

T.C.
DİCLE ÜNİVERSİTESİ
SAĞLIK BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ



**ZİRKONYUM SERAMİK AYRILMALARINDA KULLANILAN ÜÇ
FARKLI TAMİR SİSTEMİNİN KIRILMA TİPLERİNE GÖRE İN VİTRO OLARAK
BAĞLANMA DAYANIMLARININ KARŞILAŞTIRILMASI**

Diş Hekimi
Eyyüp ALTINTAŞ
(DOKTORA TEZİ)

Danışman
Prof. Dr. Emrah AYNA
Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı

DIYARBAKIR-2013

T.C.
DİCLE ÜNİVERSİTESİ
SAĞLIK BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ



**ZİRKONYUM SERAMİK AYRILMALARINDA KULLANILAN ÜÇ
FARKLI TAMİR SİSTEMİNİN KIRILMA TİPLERİNE GÖRE İN VİTRO OLARAK
BAĞLANMA DAYANIMLARININ KARŞILAŞTIRILMASI**

Diş Hekimi

Eyyüp ALTINTAŞ

(DOKTORA TEZİ)

Danışman

Prof. Dr. Emrah AYNA

Yardımcı Danışman

Yrd. Doç. Dr. A. Deniz İZGİ YILDIZ

Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı

Dicle Üniversitesi Araştırma ve Proje Koordinatörlüğünün DÜBAP 12-DH-04'nolu projesi
tarafından desteklenmiştir.

DİYARBAKIR-2013

T.C
DİCLE ÜNİVERSİTESİ
SAĞLIK BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ MÜDÜRLÜĞÜ

“ ZIRKONYUM SERAMİK AYRILMALARINDA KULLANILAN ÜÇ
FARKLI TAMİR SİSTEMİNİN KIRILMA TIPLERİNE GÖRE IN VITRO OLARAK
BAĞLANMA DAYANIMLARININ KARŞILAŞTIRILMASI” başlıklı Doktora tezi 30.07.2013
tarihinde tarafımızdan değerlendirilerek başarılı bulunmuştur.

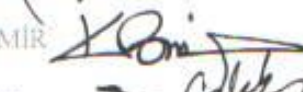
Tez Danışmanı : Prof. Dr. Emrah AYNA

Tezi Teslim Eden : Dh. Eyyüp ALTINTAŞ

Jüri Üyesinin Ünvanı	Adı	Soyadı	İmza
----------------------	-----	--------	------

Başkan :	Prof. Dr. Gürcan	ESKİTAŞCIOĞLU	
----------	------------------	---------------	---

Üye :	Prof. Dr. Emrah	AYNA	
-------	-----------------	------	---

Üye :	Prof. Dr. Köksal	BEYDEMİR	
-------	------------------	----------	--

Üye :	Doç. Dr. Sema	ÇELENK	
-------	---------------	--------	--

Üye :	Yrd.Doç.Dr. A. Deniz	İZGİ YILDIZ	
-------	----------------------	-------------	--

Yukarıdaki imzalar tasdik olmaktadır.


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

TEŞEKKÜR

Hocam ve doktora danışmanım sayın Prof. Dr. Emrah AYNA'ya,

Doktora danışman yardımcım sayın A. Deniz İZGİ YILDIZ'a,

Tez izleme komitesinde bulunan sayın Prof. Dr. Köksal BEYDEMİR'e, sayın Doç. Dr. Sema ÇELENK'e,

Tez çalışmasının istatistiksel olarak değerlendirilmesindeki katkılarından dolayı sayın Yrd. Doç. Dr. Ersin UYSAL'a,

Sıkıntılı zamanlarımda beni anlayan, yanımda olan ve desteklerini esirgemeyen hocalarıma, arkadaşlarıma ve öğrencilerime,

Doktora eğitimimde dahil olmak üzere hayatımın tümünde emeği ve fedakarlıkları olan benimle ağlayıp benimle gülen ablalarım Nihal ALTINTAŞ ve Hilal ALTINTAŞ'a,

Çocukları olduğum için onur ve gurur duyduğum, hala manevi desteklerini yanımda hissettiğim, hastalıkları sebebiyle 2008' de kaybettiğimiz annem Beyhan ALTINTAŞ'a ve 2012'de kaybettiğimiz babam Av. Mehmet ALTINTAŞ'a ALLAH'tan rahmet diler,

Sonsuz teşekkürlerimi sunarım...

İÇİNDEKİLER

Sayfa No

1.Ön Sayfalar

1.1.Kapak.....	I
1.2.İç Kapak.....	II
1.3.Onay Sayfası.....	III
1.4.Teşekkür Sayfası.....	IV
1.5.İçindekiler Dizini.....	V
1.6.Resimler Dizini.....	IX
1.7.Şekiller Dizini.....	XII
1.8.Tablolar Dizini.....	XIII
1.9. Grafikler Dizini	XIV
1.10. Simgeler ve Kısaltmalar Dizini	XV

2.Özet Sayfaları

2.1.Türkçe Özet.....	XVII
2.2.İngilizce Özet.....	XIX

3.Giriş ve Amaç..... 1

4.Genel Bilgiler..... 4

4.1.CAD/CAM..... 13

4.1.1.Modelin Üç Boyutlu Taranması(Scanning)..... 14

4.1.1.1.Mekanik Tarayıcı..... 14

4.1.1.2.Optik Tarayıcı..... 14

4.1.2.Bilgisayar Destekli Dizayn için Yazılım(Software)..... 15

4.1.3.Üretim Cihazları(Hardware)..... 15

4.1.3.1.Katı Bloktan Aşındırılması Yöntemi..... 15

4.1.3.2.Day Üzerine Ekleme Tekniği..... 15

4.1.3.3.Katı Serbest Form Fabrikasyon.....	16
4.2.Zirkonya Alt Yapı Üzerine Seramik Kaplama İşlemi.....	16
4.2.1.Termal Genleşme Katsayısı.....	17
4.2.2.Gerilim Direnci.....	17
4.2.3.Elastiklik Modülü.....	18
4.2.4.Adezyon.....	18
4.2.5.Kırılma Stresi.....	18
4.3.Ağız İçi Porselen Tamir Yöntemleri.....	19
4.3.1.Direkt Yöntemler.....	19
4.3.1.1.Tamir Sistemleriyle Kompozit Restorasyonu.....	19
4.3.1.2.Tamir Sistemleriyle Kırık Parçanın Simantasyonu.....	20
4.3.2.İndirekt Yöntemler.....	20
4.3.2.1.Laminate Faset Uygulaması.....	20
4.3.2.2.Overcasting Yöntemiyle Metal-Porselen Kron Uygulaması.....	20
4.4.Tamir İşleminde Uygulanan Yüzey Hazırlıkları.....	21
4.4.1.Asit Uygulaması.....	21
4.4.1.1.Hidroflorik Asit.....	22
4.4.1.2.Fosforik Asit.....	22
4.4.1.3.Asidüle Fosfat Florür.....	22
4.4.2.Kumlama.....	22
4.4.2.1.Al ₂ O ₃ Partikülleriyle Kumlama.....	23
4.4.2.2.SiO ₂ Partikülleriyle Kumlama.....	23
4.4.3.Frezle Pürüzlendirme.....	23
4.4.4.Silan Uygulanması.....	24
4.4.5.Kombine Uygulamalar.....	25
4.4.6.Fiber Takviyesiyle Güçlendirme.....	25
4.5.Bağlanma Dayanımı Testleri.....	26

4.5.1.Makaslama(kesme,shear) Test Yöntemi.....	27
4.5.2.Germe(tensile) Test Yöntemi.....	27
4.6.Yüzey Analiz Yöntemleri.....	27
4.6.1.Taramalı Elektron Mikroskobu(SEM).....	27
4.6.2.Fourier Transform Infrared Spektroskopisi.....	28
4.6.3.Atomik Kuvvet Mikroskobu.....	28
4.6.4.Profilometre Analizi.....	28
4.6.5.Temas Açısı Ölçümü.....	28
4.6.6.X Işınları Fotoelektron Spektroskopisi.....	28
5.Gereç ve Yöntem.....	30
5.1.Örneklerin Hazırlanması.....	30
5.1.1.Zirkonya Örneklerin Hazırlanması.....	31
5.1.2.Tam Seramik (IPS EmpressII) Örneklerin Hazırlanması.....	32
5.1.3.Zirkonya-seramik örneklerin hazırlanması.....	33
5.2.Deney Gruplarının Oluşturulması.....	34
5.3.Kompozitlerin yığılmasında kullanılan gereçlerin hazırlanması.....	34
5.4.Uygulanan Tamir Yöntemleri.....	36
5.4.1.Bisco Porselen Tamir Setiyle Yapılan Yüzey Hazırlığı İşlemleri.....	37
5.4.1.1. Zirkonya-Bisco-Kompozit (ZBK) Tamir Yöntemi.....	38
5.4.1.2.Zirkonya-Bisco-Panavia-Tam seramik(ZBS) Tamir Yöntemi.....	39
5.4.2.Clearfil Tamir Setiyle Yapılan Yüzey Hazırlığı İşlemleri.....	41
5.4.2.1.Zirkonya-Clearfil-Kompozit(ZCK) Tamir Yöntemi.....	41
5.4.2.2.Zirkonya-Clearfil-Panavia-Tam seramik(ZCS) Tamir Yöntemi.....	43
5.4.3.Cimara Zircon Tamir Setiyle Yapılan Yüzey Hazırlığı İşlemleri.....	45
5.4.3.1.Zirkonya-Cimara Zircon-Kompozit(ZZK) Tamir Yöntemi.....	46
5.4.3.2.Zirkonya-Cimara Zircon-Panavia-Tam seramik(ZZS) Tamir yöntemi.....	47
5.5.Termal Siklus İşleminin Uygulanması.....	49

5.6.Makaslama Testi Uygulaması.....	50
5.7.Verilerin Elde Edilmesi.....	53
6.Bulgular.....	54
6.1.Verilerin İstatistiksel Olarak Değerlendirilmesi.....	54
6.2.Kırık Tiplerinin İncelenmesi.....	60
6.3.SEM Değerlendirmesi.....	61
7.Tartışma.....	69
8.Sonuçlar ve Öneriler.....	91
9.Kaynaklar.....	93
10.Özgeçmiş.....	110

RESİMLER DİZİNİ

Resim 1: Hazırlanan Zirkonya Bloklar

Resim 2: Hazırlanan Tam Seramik(IPS Empress II) Bloklar

Resim 3: Hazırlanan Zirkonya-Seramik Bloklar

Resim 4: Zirkonya-Seramik Örneklerden Ölçü Alınması işlemi

Resim 5: SX Şeffaf Plakların Hazırlanması İşlemi

Resim 6: Bisco Porselen Tamir Seti

Resim 7: Z-Prime Plus Uygulaması

Resim 8: Kompozit Restorasyonu İşlemi

Resim 9: Tam Seramiğin Asitlenmesi

Resim 10: Porselen Silanının Uygulanması

Resim 11: Seramik Yüzeye Bonding İşleminin Uygulanması

Resim 12: Zirkonya Örneğin Yüzeyine Tam Seramik Örneğin Simantasyonu

Resim 13: Clearfil Porselen Tamir Seti

Resim 14: Zirkonya Yüzeyinin Frezle Aşındırılması

Resim 15: Zirkonya Yüzeyine Alloy Primer Uygulanması

Resim 16: Clearfil SE Bond Primer ve Porcelain Bond Activator Karışımının Zirkonya Yüzeye Uygulanması

Resim 17: Zirkonya Yüzeyine Clearfil SE Bond Bond Uygulaması

Resim 18: Kompozit Restorasyonu İşlemi

Resim 19: Tam Seramik Yüzeyinin Frezle Aşındırılması

Resim 20: Tam seramik yüzeyine K-etchant jel uygulanması

Resim 21: Clearfil SE Bond Primer ve Porcelain Bond Activator Karışımının Tam Seramik Yüzeyine Uygulanması

Resim 22: Tam Seramik Yüzeyine Clearfil SE Bond Bond Uygulaması

Resim 23: Zirkonya Örneğin Yüzeyine Tam Seramik Örneğin Simantasyonu

Resim 24: Cimara Zircon Tamir Seti

Resim 25: Zirkonya Yüzeyinin Taş Frezle Pürüzlendirilmesi

- Resim 26: Aşındırılmış Zirkonya Yüzeyinin Fırçayla Temizlenmesi
- Resim 27: Zirkonya Yüzeye Cimara Zircon Primer Uygulaması
- Resim 28: Zirkonya Yüzeyine Cimara Zircon Adeziv Uygulaması
- Resim 29: Kompozit Restorasyonu İşlemi
- Resim 30: Tam Seramiğin Yüzeyinin Frezle Aşındırılması
- Resim 31: Tam Seramiğin Yüzeyinin Taş Frezle Pürüzlendirilmesi
- Resim 32: Aşındırılmış Tam Seramik Yüzeyinin Fırçayla Temizlenmesi
- Resim 33: Tam Seramik Yüzeye Cimara Zircon Primer Uygulaması
- Resim 34: Tam Seramik Yüzeye Cimara Zircon Adeziv Uygulaması
- Resim 35: Zirkonya Örneğin Yüzeyine Tam Seramik Örneğin Simantasyonu
- Resim 36: Örneklerin Bekletildiği Distile Su
- Resim 37: Kullanılan Termal Siklus Cihazının Görüntüsü
- Resim 38: Kırma Testinde Kullanılan Çelik Uç
- Resim 39: Kullanılan Instron Cihazının Görüntüsü
- Resim 40: Instron Cihazında Ölçüm Görüntüsü
- Resim 41: ZBS örneğinin adeziv kırılma gösteren tam seramik parçasının x1000 SEM görüntüsü
- Resim 42: ZBS örneğinin adeziv kırılma gösteren zirkonyum parçasının x 1000 SEM görüntüsü
- Resim 43: ZBK örneğinin adeziv kırılma gösteren kompozit parçasının x 1000 SEM görüntüsü
- Resim 44: ZBK örneğinin adeziv kırılma gösteren zirkonyum parçasının x 1000 SEM görüntüsü
- Resim 45: ZBK örneğinin karışık tip kırılma gösteren kompozit parçasının x 1000 SEM görüntüsü
- Resim 46: ZBK örneğinin karışık tip kırılma gösteren zirkonyum parçasının x 1000 SEM görüntüsü
- Resim 47: ZCS örneğinin adeziv kırılma gösteren seramik parçasının x 1000 SEM görüntüsü
- Resim 48: ZCS örneğinin adeziv kırılma gösteren zirkonyum parçasının x 1000 SEM görüntüsü
- Resim 49: ZCK örneğinin karışık tip kırılma gösteren kompozit parçasının x 1000 SEM görüntüsü

Resim 50: ZCK örneğinin karışık tip kırılma gösteren zirkonyum parçasının x 1000 SEM görüntüleri

Resim 51: ZZS örneğinin adeziv kırılma gösteren seramik parçasının x 1000 SEM görüntüsü

Resim 52: ZZS örneğinin adeziv kırılma gösteren zirkonyum parçasının x 1000 SEM görüntüsü

Resim 53: ZZK örneğinin karışık tip kırılma gösteren kompozit parçasının x 1000 SEM görüntüsü

Resim 54: ZZK örneğinin karışık tip kırılma gösteren zirkonyum parçasının x 1000 SEM görüntüsü

Resim 55: Kontrol grubu örneğinin karışık tip kırılma gösteren seramik parçasının x 1000 SEM görüntüsü

Resim 56: Kontrol grubu örneğinin karışık tip kırılma gösteren zirkonyum parçasının x 1000 SEM görüntüsü

Resim 57: Kontrol grubu örneğinin koheziv tip kırılma gösteren seramik parçasının x 1000 SEM görüntüsü

Resim 58: Kontrol grubu örneğinin koheziv tip kırılma gösteren zirkonyum parçasının x 1000 SEM görüntüsü

ŞEKİLLER DİZİNİ

Şekil 1: Transformasyon-Sertleşme Mekanizmasının Şematik Çizimi

Şekil 2: Hazırlanan Zirkonya Örneklerin Tasarımı ve Ölçüleri

Şekil 3: Hazırlanan Tam Seramik Örneklerin Tasarımı ve Ölçüleri

Şekil 4: Hazırlanan Zirkonya-Seramik Örneklerin Tasarımı ve Ölçüleri

Şekil 5: Schmitz–Schulmeyer yöntemine göre bloklara uygulanan kuvvetin yönü

TABLolar DİZİNİ

Tablo 1: Çalışmamızda Kullanılan Materyaller

Tablo 2: Çalışmamızda Kullanılan Cihazlar

Tablo 3: Grupların Ayrılış Şeklinin Belirlenmesi

Tablo 4: Hasar anında uygulanan kuvvet(N Newton)/Hasar anına kadar geçen süre(sn saniye)

Tablo 5: Seramiğin Simantasyonu ile Yapılan Tamir İşleminde Kullanılan Materyallerin Bağlanma Dayanımlarının Ortalama ve sd Değerleri

Tablo 6: Kompozit ile Yapılan Tamir İşleminde Kullanılan Materyallerin Bağlanma Dayanımlarının Ortalama ve sd Değerleri

Tablo 7: Bisco ile tamir edilen örneklerin bağlanma dayanımlarının ortalama ve sd değerleri

Tablo 8: Clearfil ile tamir edilen örneklerin bağlanma dayanımlarının ortalama ve sd değerleri

Tablo 9: Cimara Zircon ile tamir edilen örneklerin bağlanma dayanımlarının ortalama ve sd değerleri

Tablo 10: Çalışmada görülen Kırık Tipleri ve Oranları

GRAFİKLER DİZİNİ

Grafik 1: Kuvvet parametresine göre elde edilen verilerin ortalama değerleri

Grafik 2: Süre parametresine göre elde edilen verilerin ortalama değerleri

SİMGELER ve KISALTMALAR DİZİNİ

MPa	: Megapaskal
Al ₂ O ₃	: Alüminyum Oksit
Y-TZP	: Yitriyum Tetragonal Zirkonya Polikristal
Zr	: Zirkonyum
g	: Gram
cm ³	: Santimetreküp
⁰ C	: Santigrat Derece
ZrO ₂	: Zirkonya
SiO ₂	: Zirkon
A.B.D	: Amerika Birleşik Devletleri
Hf	: Hafniyum
O ₂	: Oksijen
µm	: Mikrometre
m ²	: Metrekare
MgO	: Magnesia
CeO ₂	: Ceria
CaO	: Calcia
Y ₂ O ₃	: Yttria
wt	: Gross Weight(brüt ağırlık)
PSZ	: Parsiyel Stabilize Zirkonya
Mg-PSZ	: Magnezyum Stabilize Zirkonya
TZP	: Tetragonal Zirkonya Polikristal
CAD	: Computer Aided Design
CAM	: Computer Aided Manufacturing

HIP	: Hot Isostatic Pressing
Gpa	: Cigapaskal
Mm	: Milimetre
-Si-O-Si-	: Siloksan Ağı
MPS	: Metakriloksipropiltrimetoksisilan
MDP	: 10-Methakriloyloksidesil dihidrojen fosfat
HEMA	: 2-Hidroksietil metakrilat ,Hidrofilik dimetakrilat
Bis-GMA	: Bis-fenolA diglisidilmetakrilat
N	: Newton
ml	: Mililitre
FPD	: Fixed Partial Denture
HF	: Hidroflorik Asit
SEM	: Scanning Electron Microscope
r.p.m	: Rapid per minute(dakika başı hız)

2.1 ÖZET

Bu çalışmanın amacı, zirkonyum altyapılı seramik sistemlerin ağız içi direkt tamirinde kullanılan üç farklı tamir setinin iki farklı tamir yöntemiyle uygulanmasıyla restore edilen örneklerde tamir kompoziti ve tam seramik üst yapı ile zirkonyum alt yapı materyalleri arasındaki makaslama bağlanma dayanımı ve dayanım sürelerini in vitro koşullarda incelemektir. Bu amaçla Schmitz–Schulmeyer yöntemine uygun ölçülerde 5.0 mm. uzunlukta, 5.4 mm. genişlikte, ve 13.0 mm. yükseklikte tam sinterize 30 adet zirkonyum blok; 4.0 mm. uzunluk, 5.4mm. genişlik, 3.0 mm. yükseklikte 30 adet tam seramik IPS EmpresII blok ve kontrol grubu olarak 10 adet çalışmada kullanılan ölçülerdeki zirkonyum bloklar üzerine tam seramiklere özdeş ölçülerde fırça yığma tekniğiyle porselen hazırlandı. Tüm örnekler Bisco, Clearfil ve Cimara zircon tamir setlerinde üretici firmaların önerdiği yüzey hazırlığı işlemleri uygulandı. İki farklı tamir yöntemine göre tamir işlemleri zirkonyum örneklerin yüzeyleri üzerine tam seramiklere özdeş ölçülerde tamir kompozitiyle restore edilerek ve Panavia F 2.0 rezin simanla tam seramik simantasyonu yapılarak bitirildi. Polimerizasyondan sonra varsa siman artıkları uzaklaştırıldı ve yüzeylerin tesviye, polisaj ve bitim işlemleri Sof-Lex bitim-cila sistemiyle yapıldı. Tamir işlemi görmüş örnekler 1 gün süreyle distile su içerisinde bekletildi. Bu işlemler için örnekler her biri 10 adet örnek içeren 7 alt gruba ayrıldı. Örnekler 5000 döngülük termal yaşlandırma işleminden geçirildikten sonra Universal Test Cihazına yerleştirilerek ‘Makaslama Testi’ uygulandı. Elde edilen veriler ONE WAY ANOVA analizi ile değerlendirildi ve Tukey HSD ve Dunnett testleriyle karşılaştırıldı. Ayrıca tamir setleriyle oluşturulan yüzey hazırlıklarının örneklerin yüzeylerinde oluşturdukları değişiklikleri ve kırık yüzeyleri incelemek amacıyla stereomikroskop ve SEM görüntüleri alındı.

Çalışmamızın sonucunda, Kuvvet parametresi açısından örnekler arasında en yüksek deney sonuç değeri 273.1 N ile kontrol grubunda ölçülürken, en düşük değer 10.81 N ile ZBK deney grubunda ölçüldü. Süre parametresi açısından örnekler arasında en yüksek deney sonuç değeri 87.4 sn ile ZCK deney grubunda ölçülürken, en düşük değer 6.3 sn ile ZBS deney grubunda ölçüldü. Seramikle yapılan tamirde tamir setlerinde en yüksek bağlanma dayanımı gösteren tamir seti Cimara zircon; dayanım süresi en fazla olan tamir seti Clearfil, Kompozitle yapılan tamirde en yüksek bağlanma dayanımı gösteren tamir seti Clearfil; dayanım süresi en fazla olan tamir seti Clearfil, Bisco tamir setinde en yüksek bağlanma

dayanımı gösteren tamir yöntemi seramikle yapılan tamir yöntemi; dayanım süresi en fazla olan tamir yöntemi kompozitle yapılan tamir yöntemi, Clearfil tamir setinde en yüksek bağlanma dayanımı gösteren tamir yöntemi kompozitle yapılan tamir yöntemi; dayanım süresi en fazla olan tamir yöntemi kompozitle yapılan tamir yöntemi, Cimara zircon tamir setinde en yüksek bağlanma dayanımı gösteren tamir yöntemi kompozitle yapılan tamir yöntemi; dayanım süresi en fazla olan tamir yöntemi kompozitle yapılan tamir yöntemi olarak bulunmuştur.

Anahtar sözcükler: 1.Zirkonyum 2.Veneer seramik 3.Kompozit 4.Kırık 5.Tamir

2.2 ABSTRACT

The aim of this study is to analyse repair composite and shear bond strength and the duration of bond strengths under in vitro conditions between full ceramic upper construction and zirconium lower construction materials in samples in which three different repair sets were used via two different repair application methods in the direct intraoral direct repair of zirconium sub-structured ceramic systems. In line with this aim, Schmitz-Schulmeyer sizes according to the method, full sintered 30 zirconium blocks measuring 5.00 mm in length, 5.4 mm in width and 13.0 mm in height; 30 full ceramic IPS Empress II blocks measuring 4.00 in length, 5.4 mm in width and 3.00 in height; and, as control group porcelain which had the same measurements with the above mentioned ceramics made via brush masonry method over 10 zirconium block used in the study. All the samples were applied with the surface preparation process suggested by the producing firms in Bisco, Clearfil and Cimara zirconium repair sets. Repair processes in accordance to two different methods were completed via restoration by applying repair composite at the measure of the sample ceramics over the surfaces of the zirconium samples making full ceramic cementation with Panavia F 2.0 resin cement. After the polymerization, if any, cement residuals were cleared off, and the smothering, polishing and finalization processes were made by the Sof-Lex polishing system. Samples, on which repair processes were applied, were left in distilled water for 1 day. For these samples, the samples were subdivided under 7 sub-groups every of which including 10 samples. After the samples had been processed with 5000-circling thermal ageing method, they were put into Universal Test Gadget to apply 'Shearing Test'. Attained data were evaluated with the ONE WAY ANOVA analysis and compared with the Tukey HSD and Dunnett Tests. In the meantime, in order to analyse the differences stemmed from the surface preparations made by the repair sets and fractured surfaces, stereo microscope and SEM imaging were made.

At the conclusion of our study, the highest experiment conclusion value was measured in control group with 273.1 N, while the lowest was measured in ZBK experiment group with 10.81 N in terms of Strength parameter. The highest experiment conclusion value was measured in ZCK experiment group with 87.4 scd., while the lowest was measured in ZBS experiment group with 6.3 scd. in terms of duration parameter. In repair sets made with ceramic, the highest bond strength was shown by Cimara zircon, while the highest strength duration was shown by Clearfil repair set; In repairings made with composite, the highest bond strength was shown by Clearfil repair set, while the highest strength duration was shown

by Clearfil repair set; In Bisco repair set, the highest bond strength was shown by ceramic repair method, while the highest strength duration was shown by the repair method made with composite; in Clearfil repair set, the highest bond strength and the highest strength duration were shown by the repair method made with composite; in Cimara zircon repair set, the highest bond strength and the highest strength duration were shown by the repair method made with composite.

Key Words: 1. Zirconia 2. Veneer ceramic 3. Composite 4. Fracture 5. Repair

3.GİRİŞ VE AMAÇ

Diş hekimliğinde sabit protetik tedavi için metal destekli seramikler uzun zamandan beri kullanılmaktadır. Bununla birlikte metal destekli seramik restorasyonların bilinen biyolojik ve estetik problemleri tam seramik restorasyonlara olan ilgiyi arttırmıştır(1-10). Tam seramik restorasyonlardan okluzal kuvvetlere direnç gösterebilmesi beklenir. Basma kuvvetlerine dayanıklı olan tam seramikler gerilim kuvvetlerine dirençli değildirler. Elastik deformasyon özellikleri sınırlıdır. Endikasyonları, tek kron ve kısa köprülerle sınırlı olmaktadır(11). Son zamanlarda zirkonya destekli tam seramikler, diğer tam seramiklere göre daha iyi kimyasal ve boyutsal kararlılık, mekanik başarı, gerilim direnci ve dayanıklılık sergilemektedir(12,13,14). Çok üyeli restorasyonlarda meydana gelen aşırı gerilme streslerine karşı direnç gösterebildiği için posterior restorasyonlarda rahatlıkla kullanılabilir(15). Başarılı estetik sonuçlar elde etmek için opak renkteki zirkonyum kor materyali üzerine ışık geçirgenliği iyi olan bir üst yapı porseleni kullanmak gerekir(16). Restorasyonun performansı ve klinik ömrü kor yapının mekanik özellikleri yanında üst yapı porseleninde oluşabilecek gerilmelere de bağlıdır. Dayanıklı bir kor yapı materyali üzerine zayıf bir üst yapı porseleni kullanıldığında klinik kırık oluşumları gözlenebilmektedir(17).

Delaminasyon olarak adlandırılan iki tabakalı tam seramik sistemlerde sıklıkla rastlanan hasar tipi kaplama seramiğin alt yapıdan tabakalar halinde veya tamamen ayrılmasıdır. Ayrılma ya da kopma sebepleri arasında; restorasyonun geometrik şekli, erken temasların oluşturduğu aktif kuvvetler, üst yapı ve alt yapı arasındaki termal genleşme katsayısı farkı, hastaya bağlı nedenler, seramik içi kusurlar, malzemenin yapısal özellikleri, alt yapı desteğinin yeterli olmaması, okluzal stabilitenin sağlanamaması, uzun süreli aşırı yükler altında materyalde oluşan yorgunluk fenomeni ve yetersiz bağlanma kuvveti sıralanabilir(18,19).

Zirkonya kor yapılarının kırılmaya karşı yeterli dayanıklılık gösterebilmelerine karşın, üst yapı porseleninde meydana gelen kırılmalar hala sorun oluşturmaktadır(20). Uzun süreli klinik çalışmalar, zirkonya seramiklerde en sık rastlanan başarısızlığın üst yapı seramiğinin alt yapı materyalinden ayrılması olduğunu göstermiştir(21). Zirkonya seramiklerde başarısızlık oranları 2 yıllık sürede % 15(22) ve 3 yıllık sürede %13(23) olarak bildirilmişken, metal destekli restorasyonlarda 3 yıllık sürede üst yapı kaplama seramiğinin kırılması sonucu saptanan bu başarısızlık skorları tek kronlarda % 0.4(24) ve köprülerde %2.9 olarak rapor edilmiştir(25).

Metal destekli porselen restorasyonların kırılma kuvvetlerine karşı dayanım gösterebilmeleri için en az 25 MPa bağlantı kuvveti yeterli iken, tam seramik restorasyonlar için gerekli olan minimum bağlanma kuvveti değeri henüz belirlenmemiştir(26). Zirkonya seramiklerle gerçekleştirilen çalışmalarda, seramik-zirkonya arasında oluşan bağlantı kuvvetlerinin 16-42 MPa aralığında değiştiği, metal seramiklere kıyasla bağlanma dirençlerinin çok az olduğu bildirilmiştir(16,17,21,27).

Restorasyonlarda kırık meydana geldiğinde yapılması gereken restorasyonun yenilenmesidir. Fakat maliyetin artması, kesilen dişte hasar meydana gelmesi, zaman kaybı ve restorasyonun çıkarılmasının zorlukları gibi faktörler de reatorasyonun yenilenmesine engel olabilir. Bu durumda, restorasyon diş ve çevre dokularının bütünlüğü altında fonksiyonuna devam edebiliyorsa ve başka bir sebeple yenilenmesi gerekmiyorsa, tamir uygulaması alternatif bir tedavi seçeneğidir(28-31).

Restorasyonun tamirindeki esas amaç, kaybedilmiş olan fonksiyon ve estetiğin tekrardan kazandırılmasıdır(28,32). Tamir uygulamasında, tamir materyali ve kırık yüzeyi arasında başarılı bir bağlantı oluşturabilmek için, materyal yüzeyine bazı yüzey hazırlığı işlemleri uygulanmalıdır(33). Mekanik retansiyonu sağlamak için Al_2O_3 tozu, hidroflorik asit, fosforik asit lazer ve elmas frezlerle pürüzlendirme işlemleri uygulanır. Kimyasal olarak

silika bağılı Al_2O_3 tozu ile kaplama işlemi mekanik retansiyona yardımcı olur. Bunun yanında silanizasyon, adeziv ve primer de uygulanabilmektedir(34-38).

Ağız içinde delaminasyonun tamiri, parçanın bulunup bulunamamasına göre iki türlü yapılmaktadır. Bütünlüğü bozulmamış delamine seramik mevcut ise bu parça uygun yöntem ve araçlar ile yapıştırılır. Delamine seramik yok ise, kompozit materyaller ile restorasyon onarılabilir. Son dönemlerde zirkonya destekli seramik restorasyonların kullanımının artması ile birlikte, seramik ayrılmaları ile sıklıkla karşılaşılmaktadır. Gelişen günümüz adeziv teknolojisi bir çok tamir setinin kullanıma sunulmasını sağlamıştır. İn vitro ortamlarda bu tamir setlerinin bağlanma dayanımlarını inceleyen bir çok araştırma gerçekleştirilmiştir(39-44,45,46). Bu çalışmanın amacı, zirkonya seramik ayrılmalarında kullanılan üç farklı tamir sisteminin imalatçı talimatlarına göre uygulandığı modellerde kırılma tiplerine göre makaslama bağlanma dirençlerinin karşılaştırılarak en iyi bağlanma direnci gösteren materyal veya yöntemleri belirlemektir.

4.GENEL BİLGİLER

18. yüzyılda eksik dişlerin rehabilitasyonunda insan-hayvan(fildişi) dişleri, mineral veya porselen materyal olarak kullanılmaktaydı. Diş ve dişeti rengine benzer porselen hazırlama çalışmaları 1723'te Pierre Fauchard'la başlamıştır(47,48). Dişhekimliğinde porselen ilk kez 1774 senesinde birlikte çalışan fransız bir dişhekimi ve eczacı(Alexis Duchateau ve Nicolas Dubois) tarafından kullanılmıştır. Daha sonra 1789'da bu porselenin diş yapısı geliştirilerek patenti alınmıştır. İtalyan dişhekimi Giuseppe-Angelo Fonzi 1808'de ilk platin pinlerin gömülü olduğu kişisel porselen dişi üretmiştir. 1817'de porselen dişler Amerika'da tanıtılmış, 1825'te ticari olarak imal edilmeye başlanmış, 1855'te Logan tarafından platin postla porselenin birleştiği Richmond kronu tanıtılmıştır. 1873'te Beers porselen tam kron fikrini ileri sürmüştür(48).

1856'da Matterson altın yaprak kullanarak ilk estetik kronu üretmiş ve üstüne porselen şekillendirmiştir. Dr Charles Land 1903'de yüksek ısı feldspatik porseleni ve platin folyo kullanarak seramik kron üretim yöntemini tanıtmıştır. Estetiğin elde edildiği fakat bükülme dayanıklılığının düşük olduğu bu kronlar başarısız bulunmuştur(48).

1960 yılından itibaren seramik kronlarda seramik kor materyali şekillendirilmesindeki yöntemlerin gelişimi kırılmaya karşı daha dirençli ve daha ideal tam porselen kronların hazırlanmasını sağlamıştır(49). Zamanla dental seramiklerdeki gelişime paralel olarak yüksek dayanıklılığa sahip yeni alt yapı materyalleri de geliştirilmiştir. Tam seramik sistemlerde kullanılan materyal özelliklerinin gelişimiyle sertlik ve yüksek kırılma direnci gibi kazanımlar sayesinde bu sistemler posterior bölgedeki restorasyonlarda da kullanılabilir hale gelmiştir(50,51).

Diş hekimliğinde seramikler aşınma ve korozyona karşı dirençli olmaları, renk uyumu, plak birikimini azaltabilmeleri, baskı dirençlerinin yüksek olması, şeffaflık gibi ideal estetik özellikleri, ısısal genleşme katsayılarının diş dokusuna benzerliği, kimyasal olarak dengeli

olmaları, ısısal iletkenliklerinin az olması gibi özellikleri sayesinde sabit protetik restorasyonların yapımında tercih edilmektedirler(51,51,53).

Dental seramikler yükleme esnasında oluşan baskı kuvvetlerine karşı direnç gösterebilirler fakat gerilim kuvvetlerine karşı yeterli direnç gösteremezler. Gerilme nedeniyle oluşan başarısızlıklar seramiklerde sıklıkla karşılaşılan kırılmalara yol açar. Basma dayanıklılığı yaklaşık olarak 350-550 MPa aralığındayken, gerilme dayanıklılığı yaklaşık olarak 20-60 MPa aralığındadır. Materyal atomları arasında yüksek bağlantı kuvveti olmasına karşın % 0.1'den fazla olan deformasyonlarda kırık oluşumu meydana gelir. Porselenin kırılabilirliği, gerilim ya da makaslama kuvvetlerine maruz kaldığında, plastik deformasyon gösteremeyen güçlü kovalent bağlardan kaynaklanmaktadır. Porselene elastiklik kapasitesinden fazla olan yükler uygulandığında, porselen atomları metal atomlarındaki gibi atomik düzlem boyunca kayma gösteremez. Bu kuvvetler genellikle stres yoğunluğunun en fazla olduğu mikroyapısal çatlak noktalarında kırık oluşturur(54). 1960'lı yılların başlarında Weinstein ve arkadaşları metal alt yapının döküm hassasiyeti ve dayanıklılığı ile seramik yapının üstün estetiğini kombine ederek metal alt yapı seramik protetik restorasyonları oluşturmuşlardır(55). Kesilmiş olan diş üzerine uyumlanan metal alt yapı ve bunun üzerine fırınlanan seramikten meydana gelen metal-seramik restorasyonlar günümüzde yaygın olarak kullanılmaktadır. Ancak, metal-seramik arasında meydana gelen bağlantı bozulmaları, metal alt yapının ışık geçirgenliğini azaltması, kole bölgesinde metal marjinlerin izlenebilmesi ve seramik altındaki metal alt yapının seramiğin rengini değiştirmesi gibi dezavantajlar, araştırmacıları yeni alt yapı materyalleri arayışına yöneltmiştir(55-57).

1965'de McLean ve Hughes porselene güçlendirici olarak alüminyum oksit (Al_2O_3) ekleyerek metal içermeyen restorasyonlardaki gelişimi başlatmışlardır. Porselen jaket kronların kırılma dayanıklılığının, kor seramik matrikse %40-50 oranında alumina kristali (Al_2O_3) eklenerek önemli miktarda arttırıldığı, daha güçlü ve termal şoklara karşı daha

dirençli bir seramik yapısı meydana geldiği görülmüştür. Ancak alümina kristalleri seramik yapısı içerisinde çoğaldıkça seramiğin ışık geçirgenliği karakteri zayıflar. Kor materyali feldspatik porselenle kaplanarak estetik olarak istenmeyen bu durum önlenabilