvvetlerinde istatistiksel olarak anlamlı bir fark bulunmamıştır. Bunun üzerine ağız içinde porselenin elmas frezle pürüzlendirmenin daha pratik bir yöntem olduğunu savunmuştur.

Klinikte restorasyonun kırık bölgesi kompozit rezin ile tamir edileceği zaman elmas frezle yüzeyi pürüzlendirme işlemi; mekanik retansiyonu arttırmak, desteksiz kalan porselen yapısını ve kontamine alanı uzaklaştırmak için yaygın kullanılan bir yöntemdir.<sup>(18, 139)</sup> Bu çalışmada, tamir setinin kullanma talimatlarında yer aldığı gibi örneklere elmas frezle yüzey pürüzlendirme işlemi uygulanmıştır.

Metal veya seramik yüzeyler ile rezin arasındaki kimyasal bağlantı silanlar ya da fosfat monomerlerle oluşturulmaktadır.<sup>(181)</sup> Kompozit rezinin seramik yüzeyine

bağlanabilmesi için silan uygulaması ana faktördür.<sup>(182)</sup> Silanlar yüzeyin ıslanabilirliğini artırarak, viskozitesi düşük olan rezinin yüzeyde daha kolay akmasına ve mikromekanik tutuculuğun artmasına olanak sağlar.<sup>(173, 174)</sup>

Sattabanasuk ve ark.<sup>(183)</sup> mekanik ve kimyasal yüzey işlemlerinin, lösit ile güçlendirilmiş cam seramik ile rezin arasındaki bağlanma dayanımına etkisini inceledikleri çalışmada silan uygulanan gruplarda bağlanma dayanımının daha iyi olduğunu bildirmişlerdir.

Chong ve ark.<sup>(184)</sup> zirkonya seramiklerin rezin simanlarla olan bağlanma değerlerini karşılaştırdıkları çalışmalarında  $Al_2O_3$  parçacıklarıyla ile kumlama, elmas frezlerle aşındırma, silan uygulama, kumlama ardından silan uygulama ve elmas frezlerle aşındırma ardından silan uygulama olmak üzere beş farklı yüzey işlemini karşılaştırmışlardır. Çalışmalarında en yüksek bağlanma değerlerini kumlama ardından silan uygulanan grupta elde ettiklerini ifade etmişlerdir.

Bailey<sup>(186)</sup> porselen-kompozit rezin bağlantısını araştırdığı çalışmasında, porselen yüzeyini pürüzlendirdikten sonra silan uyguladığı yüzeylerde, silan uygulanmayan yüzeylere göre daha yüksek bağlantı değerleri elde etmiştir.

10-metakriloloksidil dihidrojen fosfat (MDP) veya 4-metakriloksi etil trimellitat anhidrit (4-META) bifonksiyonel fosfat monomerleri; bir uçları ile metal oksit ya da oksit seramik yüzeyine, diğer uçları ile ise rezine bağlanarak aralarında kimyasal bağlantı oluşturabilmektedir.<sup>(187-189)</sup>

Zirkonya seramikler ile kompozit rezin arasındaki bağlanma dayanımlarının araştırıldığı çalışmalarda, MDP adeziv fosfat monomeri içeren kompozit rezinin kullanıldığı ve kumlama uygulanan grupların uzun dönemler sonrası en iyi bağlanma değerlerini gösterdiği tespit edilmiştir.<sup>(190, 191)</sup> Zirkonya yüzeyi ile tamir kompoziti arasındaki bağlantı dayanımını arttırmak için yüzey işlemlerini takiben, yüzeyin MDP monomer ile ıslatılması gerektiği bildirilmiştir.<sup>(192, 193)</sup> MDP monomeri suya dayanıklı olduğu için farklı yaşlandırma yöntemleri sırasında hidrolize direnç göstererek stabil bir yapışma sağlamaktadır.<sup>(194)</sup>

Blatz ve ark.<sup>(195)</sup> farklı silan ajanları ve rezin simanların, zirkonya seramikler ile olan bağlantı kuvvetlerini karşılaştırdıkları çalışmalarında, kumlama işlemi uygulanmış ve

MDP içeren bond ve silan ajanı kullanılan örneklerin yüksek bağlantı kuvveti değerleri gösterdiğini bildirmişlerdir.

Başka bir çalışmada Wolfart ve ark.<sup>(193)</sup> zirkonya seramiğinin farklı kompozit rezinlerle olan bağlantı kuvvetini araştırdıkları çalışmalarında, en yüksek değeri kumlanan ve MDP içeren rezinlerin uygulandığı örneklerde elde etmişlerdir. Yoğun sinterlenmiş zirkonya seramiğe dayanıklı ve devamlı bir yapışmanın MDP içeren bir siman kullanılarak başarılabilirliğini belirtmişlerdir.

Oyague ve ark.<sup>(196)</sup> farklı yüzey işlemleri uyguladıkları zirkonya örnekleri üzerine, kompozit diskleri farklı simanlar kullanarak yapıştırmışlar ve 24 saat suda bekletme sonrası en yüksek bağlantı kuvveti değerlerini MDP içeren primere sahip simanın uygulandığı örneklerde elde etmişlerdir. Benzer bir çalışmada Koizumi ve ark.<sup>(197)</sup> zirkonya seramiklere farklı rezin simanların bağlanma kuvvetlerini incelemişler ve bu bağlanma kuvvetine farklı primer ajanlarının etkilerini değerlendirmişlerdir. MDP içeren primer ajanı kullanılmasının bağlantı kuvvetini arttırdığını bildirmişlerdir.

Hemadri ve ark.<sup>(198)</sup> farklı yüzey işlemleri ve tamir materyallerinin (Bisco ve Clearfil), tamir kompozitinin makaslama bağlanma dayanımı üzerine etkilerini değerlendirdikleri in vitro çalışmalarında, test edilen tamir materyalleri arasında Clearfil'in kullanılmasıyla daha yüksek bir bağlantı kuvveti elde etmişlerdir. Klinikte kompozit restorasyonların tamiri için, kumlama işlemini takiben Clearfil tamir materyallerinin kullanılabilirliğini söylemişlerdir.

Ustun ve ark.<sup>(199)</sup> kompozit tamir sistemlerinin (Ceramic Repair, Clearfil Repair) CAD/CAM restoratif materyalleri (IPS e.max CAD, Vita Suprinity, Vita Enamic, Lava Ultimate) ile olan bağlantı kuvvetlerini değerlendirdikleri çalışmalarında, materyallere farklı yüzey işlemlerinin ardından 5000 termal döngü uygulamışlardır. Çalışmalarının sonucunda Clearfil tamir setinin, farklı CAD/CAM materyalleriyle başarılı bir şekilde kullanılabilirliğini bildirmişlerdir.

Bu bilgilere dayanarak çalışmamızda, içerisinde silan ve MDP esaslı adezivin yer aldığı Clearfil tamir seti kullanılmıştır.

Seramik yüzeyler ile kompozit rezin arasındaki tamir bağlanma dayanımı kullanılan kompozitin türünden etkilenmektedir. Porselenlerin ağız içi tamirinde rezin materyali

olarak genellikle mikrofil ve hibrit kompozitler kullanılır. Kuvvetli yüklerin geldiği posterior bölgelerde daha çok tercih edilen hibrit kompozitlerin bağlantı dayanımları mikrofil kompozitlerden daha yüksektir. Ayrıca polimerizasyon büzülmesinin, su emmelerinin ve yüksek stresler altında makroskopik kırıkların görülmesinin daha az olmasından dolayı hibrit kompozitler daha çok tercih edilmektedir.<sup>(200-203)</sup> Çalışmamızda kompozit rezin tamir materyali olarak nanohibrit kompozit rezin kullanılmıştır.

Restorasyonlardaki adezyon alanları ve streslerin biriktiği yerlerin kırık oluşumunda önemli bölgeler olduğu bilinmelidir. Yapılan çalışmalarda örnek tiplerinin ve test şartlarının bağlanma dayanımını etkilediği bildirilmiştir.<sup>(204, 205)</sup> Bunlara ilaveten kullanılan asidin çeşidi, süresi ve yoğunluğu,<sup>(206-208)</sup> porselenin çeşidi ve markası,<sup>(209, 210)</sup> silan bağlanma ajanlarının içerikleri, termal döngü işleminin uygulanması ve süresi gibi faktörler bağlanma dayanımını etkilemektedir.<sup>(211)</sup>

Porselen tamir sistemlerinin bağlanma dayanımlarını test etmek için bükme, çekme, mikro çekme, makaslama ve mikro makaslama testleri kullanılmaktadır. Bu testler arasında en sık kullanılanı ise makaslama bağlanma dayanımı testidir.<sup>(113, 137)</sup> Bunun nedenleri; klinik uygulamada ortaya çıkan kuvvetleri diğer yöntemlere göre daha iyi taklit edebilmesi, örneklerin hazırlanmasının kolay olması, deney protokolünün basit ve sonuçların hızlı bir şekilde elde edilmesidir.<sup>(66, 134, 212)</sup> Bağlanma dayanımı testlerinin uygulanması sırasında, geleneksel test cihazının yükleme hızı değerinin de sonuçlar üzerine etkisi olduğu bildirilmiştir. Yükleme hızının artması, meydana gelen çatlağın büyümesi için gerekli zamana izin vermemesinden dolayı hatalı sonuçlar alınmasına sebep olabilmektedir. Lindemuth ve ark.<sup>(213)</sup> makaslama testleri için en uygun yükleme hızınının 0,5 ve 0,75 mm/dk olduğunu belirtmektedir.

Bu çalışmada porselen, zirkonya ve porselen-zirkonya örneklerin tamir kompoziti ile arasındaki bağlantı kuvvetini değerlendirmek için geleneksel test cihazında 0,5 mm/dk çapraz kafa hızında makaslama bağlanma dayanımı testi uygulanmıştır.

Birçok araştırma dental materyallerin belli bir süre ağız içinde kullanıldığında dayanıklılıklarının azaldığını bildirmiştir. Ağız ortamını taklit etmek amacıyla materyallere uygulanan yaşlandırma yöntemleri vardır.<sup>(16, 17)</sup> Uzun süre sabit sıcaklıktaki suda bekletme ve termal döngü uygulaması klinik olarak yaşlandırma

parametreleridir ve rezinlerin bağlanma dayanıklılığını ölçmede sıklıkla kullanılan yöntemlerdir.<sup>(17, 191, 214, 215)</sup> Bununla birlikte termal döngü uygulamasının, uzun süre suda bekletme yöntemine göre daha etkili olduğunu bildiren çalışmalar mevcuttur.<sup>(216)</sup> Birçok araştırmacı da çalışmalarında 5000-20,000 arasında termal döngü uygulamış fakat suda bekletmemişlerdir.<sup>(17, 66, 161, 217)</sup>

Passia ve ark.<sup>(218)</sup> zirkonya seramik ile farklı adeziv sistemlerinin çekme bağlanma dayanımlarını karşılaştırdıkları çalışmalarında örneklerin yarısını 3 gün, diğer yarısını ise 150 gün boyunca 37 °C'deki suda bekletmişler ve 150 gün suda bekletilen örneklere ayrıca 37,500 termal döngü (5-55 °C) uygulamışlardır. Termal döngü uygulanan grupta, 3 gün suda bekletilen gruba kıyasla çekme bağlanma dayanımı değerlerinde anlamlı derecede azalma olduğunu bildirmişlerdir. Özcan ve Valittu<sup>(161)</sup> asit, kumlama ve silika kaplama yüzey işlemlerinin Bis-GMA esaslı rezin simanın altı farklı seramik ile olan bağlanma dayanımı üzerindeki etkisini değerlendirmek için yaptıkları çalışmalarında, hazırlanan örneklere termal döngü öncesi ve sonrasında makaslama testi uygulamışlardır. Termal döngü uygulamasının (6000, 5-55 °C), tüm gruplarda bağlanma dayanımı değerlerini anlamlı şekilde azalttığını belirtmişlerdir. D'Amario ve ark.<sup>(16)</sup> çalışmalarında termal döngü uygulanmasının üç farklı rezin siman ile zirkonya arasındaki bağlanma dayanımına etkilerini incelemişlerdir. 6000 termal döngü (5-55 °C) uygulanmasının zirkonya ile çalışmalarında kullandıkları iki farklı rezin siman arasındaki bağlanma dayanımı kuvvetini anlamlı şekilde azalttığını bildirmişlerdir. Bu çalışmada 12000T grubunda zirkonya örnekler ile kompozit rezin arasındaki bağlantı kuvvetlerinde, kontrol grubuna göre istatistiksel olarak anlamlı şekilde daha düşük değerler elde edilmiştir. Bu sonuçlar Özcan ve Valittu,<sup>(161)</sup> Passia ve ark.<sup>(218)</sup> ile D'Amario ve ark.'nın<sup>(16)</sup> çalışma sonuçları ile örtüşmektedir.

Lee ve ark.<sup>(219)</sup> porselen tamir sistemlerinin zirkonya altyapılı seramiklerdeki bağlanma dayanımını araştırdıkları ve bu dayanımı veneer porseleni ile karşılaştırdıkları çalışmalarında; porselen (%100), zirkonya (%100) ve porselen-zirkonya (%50-%50) yüzeyli örnekler hazırlamışlardır. Örneklerin test yüzeylerine 30 µm Al<sub>2</sub>O<sub>3</sub> ile kumlama yapılmasının ardından kompozit uygulamışlar ve 37 °C'deki salin solüsyonunda 72 saat süresince bekletmişlerdir. Makaslama bağlanma dayanımı testi sonrası porselen ile porselen-zirkonya örneklerinin bağlanma



dayanımı kuvvetleri arasında anlamlı bir fark olmadığını, zirkonya örneklerde ise anlamlı derecede daha düşük değerler elde ettiklerini bildirmişlerdir. Bu çalışmada Lee ve ark.'nın sonuçlarına benzer şekilde, kontrol grubundaki porselen ile porselen-zirkonya örneklerinin bağlanma dayanımı değerlerinde anlamlı bir fark gözlenmemiştir. Diğer yandan zirkonya örneklerde ise anlamlı derecede daha yüksek değerler elde edilmiştir. Sonuçların farklı çıkmasının nedenlerinin Lee ve ark.'nın örnekleri hazırlanmasında Schmitz-Schulmeyer metodunu kullanması, farklı tamir sistemi ve yüzey pürüzlendirme işlemi uygulanması ile suda bekletme sürelerinin farklılığından kaynaklanabileceği düşünülmektedir.

Özcan ve ark.<sup>(18)</sup> alümina ile güçlendirilmiş feldspatik seramikler üzerine yapmış oldukları kompozit tamir çalışmalarında örneklerin bir kısmına 150 gün suda bekletmenin ardından 12.000 termal döngü (5-55 °C) uygulamışlardır. Farklı tamir setlerinin yer aldığı çalışmalarında, Clearfil tamir setini kullandıklarında termal döngü uygulanmayan örneklerde, termal döngü uygulanan örnekler göre daha yüksek bağlantı kuvveti elde etmişlerdir. Bu çalışmada kontrol grubundaki porselen örneklerden elde edilen bağlantı kuvveti, 12.000T grubundaki porselen örnekler göre daha yüksekti ancak aralarındaki fark istatistiksel olarak anlamlı değildi. Özcan ve ark.'nın çalışmalarında mikro çekme testinin kullanılması ve örnek boyutlarının aynı olmaması sonuçların farklılığına sebep olarak gösterilebilir.

Bektas ve ark.<sup>(220)</sup> çalışmalarında iki farklı yüzey işlemi (Er: YAG lazer ve frez) uyguladıkları kompozit örnekler üç farklı termal döngü (1000, 5000 ve 10,000 döngü, 5-55 °C) uygulamasının, kompozit örnekler ile mikrohibrit kompozit rezinler arasındaki mikro-makaslama bağlanma dayanımı kuvvetine etkilerini değerlendirmişlerdir. Kompozit örnekler üzerine lazer ve frez kullanılarak yapılan yüzey işlemlerinin benzer bağlanma dayanımı değerleri gösterdiğini bildirmişlerdir. Termal döngü uygulanan gruplarda, kontrol grubuna göre daha düşük bağlanma değerleri elde edilmiş ancak 1000 termal döngü uygulamasının kompozit rezinlerin tamir bağlanma dayanımını anlamlı şekilde etkilemediğini, 5000 termal döngünün sadece frezle pürüzlendirme yapılan grupta, 10,000 termal döngü uygulamasının ise her iki yüzey işlemi grubunda bağlanma dayanımını önemli ölçüde azalttığını tespit etmişlerdir.

Başka bir çalışmada Tezvergil ve ark.<sup>(221)</sup> farklı adezyon primerlerinin kompozit-kompozit tamir bağlanma dayanımına etkisini araştırmışlar ve örneklerin yarısına 6000 termal döngü (5-55 °C) işlemi uygulamışlardır. Termal döngü uygulanmayan ve uygulanan gruplarda en yüksek bağlantı kuvveti Clearfil Repair primeri kullanılan örneklerde elde edilmiştir. Termal döngü uygulamasının ise bağlantı kuvvetinde anlamlı bir fark oluşturmadığını bildirmişlerdir.

Matsumura ve ark.<sup>(222)</sup> feldspatik porselen ile rezin siman arasındaki bağlanma dayanımını araştırdıkları çalışmalarında porselen yüzeyini 50 µm Al<sub>2</sub>O<sub>3</sub> tozu ile pürüzlendirmişler ve rezin siman uygulamışlardır. İki farklı rezin siman ile üç farklı silan ajanının yer aldığı çalışmalarında örneklerin yarısını 37 °C'deki distile suda 24 saat bekletmişler, diğer yarısına ise 20,000 termal döngü (4-60 °C) uygulamışlardır. Clapearl DC rezin siman ve Clearfil Porcelain Bond (silan) uygulanan örneklerde termal döngü sonrası bağlanma dayanımı değerlerinin azaldığını ancak termal döngü uygulanmayan örneklerle aralarındaki farkın anlamlı olmadığını bildirmişlerdir. Kamada ve ark.<sup>(142)</sup> Cerec 2 seramik materyali üzerine farklı yüzey işlemleri uygulamasının, seramik ile dört farklı rezin siman arasındaki makaslama bağlanma dayanımı üzerine etkisini değerlendirdikleri çalışmalarında örneklerin yarısını suda bekletmiş (37° C, 24 saat), diğer yarısına ise 20,000 termal döngü (4-60 °C) uygulamışlardır. H<sub>3</sub>PO<sub>4</sub> asit-silan uygulanan örneklerin bağlanma dayanımı değerlerinde suda bekletme ve 20,000 termal döngü uygulaması arasında anlamlı bir fark olmadığını söylemişlerdir. Değer ve ark.<sup>(223)</sup> yaptıkları çalışmalarında farklı porselen tamir sistemleri ile porselen arasındaki bağlanma dayanıklılığını ve zaman içerisinde bu dayanıklılık değerleri arasındaki değişimi belirlemeyi amaçlamışlardır. Hazırlanan örneklerin yarısını 37 °C'deki distile suda 24 saat, diğer yarısını da 30 gün boyunca bekletmelerinin ardından tüm örneklere termal döngü işlemi (4 saat, 5-55 °C) uygulamışlardır. Clearfil tamir setinin uygulandığı gruplarda, 30 gün sonra elde edilen bağlanma dayanımı değerlerindeki azalmanın istatistiksel olarak anlamlı olmadığını bildirmişlerdir. Bu çalışmada da termal döngü uygulaması sonrası porselen örneklerin kompozit rezin ile olan bağlanma dayanımı değerlerinde azalma olmuş ancak kontrol grubu ile aralarında istatistiksel olarak anlamlı bir fark gözlenmemiştir. Bu sonuçlar Matsumura ve ark.,<sup>(222)</sup> Kamada ve ark.<sup>(142)</sup> ile Değer ve ark.'nın<sup>(223)</sup> çalışma sonuçları ile örtüşmektedir.

Porselen ile kompozit rezin arasındaki bağlantının değerlendirildiği başka bir çalışmada Appeldoorn ve ark.<sup>(12)</sup> örneklerin yarısını 37 °C 'de 24 saat süreyle suda bekletilirken, diğer yarısını 3 ay süresince suda bekletilmiş ve ardından 2500 termal döngü (5-55 °C) uygulamıştır. Sekiz farklı porselen tamir setinin yer aldığı çalışmalarında, kullanılan üç tamir setinde yaşlandırma işlemi sonrası bağlantı kuvvetlerinde istatistiksel olarak anlamlı bir fark olmadığı bildirilmiştir.

Bu çalışmada 3000, 6000 ve 12.000 termal döngü uygulamasının porselen, zirkonya ve porselen-zirkonya örnekler ile tamir kompoziti arasındaki bağlantı kuvvetine etkisi incelendi. Termal döngü uygulanan bütün grupların, kontrol grubuna göre daha düşük bağlanma dayanımı değerleri gösterdiği tespit edildi. Ancak porselen örneklerde en yüksek değerler kontrol grubunda görülmesine rağmen, termal döngü uygulanan gruplarla arasında anlamlı bir fark bulunamadı. Porselen-zirkonya ve zirkonya örneklerde de en yüksek bağlantı kuvveti kontrol grubunda görüldü fakat sadece 12.000 termal döngü uygulanan gruplar ile aralarındaki fark anlamlı bulundu.

Çalışmalarda kopma yüzeyleri adeziv, koheziv ve karışık kopma olmak üzere sınıflandırılmıştır.<sup>(224-226)</sup> Bu çalışmada da sınıflandırma benzer şekilde yapılmıştır.

Uludamar<sup>(227)</sup> farklı yüzey pürüzlendirme işlemlerinin, rezin simanlar ile zirkonya seramikler arasındaki bağlantıya etkilerini incelediği çalışmasında, bütün örneklerde kopmaların zirkonya-siman arayüzünde meydana geldiğini söylemiştir. Derand ve ark.<sup>(228)</sup> da yaptığı çalışmada benzer sonuçlar bulmuştur.

Akyıl ve ark.<sup>(229)</sup> zirkonya örnekler üzerine kumlama, silika kaplama, CO<sub>2</sub>, Nd:YAG ve Er:YAG lazer uyguladıkları çalışmalarında tüm gruplarda rezin siman ile zirkonya arasında sadece adeziv tip kopmaların olduğunu bildirmiştir. Blatz ve ark.<sup>(226)</sup> termal döngü uygulamasının zirkonya ile rezin siman arasındaki makaslama bağlanma dayanımına etkisini değerlendirdikleri çalışmalarında, termal döngü uygulanan örneklerin hepsinde kopma tipinin adeziv olduğunu tespit etmişlerdir. Biz de bu çalışmada, zirkonya örnekler ile kompozit rezin arasında adeziv tip kopmaların olduğunu gözlemlendik.

Porselen kompozit rezin bağlantısının araştırıldığı birçok çalışmada koheziv tipte kopmaların oluştuğu bildirilmiştir.<sup>(97, 170, 230)</sup>

Külünk ve ark.<sup>(231)</sup> IPS Empress Esthetic üzerine Clearfil Repair ile yaptıkları tamir işleminde yalnızca koheziv tip başarısızlıklar olduğunu gözlemlemiştir. Koheziv kırılmaların ise tamamının altyapı materyali içinde olduğunu bildirmişlerdir. Appeldorn ve ark.<sup>(12)</sup> farklı tamir setini kullanarak yaptıkları çalışmada porselen-kompozit rezin bağlantısını değerlendirmişlerdir. Clearfil Porcelain Bond uygulanan grupların tamamında koheziv tipte kopmaların olduğunu belirtmişlerdir. Wolf ve ark.<sup>(232)</sup> da yaptıkları çalışmada Clearfil Porcelain Bond uygulanan örneklerin çoğunda koheziv tipte kopmaların olduğunu bildirmişler ve yüksek bağlantı değerleri elde etmişlerdir. Farklı yüzey işlemlerinin porselen kompozit rezin bağlantısı üzerine etkisini araştıran Ozdemir ve arkadaşları,<sup>(233)</sup> çalışmalarında Clearfil tamir seti içerisinde yer alan silan, primer ve bonding ajanı kullanmışlardır. Porselen örnek grubunda %100 koheziv tipte kopmaların olduğunu bildirmişlerdir. Biz de bu çalışmada porselen yüzeyli örneklerin hepsinde koheziv tipte kopmaların olduğunu gözlemledik. Kopan kısımların ise porselen yüzeyinde meydana gelen ayrılmalar sonucu oluştuğu saptandı. Bu durum, tamir seti içerisindeki materyallerin uygulanması sonucu kompozit rezin ile porselen arasında oluşan bağlantı kuvvetinin, porselenin dayanıklılık limitini aştığı şeklinde düşünülebilir.

Restorasyonda oluşan kırılmanın ardından, kalan porselen yüzeyinde fazla miktarda çatlaklar mevcutsa, yapıdaki bütünlüğün zayıflaması sebebiyle tamir işlemlerinden sonra yeniden kırık oluşumu görülebilmektedir.<sup>(230)</sup> Kompozit kullanılarak yapılan intraoral tamir işlemi sonrasında meydana gelen kırıkların; çiğneme kuvvetleri, travma veya hatalı yapıştırma prosedürlerine bağlı olarak oluştuğu bildirilmiştir.<sup>(154)</sup> Tamir işlemine başlamadan önce, uygulamanın başarısızlıkla sonuçlanmaması için mutlaka kırılmanın sebebi belirlenmeli ve ortadan kaldırılmalıdır.

Bu çalışmanın sınırlamaları; bağlanma dayanımı testlerinden sadece makaslama testinin uygulanması, farklı yüzey işlemlerinin uygulanmaması, örneklerin boyut ve şekillerinin klinik kuron anatomisine benzer olmaması olarak söylenebilir. Ayrıca termal döngüye ek olarak mekanik döngü uygulanmasıyla daha doğru sonuçlar elde edilebilir. Bunlara ilaveten farklı materyallerin kullanılması, farklı çalışma yöntemlerinin uygulanması ve bağlantı yüzey alanındaki değişiklikler bağlanma dayanımı testinin sonuçları değiştirebilir.

## 6. SONUÇ VE ÖNERİLER

Farklı termal döngü uygulamalarının zirkonya altyapılı porselen restorasyonların tamirinde kullanılan kompozit rezinin bağlantı kuvveti üzerine etkisinin incelendiği bu çalışmada aşağıdaki sonuçlar elde edilmiştir.

1. Zirkonya örneklerin ağız içi tamir işlemi sonrası test edilen bağlanma dayanımı değerlerinin kontrol, 3000T ve 6000T gruplarında porselen ve porselen-zirkonya örneklerden anlamlı şekilde daha yüksek olduğu gözlemlendi. 12.000T grubunda en yüksek değer yine zirkonya örneklerde elde edildi ancak porselen ve porselen-zirkonya örnekler ile aralarında istatistiksel olarak anlamlı bir fark olmadığı tespit edildi.
2. Porselen ve porselen-zirkonya örneklerin tamir işlemi sonrası bağlanma dayanım değerleri incelendiğinde; kontrol grubunda ve aynı termal döngünün uygulandığı durumlarda aralarında istatistiksel olarak anlamlı bir fark olmadığı gözlemlendi.
3. Porselen örneklerde en yüksek bağlantı kuvveti kontrol grubunda, en düşük bağlantı kuvveti ise 12.000T grubunda elde edildi. Ancak kontrol, 3000T, 6000T ve 12.000T gruplarının bağlantı kuvvetleri arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark olmadığı gözlemlendi.
4. Zirkonya örneklerde en yüksek bağlantı kuvveti kontrol grubunda, en düşük bağlantı kuvveti ise 12.000T grubunda elde edildi. Kontrol, 3000T ve 6000T gruplarının bağlantı kuvvetleri arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark olmadığı görüldü. 12.000T grubunun ise kontrol, 3000T ve 6000T gruplarına göre istatistiksel olarak anlamlı şekilde daha düşük bağlanma değerleri gösterdiği tespit edildi.
5. Porselen-zirkonya örneklerde en yüksek bağlantı kuvveti kontrol grubunda, en düşük bağlantı kuvveti ise 12.000T grubunda elde edildi ve aralarındaki farkın istatistiksel olarak anlamlı olduğu görüldü. Kontrol, 3000T ve 6000T gruplarının bağlantı kuvvetleri arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farkın olmadığı gözlemlendi. Ayrıca 3000T, 6000T ve 12.000T grupları arasında da istatistiksel olarak anlamlı bir farkın olmadığı tespit edildi.

6. Kontrol ve termal döngü uygulanan gruplarda zirkonya örneklerin hepsinde adeziv tip kopma, porselen örneklerin hepsinde ise koheziv tip kopmalar görüldü. Porselen-zirkonya örneklerde ise adeziv kopma ve daha yüksek oranda karışık kopmaların olduğu gözlemlendi.

Çalışmamızdaki tüm gruplardan elde edilen makaslama bağlanma dayanımı değerleri, zirkonya altyapı ile tamir kompoziti arasındaki klinik olarak kabul edilebilen en düşük makaslama bağlanma dayanımı değeri 10 MPa'nın üzerinde bulunmuştur.<sup>(234)</sup> Bu sonuca göre çalışmamızda uyguladığımız yüzey işlemi ve kullandığımız tamir setinin zirkonya altyapılı restorasyonların ağız içi tamirinde kullanılabileceği söylenebilir. İn-vitro bulgular bir materyalin olası klinik kapasitelerinin önemli göstergeleri olabilir ancak doğrudan in-vivo koşullara dönüştürülemez.<sup>(199)</sup> Bağlanma dayanımları farklı malzeme kombinasyonları için farklı sonuçlar gösterebileceğinden dolayı bulgularımızı doğrulamak için daha fazla in-vitro ve in-vivo çalışmalar yapılmalıdır.

## 7. KAYNAKLAR

1. Guazzato M, Albakry M, Ringer SP, Swain MV. Strength, fracture toughness and microstructure of a selection of all-ceramic materials. Part II. Zirconia-based dental ceramics. *Dental materials*. 2004;20(5):449-56.
2. Tsalouchou E, Cattell MJ, Knowles JC, Pittayachawan P, McDonald A. Fatigue and fracture properties of yttria partially stabilized zirconia crown systems. *Dental materials*. 2008;24(3):308-18.
3. Anusavice KJ, Shen C, Rawls HR. *Phillips' science of dental materials*: Elsevier Health Sciences; 2013.
4. Geçkinli AE. İleri teknoloji malzemeleri: İstanbul Teknik Üniversitesi; 1991.
5. Al-Dohan HM, Yaman P, Dennison JB, Razzoog ME, Lang BR. Shear strength of core-veneer interface in bi-layered ceramics. *The Journal of prosthetic dentistry*. 2004;91(4):349-55.
6. Kelly J, Tesk J, Sorensen J. Failure of all-ceramic fixed partial dentures in vitro and in vivo: analysis and modeling. *Journal of dental research*. 1995;74(6):1253-8.
7. Chung K-h, Hwang Y-c. Bonding strengths of porcelain repair systems with various surface treatments. *The Journal of prosthetic dentistry*. 1997;78(3):267-74.
8. Denry I, Kelly JR. State of the art of zirconia for dental applications. *Dental materials*. 2008;24(3):299-307.
9. Von Steyern PV, Carlson P, Nilner K. All-ceramic fixed partial dentures designed according to the DC-Zirkon® technique. A 2-year clinical study. *Journal of Oral Rehabilitation*. 2005;32(3):180-7.
10. Sailer I, Feher A, Filser F, Lüthy H, Gauckler LJ, Schärer P, et al. Prospective clinical study of zirconia posterior fixed partial dentures: 3-year follow-up. *Quintessence international*. 2006;37(9):685-93
11. Raigrodski AJ, Chiche GJ, Potiket N, Hochstedler J, Mohamed SE, Billiot S, et al. The efficacy of posterior three-unit zirconium-oxide-based ceramic fixed partial dental prostheses: A prospective clinical pilot study. *The Journal of prosthetic dentistry*. 2006;96(4):237-44.

12. Appeldoorn RE, Wilwerding TM, Barkmeier WW. Bond strength of composite resin to porcelain with newer generation porcelain repair systems. *Journal of Prosthetic Dentistry*. 1993;70(1):6-11.
13. Gregory W, Moss S. Effects of heterogeneous layers of composite and time on composite repair of porcelain. *Operative dentistry*. 1990;15(1):18-22.
14. Shahverdi S, Canay S, Sûahin E, Bilge A. Effects of different surface treatment methods on the bond strength of composite resin to porcelain. *Journal of oral rehabilitation*. 1998;25(9):699-705.
15. Thurmond JW, Barkmeier WW, Wilwerding TM. Effect of porcelain surface treatments on bond strengths of composite resin bonded to porcelain. *Journal of Prosthetic Dentistry*. 1994;72(4):355-9.
16. D'Amario M, Campidoglio M, Morresi AL, Luciani L, Marchetti E, Baldi M. Effect of thermocycling on the bond strength between dual-cured resin cements and zirconium-oxide ceramics. *Journal of oral science*. 2010;52(3):425-30.
17. Lüthy H, Loeffel O, Hammerle CH. Effect of thermocycling on bond strength of luting cements to zirconia ceramic. *Dental Materials*. 2006;22(2):195-200.
18. Özcan M, Valandro LF, Amaral R, Leite F, Bottino MA. Bond strength durability of a resin composite on a reinforced ceramic using various repair systems. *dental materials*. 2009;25(12):1477-83.
19. Akın E. Diş hekimliğinde porselen. *Ü Dişhekimliği Fakültesi Yayın lan*. 1999(43):2.
20. Jones DW. Development of dental ceramics. An historical perspective. *Dental Clinics of North America*. 1985;29(4):621-44.
21. Nayır E. *Dişhekimliği Maddeler Bilgisi, İstanbul Üniversitesi Dişhekimliği Fakültesi Yayınları, 7. Baskı, İstanbul*. 1999.
22. Kelly JR, Nishimura I, Campbell SD. Ceramics in dentistry: historical roots and current perspectives. *The Journal of prosthetic dentistry*. 1996;75(1):18-32.
23. Weinstein LK, Weinstein AB. Fused porcelain-to-metal teeth. *Google Patents*; 1962.
24. McLean JW. Evolution of dental ceramics in the twentieth century. *Journal of Prosthetic Dentistry*. 2001;85(1):61-6.
25. Hondrum SO. A review of the strength properties of dental ceramics. *The Journal of prosthetic dentistry*. 1992;67(6):859-65.



26. Wildgoose DG, Johnson A, Winstanley RB. Glass/ceramic/refractory techniques, their development and introduction into dentistry: A historical literature review. *The Journal of prosthetic dentistry*. 2004;91(2):136-43.
27. Papanagiotou HP, Morgano SM, Giordano RA, Pober R. In vitro evaluation of low-temperature aging effects and finishing procedures on the flexural strength and structural stability of Y-TZP dental ceramics. *The Journal of prosthetic dentistry*. 2006;96(3):154-64.
28. Raigrodski AJ. Contemporary materials and technologies for all-ceramic fixed partial dentures: a review of the literature. *J Prosthet Dent*. 2004;92(6):557-62.
29. Guazzato M, Albakry M, Ringer SP, Swain MV. Strength, fracture toughness and microstructure of a selection of all-ceramic materials. Part I. Pressable and alumina glass-infiltrated ceramics. *Dental materials : official publication of the Academy of Dental Materials*. 2004;20(5):441-8.
30. Yilmaz H, Aydin C, Gul BE. Flexural strength and fracture toughness of dental core ceramics. *J Prosthet Dent*. 2007;98(2):120-8.
31. Yavuzylmaz H, Ulusoy M, Kedici P, Kansu G. Protetik diş tedavisi terimleri szlğ. *Trk Prostodonti ve İmplantoloji Derneği Ankara şubesi derneği yayınları*, Ankara. 2003.
32. McLean JW. The science and art of dental ceramics. *Operative dentistry*. 1991;16(4):149-56.
33. Craig RG, Powers JM. *Restorative dental materials*. 1989.
34. Anderson JN, McCabe JF. *Anderson's applied dental materials*: Wiley-Blackwell; 1985.
35. Anusavice KJ. Recent developments in restorative dental ceramics. *The Journal of the American Dental Association*. 1993;124(2):78.
36. Touti B, Miara P, Nathanson D. *Esthetic Dentistry and Ceramic Restoration*. London: Martin Dunitz; 1999.
37. Yılmaz DB, Yanıkoğlu N. Beş Farklı Yntemle Hazırlanan Zirkonyum Altyapılı Kuronların Marjinal Uyum Ve Kırılma Dirençlerinin İn Vitro Olarak Değerlendirilmesi.
38. Malament KA. Prosthodontics: achieving quality esthetic dentistry and integrated comprehensive care. *The Journal of the American Dental Association*. 2000;131(12):1742-9.

39. Spear F, Holloway J. Which all-ceramic system is optimal for anterior esthetics? *The Journal of the American Dental Association*. 2008;139:S19-S24.
40. Raigrodski AJ. Contemporary all-ceramic fixed partial dentures: a review. *Dental Clinics of North America*. 2004;48(2):viii, 531-44.
41. Luthardt RG, Holzhüter MS, Rudolph H, Herold V, Walter MH. CAD/CAM-machining effects on Y-TZP zirconia. *Dental Materials*. 2004;20(7):655-62.
42. 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(5):389-404.
43. Piconi C, Maccauro G. Zirconia as a ceramic biomaterial. *Biomaterials*. 1999;20(1):1-25.
44. Chevalier J. What future for zirconia as a biomaterial? *Biomaterials*. 2006;27(4):535-43.
45. Christel P. Zirconia: the second generation of ceramics for total hip replacement. *Bulletin of the Hospital for Joint Diseases Orthopaedic Institute*. 1989;49(2):170-7.
46. Ardlin BI. Transformation-toughened zirconia for dental inlays, crowns and bridges: chemical stability and effect of low-temperature aging on flexural strength and surface structure. *Dental Materials*. 2002;18(8):590-5.
47. Keith O, Kusy RP, Whitley JQ. Zirconia brackets: an evaluation of morphology and coefficients of friction. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*. 1994;106(6):605-14.
48. Manicone PF, Iommetti PR, Raffaelli L. An overview of zirconia ceramics: basic properties and clinical applications. *Journal of dentistry*. 2007;35(11):819-26.
49. Hansen PA, West LA. Allergic Reaction Following Insertion of a Pd-Cu-Au Fixed Partial Denture: A Clinical Report. *Journal of prosthodontics*. 1997;6(2):144-8.
50. Tanne K, Matsubara S, Hotei Y, Sakuda M, Yoshida M. Frictional forces and surface topography of a new ceramic bracket. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*. 1994;106(3):273-8.
51. Kuron TT. köprü protezlerinde zirkonyum. 22. baskı. *Dentalife*; 2007.
52. Geçkinli E. İleri Teknoloji Malzemeleri (1. Baskı). İstanbul Teknik Üniversitesi Basımevi, 288s, İstanbul. 1992.
53. Ban S. Reliability and properties of core materials for all-ceramic dental restorations. *Japanese Dental Science Review*. 2008;44(1):3-21.

54. Garvie R, Hannink R, Pascoe R. Ceramic steel? *Nature*. 1975;258(5537):703.
55. 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(6):426-33.
56. Hannink RH, Kelly PM, Muddle BC. Transformation toughening in zirconia-containing ceramics. *Journal of the American Ceramic Society*. 2000;83(3):461-87.
57. Guazzato M, Albakry M, Swain MV, Ringer SP, editors. Microstructure of alumina-and alumina/zirconia-glass infiltrated dental ceramics. *Key Engineering Materials*; 2003: Trans Tech Publ.
58. Sundh A, Sjögren G. Fracture resistance of all-ceramic zirconia bridges with differing phase stabilizers and quality of sintering. *Dental materials*. 2006;22(8):778-84.
59. Tan PLB, Dunne Jr JT. An esthetic comparison of a metal ceramic crown and cast metal abutment with an all-ceramic crown and zirconia abutment: a clinical report. *The Journal of prosthetic dentistry*. 2004;91(3):215-8.
60. Luthardt RG, Sandkuhl O, Reitz B. Zirconia-TZP and alumina--advanced technologies for the manufacturing of single crowns. *The European journal of prosthodontics and restorative dentistry*. 1999;7(4):113-9.
61. Aboushelib MN, De Jager N, Kleverlaan CJ, Feilzer AJ. Microtensile bond strength of different components of core veneered all-ceramic restorations. *Dental Materials*. 2005;21(10):984-91.
62. Burger W, Richter H, Piconi C, Vatteroni R, Cittadini A, Boccalari M. New Y-TZP powders for medical grade zirconia. *Journal of Materials Science: Materials in Medicine*. 1997;8(2):113-8.
63. Theunissen G, Bouma J, Winnubst A, Burggraaf A. Mechanical properties of ultra-fine grained zirconia ceramics. *Journal of materials science*. 1992;27(16):4429-38.
64. Chevalier J, Deville S, Münch E, Jullian R, Lair F. Critical effect of cubic phase on aging in 3 mol% yttria-stabilized zirconia ceramics for hip replacement prosthesis. *Biomaterials*. 2004;25(24):5539-45.
65. Bultan Ö, Öngül D, Türkoğlu P. Zirkonyanın Mikroyapılarına Ve Üretim Şekillerine Göre Sınıflandırılması. *Journal of Istanbul University Faculty of Dentistry*.44(3):197-204.

66. Guess PC, Kuliš A, Witkowski S, Wolkewitz M, Zhang Y, Strub JR. Shear bond strengths between different zirconia cores and veneering ceramics and their susceptibility to thermocycling. *Dental materials*. 2008;24(11):1556-67.
67. McLaren EA, Giordano RA. Zirconia-based ceramics: material properties, esthetics, and layering techniques of a new veneering porcelain, VM9. *Quintessence of dental technology*. 2005;28:99-111.
68. Yavuzylmaz H, Turhan B, Bavbek B, Kurt E. Tam porselen sistemleri I. *Gazi Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi*. 2005;22(1):41-8.
69. Mörmann WH. The origin of the Cerec method: a personal review of the first 5 years. *International journal of computerized dentistry*. 2004;7(1):11.
70. Young JM, Altschuler BR. Laser holography in dentistry. *Journal of Prosthetic Dentistry*. 1977;38(2):216-25.
71. Miyazaki T, Hotta Y, Kunii J, Kuriyama S, Tamaki Y. A review of dental CAD/CAM: current status and future perspectives from 20 years of experience. *Dental materials journal*. 2009;28(1):44-56.
72. Allen KL, Schenkel AB, Estafan D. An overview of the CEREC 3D CAD/CAM system. *General dentistry*. 2004;52(3):234-5.
73. Duret F, Preston J. CAD/CAM imaging in dentistry. *Current opinion in dentistry*. 1991;1(2):150-4.
74. Martin N, Jedynakiewicz N. Clinical performance of CEREC ceramic inlays: a systematic review. *Dental Materials*. 1999;15(1):54-61.
75. Karaalioglu OF, Duymuş ZY. Diş hekimliğinde uygulanan CAD/CAM sistemleri. *Atatürk Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi*. 2008;2008(1).
76. bin Irfan U, Aslam K, Nadim R. A Review on Cad Cam in Dentistry A Review on Cad Cam in Dentistry.
77. Kalpana D, Harish G, Mahesh P, Swati S, Madhuri V, Brunda K. CAD CAM in dentistry—A Review. *IJRID*. 2015;5(2):14-21.
78. Feuerstein P, Puri S. TECHNOLOGY-An Overview of CAD/CAM and Digital Impressions. *Oral Health*. 2009;99(9):65.
79. Infante L, Yilmaz B, McGlumphy E, Finger I. Fabricating complete dentures with CAD/CAM technology. *The Journal of prosthetic dentistry*. 2014;111(5):351-5.
80. Hehn S. The evolution of a chairside CAD/CAM system for dental restorations. *Compendium of continuing education in dentistry (Jamesburg, NJ: 1995)*. 2001;22(6 Suppl):4-6.

81. Quaas S, Rudolph H, Luthardt RG. Direct mechanical data acquisition of dental impressions for the manufacturing of CAD/CAM restorations. *Journal of dentistry*. 2007;35(12):903-8.
82. Beuer F, Schweiger J, Edelhoff D. Digital dentistry: an overview of recent developments for CAD/CAM generated restorations. *British dental journal*. 2008;204(9):505.
83. Goswami R, Arora G, Priya A. CAD/CAM in restorative dentistry: a review. *J Br Biomed Bull*. 2014;4:591-7.
84. Lowe RA. CAD/CAM dentistry and chairside digital impression making. *Dental economics supplement* September. 2009.
85. Ender A, Mörmann WH, Mehl A. Efficiency of a mathematical model in generating CAD/CAM-partial crowns with natural tooth morphology. *Clinical oral investigations*. 2011;15(2):283-9.
86. 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(1):9-35.
87. Mehl A, Gloger W, Kunzelmann K-H, Hickel R. A new optical 3-D device for the detection of wear. *Journal of dental research*. 1997;76(11):1799-807.
88. Strub JR, Rekow ED, Witkowski S. Computer-aided design and fabrication of dental restorations: current systems and future possibilities. *The Journal of the American Dental Association*. 2006;137(9):1289-96.
89. Tinschert J, Natt G, Hassenpflug S, Spiekermann H. Status of current CAD/CAM technology in dental medicine. *International journal of computerized dentistry*. 2004;7(1):25-45.
90. O'Brien WJ. *Dental materials and their selection*. 2002.
91. Powers J, Wataha J. Properties of materials. *Dental Materials: Properties and Manipulation*. 2013:14-25.
92. White S, Miklus V, McLaren E, Lang L, Caputo A. Flexural strength of a layered zirconia and porcelain dental all-ceramic system. *The journal of prosthetic dentistry*. 2005;94(2):125-31.
93. Rountree P, Nothdurft F, Pospiech P. In-vitro-investigations on the fracture strength of all-ceramic posterior bridges of ZrO<sub>2</sub>-ceramic. *Journal of dental research*. 2001;80(Spec. Iss. A):57.

94. Ayad MF, Fahmy NZ, Rosenstiel SF. Effect of surface treatment on roughness and bond strength of a heat-pressed ceramic. *The Journal of prosthetic dentistry*. 2008;99(2):123-30.
95. Casucci A, Mazzitelli C, Monticelli F, Toledano M, Osorio R, Osorio E, et al. Morphological analysis of three zirconium oxide ceramics: Effect of surface treatments. *dental materials*. 2010;26(8):751-60.
96. Casucci A, Osorio E, Osorio R, Monticelli F, Toledano M, Mazzitelli C, et al. Influence of different surface treatments on surface zirconia frameworks. *Journal of dentistry*. 2009;37(11):891-7.
97. Pameijer CH, LOUW NP, FISCHER D. Repairing fractured porcelain: how surface preparation affects shear force resistance. *The Journal of the American Dental Association*. 1996;127(2):203-9.
98. Freilich MA, Karmaker AC, Burstone CJ, Goldberg AJ. Development and clinical applications of a light-polymerized fiber-reinforced composite. *The Journal of prosthetic dentistry*. 1998;80(3):311-8.
99. Haselton DR, Diaz-Arnold AM, Dunne Jr JT. Shear bond strengths of 2 intraoral porcelain repair systems to porcelain or metal substrates. *The Journal of prosthetic dentistry*. 2001;86(5):526-31.
100. Kumbuloglu O, User A, Toksavul S, Vallittu PK. Intra-oral adhesive systems for ceramic repairs: a comparison. *Acta odontologica Scandinavica*. 2003;61(5):268-72.
101. Özcan M. The use of chairside silica coating for different dental applications: a clinical report. *The Journal of prosthetic dentistry*. 2002;87(5):469-72.
102. Rosentritt M, Behr M, Kolbeck C, Lang R, Handel G. In vitro repair of all-ceramic and fibre-reinforced composite crowns. *The European journal of prosthodontics and restorative dentistry*. 2000;8(3):107-12.
103. Özcan M. Evaluation of alternative intra-oral repair techniques for fractured ceramic-fused-to-metal restorations. *Journal of oral rehabilitation*. 2003;30(2):194-203.
104. Kamposiora P, Papavasiliou G, Bayne SC, Felton DA. Stress concentration in all-ceramic posterior fixed partial dentures. *Quintessence international*. 1996;27(10).
105. Hooshmand T, van Noort R, Keshvad A. Bond durability of the resin-bonded and silane treated ceramic surface. *Dental Materials*. 2002;18(2):179-88.

106. Akyıl MŞ, Yılmaz A, Karaalioğlu OF, Duymuş ZY. Shear bond strength of repair composite resin to an acid-etched and a laser-irradiated feldspathic ceramic surface. *Photomedicine and laser surgery*. 2010;28(4):539-45.
107. 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(1):9-13.
108. Stangel I, Nathanson D, Hsu C. Shear strength of the composite bond to etched porcelain. *Journal of dental research*. 1987;66(9):1460-5.
109. Kümbüloğlu G, Övül T. Porselen restorasyonların tamirinde kullanılan farklı tamir materyallerinin çeşitli yüzey preparasyonları uygulanarak; kopma, bağlama, kırılma dirençlerinin invitro ve invivo olarak karşılaştırmalı değerlendirilmesi: Ege Üniversitesi; 2003.
110. Burke F, Grey N. Repair of fractured porcelain units: alternative approaches. *British dental journal*. 1994;176(7):251.
111. Llobell A, Nicholls J, Kois J, Daly C. Fatigue life of porcelain repair systems. *International Journal of Prosthodontics*. 1992;5(3).
112. Margeas RC. Salvaging a porcelain-fused-to-metal bridge with intraoral ceramic repair. *Compendium of continuing education in dentistry (Jamesburg, NJ: 1995)*. 2002;23(10):952.
113. Pratt R, Burgess J, Schwartz R, Smith J. Evaluation of bond strength of six porcelain repair systems. *Journal of Prosthetic Dentistry*. 1989;62(1):11-3.
114. Cohen B, Weiner S. Restoration of fixed partial dentures with fractured porcelain veneers using an overcasting. *Journal of Prosthetic Dentistry*. 1989;62(4):390-2.
115. Dayangaç B. Kompozit rezin restorasyonlar: Güneş Kitabevi; 2000.
116. Geurtsen W. Substances released from dental resin composites and glass ionomer cements. *European journal of oral sciences*. 1998;106(2p2):687-95.
117. Ruyter IE, Øysæd H. Composites for use in posterior teeth: composition and conversion. *Journal of biomedical materials research*. 1987;21(1):11-23.
118. Koray F, Yücel T. Kompozitin ön dişlerde kullanımı. *TDBD*. 2002;71:16-23.
119. Peutzfeldt A. Resin composites in dentistry: the monomer systems. *European journal of oral sciences*. 1997;105(2):97-116.
120. Ferracane JL. Current trends in dental composites. *Critical Reviews in Oral Biology & Medicine*. 1995;6(4):302-18.

121. McInnes P, Dickinson G. The effect of thermocycling in microleakage analysis. *Dental Materials*. 1992;8(3):181-4.
122. Papacchini F, Toledano M, Monticelli F, Osorio R, Radovic I, Polimeni A, et al. Hydrolytic stability of composite repair bond. *European journal of oral sciences*. 2007;115(5):417-24.
123. Li H, Burrow MF, Tyas MJ. The effect of thermocycling regimens on the nanoleakage of dentin bonding systems. *Dental Materials*. 2002;18(3):189-96.
124. Palmer D, Barco M, Billy E. Temperature extremes produced orally by hot and cold liquids. *Journal of prosthetic dentistry*. 1992;67(3):325-7.
125. Şengün A, Öztürk B, Ülker M, Dişçioğlu F, Özer F. Farklı sayıda termal siklus uygulamasının bir kompozit rezinin marjinal sızıntısı üzerine etkisi. *Gazi Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi*. 2005;22(3):163-8.
126. Bahannan S, Lacefield WR. An evaluation of three methods of bonding resin composite to stainless steel. *International Journal of Prosthodontics*. 1993;6(5).
127. Tanaka T, Kamada I, Matsumura H, Atsuta M. A comparison of water temperatures for thermocycling of metal-bonded resin specimens. *Journal of prosthetic dentistry*. 1995;74(4):345-9.
128. Gale M, Darvell B. Thermal cycling procedures for laboratory testing of dental restorations. *Journal of dentistry*. 1999;27(2):89-99.
129. Ayaz F, Tağtekin D, Yanıkoğlu F. Dentine bağlanma ve değerlendirme metodları. *Atatürk Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi*. 2011;2011(4).
130. Braga RR, Meira JB, Boaro LC, Xavier TA. Adhesion to tooth structure: a critical review of “macro” test methods. *Dental Materials*. 2010;26(2):e38-e49.
131. ISO I. TS 11405: Dental materials—testing of adhesion to tooth structure. Geneva, Switzerland: International Organization for Standardization ISO Central Secretariat. 2003.
132. Saito A, Komine F, Blatz MB, Matsumura H. A comparison of bond strength of layered veneering porcelains to zirconia and metal. *The Journal of prosthetic dentistry*. 2010;104(4):247-57.
133. Versluis A, Tantbirojn D, Douglas W. Why do shear bond tests pull out dentin? *Journal of dental research*. 1997;76(6):1298-307.
134. Dündar M, Ozcan M, Cömlekoglu E, Güngör M, Artunc C. Bond strengths of veneering ceramics to reinforced ceramic core materials. *The International journal of prosthodontics*. 2005;18(1):71.



135. Leloup G, D'Hoore W, Bouter D, Degrange M, Vreven J. Concise review biomaterials & bioengineering: Meta-analytical review of factors involved in dentin adherence. *Journal of dental research*. 2001;80(7):1605-14.
136. Standardization IOF. *Dental Materials-Guidance on Testing of Adhesion to Tooth Structure*: International Organization for Standardization; 1994.
137. Della Bona A, Van Noort R. Shear vs. tensile bond strength of resin composite bonded to ceramic. *Journal of dental research*. 1995;74(9):1591-6.
138. Price RB, Hall GC. In vitro comparison of 10-minute versus 24-hour shear bond strengths of six dentin bonding systems. *Quintessence international*. 1999;30(2).
139. Kirmali O, Kapdan A, Harorli OT, Barutçugil C, Ozarslan MM. Efficacy of ceramic repair material on the bond strength of composite resin to zirconia ceramic. *Acta odontologica Scandinavica*. 2015;73(1):28-32.
140. Kussano CM, Bonfante G, Batista JG, Pinto JHN. Evaluation of shear bond strength of composite to porcelain according to surface treatment. *Brazilian dental journal*. 2003;14(2):132-5.
141. 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(2):103-10.
142. Kamada K, Yoshida K, Atsuta M. Effect of ceramic surface treatments on the bond of four resin luting agents to a ceramic material. *The Journal of prosthetic dentistry*. 1998;79(5):508-13.
143. Cengiz D, Çevik P. Farklı yüzey işlemlerinin zirkonyanın ağız içi tamirine etkisi. *Selcuk Dental Journal*. 4(2):52-8.
144. Standardization IOF. *Dental Materials-Testing of Adhesion to Tooth Structure*: International Organisation for Standardization; 2003.
145. Tan K, Pjetursson BE, Lang NP, Chan ES. A systematic review of the survival and complication rates of fixed partial dentures (FPDs) after an observation period of at least 5 years: III. Conventional FPDs. *Clinical oral implants research*. 2004;15(6):654-66.
146. Kappert H, editor *Dental materials: new ceramic systems*. Proceedings of conference on clinically appropriate alternatives to amalgam: Biophysical factors in restorative decision-making; 1996.

147. Rasetto FH, Driscoll CF, Prestipino V, Masri R, von Fraunhofer JA. Light transmission through all-ceramic dental materials: a pilot study. *The Journal of prosthetic dentistry*. 2004;91(5):441-6.
148. Aboushelib MN, Kleverlaan CJ, Feilzer AJ. Microtensile bond strength of different components of core veneered all-ceramic restorations: Part II: Zirconia veneering ceramics. *Dental materials*. 2006;22(9):857-63.
149. Donovan TE, Swift EJ. Metal-free dentistry. *Journal of Esthetic and Restorative Dentistry*. 2005;17(3):141-3.
150. Fradeani M, D'Amelio M, Redemagni M, Corrado M. Five-year follow-up with Procera all-ceramic crowns. *Quintessence international*. 2005;36(2):105-13.
151. Heintze SD, Rousson V. Survival of zirconia-and metal-supported fixed dental prostheses: a systematic review. *International Journal of Prosthodontics*. 2010;23(6):493-502.
152. 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(3):86-96.
153. Swain M. Unstable cracking (chipping) of veneering porcelain on all-ceramic dental crowns and fixed partial dentures. *Acta biomaterialia*. 2009;5(5):1668-77.
154. Özcan M, Niedermeier W. Clinical study on the reasons for and location of failures of metal-ceramic restorations and survival of repairs. *International Journal of Prosthodontics*. 2002;15(3).
155. Han L, Okamoto A, Fukushima M, Okiji T. Evaluation of physical properties and surface degradation of self-adhesive resin cements. *Dental materials journal*. 2007;26(6):906-14.
156. Rechmann P, Buu NC, Rechmann BM, Le CQ, Finzen FC, Featherstone JD. Laser all-ceramic crown removal—A laboratory proof-of-principle study—Phase 1 material characteristics. *Lasers in surgery and medicine*. 2014;46(8):628-35.
157. Verrett RG, Mansueto MA. Removal of a metal-ceramic fixed partial denture with a loose retainer. *Journal of Prosthodontics*. 2003;12(1):13-6.
158. Kimmich M, Stappert CF. Intraoral treatment of veneering porcelain chipping of fixed dental restorations: a review and clinical application. *The Journal of the American Dental Association*. 2013;144(1):31-44.

159. Valandro LF, Özcan M, Bottino MC, Bottino MA, Scotti R, Bona AD. Bond strength of a resin cement to high-alumina and zirconia-reinforced ceramics: the effect of surface conditioning. *Journal of Adhesive Dentistry*. 2006;8(3):175-81.
160. Kern M, Barloi A, Yang B. Surface conditioning influences zirconia ceramic bonding. *Journal of dental research*. 2009;88(9):817-22.
161. Özcan M, Vallittu PK. Effect of surface conditioning methods on the bond strength of luting cement to ceramics. *Dental Materials*. 2003;19(8):725-31.
162. Blum IR, Nikolinakos N, Lynch CD, Wilson NH, Millar BJ, Jagger DC. An in vitro comparison of four intra-oral ceramic repair systems. *Journal of dentistry*. 2012;40(11):906-12.
163. Brentel AS, Özcan M, Valandro LF, Alarça LG, Amaral R, Bottino MA. Microtensile bond strength of a resin cement to feldspathic ceramic after different etching and silanization regimens in dry and aged conditions. *Dental Materials*. 2007;23(11):1323-31.
164. Akhavan Zanjani V, Ahmadi H, Nateghifard A, Ghasemi A, Torabzadeh H, Abdoh Tabrizi M, et al. Effect of different laser surface treatment on microshear bond strength between zirconia ceramic and resin cement. *Journal of investigative and clinical dentistry*. 2015;6(4):294-300.
165. Cobb D, Vargas M, Fridrich T, Bouschlicher M. Metal surface treatment: characterization and effect on composite-to-metal bond strength. *Operative dentistry*. 2000;25(5):427-33.
166. Cavalcanti AN, Pilecki P, Foxton RM, Watson TF, Oliveira MT, Gianinni M, et al. Evaluation of the surface roughness and morphologic features of Y-TZP ceramics after different surface treatments. *Photomedicine and laser surgery*. 2009;27(3):473-9.
167. Shiu P, De Souza-Zaroni WC, Eduardo CDP, Youssef MN. Effect of feldspathic ceramic surface treatments on bond strength to resin cement. *Photomedicine and laser surgery*. 2007;25(4):291-6.
168. Peumans M, Hikita K, De Munck J, Van Landuyt K, Poitevin A, Lambrechts P, et al. Effects of ceramic surface treatments on the bond strength of an adhesive luting agent to CAD–CAM ceramic. *Journal of dentistry*. 2007;35(4):282-8.
169. Attia A, Kern M. Fracture strength of all-ceramic crowns luted using two bonding methods. *The Journal of prosthetic dentistry*. 2004;91(3):247-52.

170. Leibrock A, Degenhart M, Behr M, Rosentritt M, Handel G. In vitro study of the effect of thermo-and load-cycling on the bond strength of porcelain repair systems. *Journal of oral rehabilitation*. 1999;26(2):130-7.
171. Canay Ş, Hersek N, Ertan A. Effect of different acid treatments on a porcelain surface 1. *Journal of oral rehabilitation*. 2001;28(1):95-101.
172. Klosa K, Wolfart S, Lehmann F, Wenz H-J, Kern M. The effect of storage conditions, contamination modes and cleaning procedures on the resin bond strength to lithium disilicate ceramic. *Journal of Adhesive Dentistry*. 2009;11(2):127-35.
173. Thompson JY, Stoner BR, Piascik JR, Smith R. Adhesion/cementation to zirconia and other non-silicate ceramics: where are we now? *Dental Materials*. 2011;27(1):71-82.
174. Tzanakakis E-GC, Tzoutzas IG, Koidis PT. Is there a potential for durable adhesion to zirconia restorations? A systematic review. *The Journal of prosthetic dentistry*. 2016;115(1):9-19.
175. Song X, Yin L. The quantitative effect of diamond grit size on the subsurface damage induced in dental adjustment of porcelain surfaces. *Proceedings of the Institution of Mechanical Engineers, Part H: Journal of Engineering in Medicine*. 2010;224(10):1185-94.
176. Ohkuma K, Kazama M, Ogura H. The grinding efficiency by diamond points developed for yttria partially stabilized zirconia. *Dental materials journal*. 2011;30(4):511-6.
177. Güngör MB, Nemli SK, Bal BT, Ünver S, Doğan A. Effect of surface treatments on shear bond strength of resin composite bonded to CAD/CAM resin-ceramic hybrid materials. *The journal of advanced prosthodontics*. 2016;8(4):259-66.
178. Qeblawi DM, Muñoz CA, Brewer JD, Monaco Jr EA. The effect of zirconia surface treatment on flexural strength and shear bond strength to a resin cement. *The Journal of prosthetic dentistry*. 2010;103(4):210-20.
179. Suliman A-HA, Swift EJ, Perdigao J. Effects of surface treatment and bonding agents on bond strength of composite resin to porcelain. *Journal of Prosthetic Dentistry*. 1993;70(2):118-20.
180. Şen D, Nayır EH. Yüzey Hazırlığının Porselen Tamir Materyallerinin Bağlantı Kuvveti Üzerine Etkisi-Osteocalcin Levels And Microhardness Of Human Dentinal Tissue. *Journal of Istanbul University Faculty of Dentistry*. 1997;31(2):69-75.

181. 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(8):622-30.
182. Corazza PH, Cavalcanti S, Queiroz J, Bottino MA, Valandro LF. Effect of post-silanization heat treatments of silanized feldspathic ceramic on adhesion to resin cement. *The journal of adhesive dentistry*. 2013;15(5):473-9.
183. Sattabanasuk V, Charnchairerk P, Punsukumtana L, Burrow MF. Effects of mechanical and chemical surface treatments on the resin-glass ceramic adhesion properties. *Journal of investigative and clinical dentistry*. 2017;8(3):e12220.
184. Chong K-H, Chai J, Takahashi Y, Wozniak W. Flexural strength of In-Ceram alumina and In-Ceram zirconia core materials. *International journal of prosthodontics*. 2002;15(2):183-8.
185. 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(3):283-90.
186. Bailey J. Porcelain-to-composite bond strengths using four organosilane materials. *Journal of Prosthetic dentistry*. 1989;61(2):174-7.
187. Blatz MB, Sadan A, Kern M. Resin-ceramic bonding: a review of the literature. *The Journal of prosthetic dentistry*. 2003;89(3):268-74.
188. Nagas I, Ergun G. The position and future of zirconia ceramics in dentistry. *Acta Odontol Turc*. 2008;25(3):51-60.
189. Uo M, Sjögren G, Sundh A, Goto M, Watari F, Bergman M. Effect of surface condition of dental zirconia ceramic (Denzir) on bonding. *Dental materials journal*. 2006;25(3):626-31.
190. Bottino MA, Valandro LF, Scotti R, Buso L. Effect of surface treatments on the resin bond to zirconium-based ceramic. *International Journal of Prosthodontics*. 2005;18(1):60-5.
191. Kern M, Wegner SM. Bonding to zirconia ceramic: adhesion methods and their durability. *Dental Materials*. 1998;14(1):64-71.
192. Seabra B, Arantes-Oliveira S, Portugal J. Influence of multimode universal adhesives and zirconia primer application techniques on zirconia repair. *The Journal of prosthetic dentistry*. 2014;112(2):182-7.

193. Wolfart M, Lehmann F, Wolfart S, Kern M. Durability of the resin bond strength to zirconia ceramic after using different surface conditioning methods. *Dental Materials*. 2007;23(1):45-50.
194. Demetoglu GA, Zortuk M. Effect of Surface Treatments on Leakage of Zirconium Oxide Ceramics. *Meandros Medical and Dental Journal*. 2016;17(2):64.
195. Blatz MB, Sadan A, Arch Jr GH, Lang BR. In vitro evaluation of long-term bonding of Procera AllCeram alumina restorations with a modified resin luting agent. *The Journal of prosthetic dentistry*. 2003;89(4):381-7.
196. Oyagüe RC, Monticelli F, Toledano M, Osorio E, Ferrari M, Osorio R. Effect of water aging on microtensile bond strength of dual-cured resin cements to pre-treated sintered zirconium-oxide ceramics. *Dental Materials*. 2009;25(3):392-9.
197. Koizumi H, Nakayama D, Komine F, Blatz MB, Matsumura H. Bonding of resin-based luting cements to zirconia with and without the use of ceramic priming agents. *Journal of Adhesive Dentistry*. 2012;14(4):385-92.
198. Hemadri M, Saritha G, Rajasekhar V, Pachlag KA, Purushotham R, Reddy VKK. Shear bond strength of repaired composites using surface treatments and repair materials: an in vitro study. *Journal of international oral health: JIOH*. 2014;6(6):22.
199. Üstün Ö, Büyükhatipoğlu IK, Seçilmiş A. Shear bond strength of repair systems to new CAD/CAM restorative materials. *Journal of Prosthodontics*. 2018;27(8):748-54.
200. Gregory W. Composite resin repair of porcelain using different bonding materials. *Operative dentistry*. 1988;13(3):114-8.
201. Hayakawa T, Horie K, Aida M, Kanaya H, Kobayashi T, Murata Y. The influence of surface conditions and silane agents on the bond of resin to dental porcelain. *Dental Materials*. 1992;8(4):238-40.
202. Aida M, Hayakawa T, Mizukawa K. Adhesion of composite to porcelain with various surface conditions. *The Journal of prosthetic dentistry*. 1995;73(5):464-70.
203. 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(5):250-7.
204. Davis L. The surface finish of composite resin restorative materials. *British dental journal*. 1984;157(10):360-4.

205. Shiau J, Rasmussen S, Phelps A, Enlow D, Wolf G. Analysis of the " shear" bond strength of pretreated aged composites used in some indirect bonding techniques. *Journal of dental research*. 1993;72(9):1291-7.
206. Al Edris A, Al Jabr A, Cooley RL, Barghi N. SEM evaluation of etch patterns by three etchants on three porcelains. *Journal of Prosthetic Dentistry*. 1990;64(6):734-9.
207. Nelson E. Effect of APF etching time on resin bonded porcelain. *Journal of dental research*. 1989;68:A, 271, A-716.
208. Senda A, Suzuki M, Jordan R. The effect of fluorides and HF acids on porcelain surfaces. *Journal of dental research*. 1989;68:236.
209. Calamia J. Shear bond strength of etched porcelains. *Journal of dental research*. 1985;64:Abstr. No. 1096.
210. Semmelman J, Kulp P. Silane bonding porcelain teeth to acrylic. *The Journal of the American Dental Association*. 1968;76(1):69-73.
211. Diaz-Arnold A, Schneider R, Aquilino S. Bond strengths of intraoral porcelain repair materials. *Journal of Prosthetic Dentistry*. 1989;61(3):305-9.
212. DüNDAR M, ÖZCAN M, GÖKÇE B, ÇÖMLEKOĞLU E, LEITE F, VALANDRO LF. Comparison of two bond strength testing methodologies for bilayered all-ceramics. *Dental materials*. 2007;23(5):630-6.
213. Lindemuth JS, Hagge MS. Effect of universal testing machine crosshead speed on the shear bond strength and bonding failure mode of composite resin to enamel and dentin. *Military medicine*. 2000;165(10):742-6.
214. Bailey L, Bennett R. DICOR® surface treatments for enhanced bonding. *Journal of dental research*. 1988;67(6):925-31.
215. Chang JC, Powers JM, Hart D. Bond strength of composite to alloy treated with bonding systems. *Journal of Prosthodontics*. 1993;2(2):110-4.
216. Wegner SM, Gerdes W, Kern M. Effect of different artificial aging conditions on ceramic-composite bond strength. *International Journal of Prosthodontics*. 2002;15(3):267-72.
217. Tsuo Y, Yoshida K, Atsuta M. Effects of alumina-blasting and adhesive primers on bonding between resin luting agent and zirconia ceramics. *Dental materials journal*. 2006;25(4):669-74.

218. Passia N, Mitsias M, Lehmann F, Kern M. Bond strength of a new generation of universal bonding systems to zirconia ceramic. *Journal of the mechanical behavior of biomedical materials*. 2016;62:268-74.
219. Lee SJ, Cheong CW, Wright RF, Chang BM. Bond strength of the porcelain repair system to all-ceramic copings and porcelain. *Journal of Prosthodontics*. 2014;23(2):112-6.
220. Bektas ÖÖ, Eren D, Siso SH, Akin GE. Effect of thermocycling on the bond strength of composite resin to bur and laser treated composite resin. *Lasers in medical science*. 2012;27(4):723-8.
221. Tezvergil A, Lassila L, Vallittu P. Composite–composite repair bond strength: effect of different adhesion primers. *Journal of dentistry*. 2003;31(8):521-5.
222. Matsumura H, Kato H, Atsuta M. Shear bond strength to feldspathic porcelain of two luting cements in combination with three surface treatments. *The Journal of prosthetic dentistry*. 1997;78(5):511-7.
223. Değer S, Caniklioğlu M, Saadat F. Farklı Seramik Tamir Sistemleri İle Seramik Materyali Arasındaki Bağlanmanın Değerlendirilmesi-Evaluation Of Bonding Strength Of Different Ceramic Repair Systems To Ceramic Materials. *Journal of Istanbul University Faculty of Dentistry*.1997;31(4):223-8.
224. He M, Zhang Z, Zheng D, Ding N, Liu Y. Effect of sandblasting on surface roughness of zirconia-based ceramics and shear bond strength of veneering porcelain. *Dental materials journal*. 2014. 2014;33(6):778-85
225. Kirmali O, Akin H, Ozdemir AK. Shear bond strength of veneering ceramic to zirconia core after different surface treatments. *Photomedicine and laser surgery*. 2013;31(6):261-8.
226. Blatz MB, Sadan A, Martin J, Lang B. In vitro evaluation of shear bond strengths of resin to densely-sintered high-purity zirconium-oxide ceramic after long-term storage and thermal cycling. *The Journal of prosthetic dentistry*. 2004;91(4):356-62.
227. Uludamar A. Zirkonyum oksit seramik restorasyonlarda farklı yüzey hazırlıklarının kompozit yapıştırma simanının bağlanmasına etkilerinin incelenmesi: Selçuk Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü; 2007.
228. Dérand P, Dérand T. Bond strength of luting cements to zirconium oxide ceramics. *International Journal of Prosthodontics*. 2000;13(2):131-5.



229. Akyıl MŞ, Uzun İH, Bayındır F. Bond strength of resin cement to yttrium-stabilized tetragonal zirconia ceramic treated with air abrasion, silica coating, and laser irradiation. *Photomedicine and laser surgery*. 2010;28(6):801-8.
230. Chadwick R, Mason A, Sharp W. Attempted evaluation of three porcelain repair systems--what are we really testing? *Journal of oral rehabilitation*. 1998;25(8):610-5.
231. Külünk T, Saraç Ş. Tam seramik sistemlerde farklı ağız içi tamir setlerinin kullanımının tamir dayanımına etkisi. *Ondokuz Mayıs Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi* 2010;10(3):87-95
232. Wolf D, Powers J, O'keefe K. Bond strength of composite to porcelain treated with new porcelain repair agents. *Dental Materials*. 1992;8(3):158-61.
233. Özdemir E, Niğiz R, Zortuk M. Farklı yüzey hazırlıklarının porselen kompozit rezin bağlantısı üzerine etkisinin in-vitro araştırılması. *Gazi Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi*. 2007;24(2):75-82.
234. Kim M-J, Kim YK, Kim K-H, Kwon T-Y. Shear bond strengths of various luting cements to zirconia ceramic: surface chemical aspects. *Journal of dentistry*. 2011;39(11):795-803.

## ÖZGEÇMİŞ

### Kişisel Bilgiler

<b>Adı</b>	Serkan	<b>Uyruğu</b>	T.C.
<b>Soyadı</b>	ÇINAR	<b>Tel no</b>	05073081674
<b>Doğum tarihi</b>	22.08.1990	<b>e-posta</b>	serkan_cinar@hotmail.de

### Eğitim Bilgileri

	<b>Mezun olduğu kurum</b>	<b>Mezuniyet yılı</b>
<b>Lise</b>	Hasan Çolak Anadolu Lisesi	2008
<b>Lisans/Yüksek Lisans</b>	Cumhuriyet Üniversitesi	2014
<b>Doktora</b>		

### İş Deneyimi

<b>Görevi</b>	<b>Kurum</b>	<b>Süre (yıl-yıl)</b>
Araştırma Görevlisi	Akdeniz Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi	2016-halen

<b>Yabancı Dilleri</b>	<b>Sınav türü</b>	<b>Puanı</b>
İngilizce	YDS	50
İngilizce	YÖKDİL	67,5

### Proje Deneyimi

<b>Proje Adı</b>	<b>Destekleyen kurum</b>	<b>Süre (Yıl-Yıl)</b>

### Burslar-Ödüller:

### Yayınlar ve Bildiriler: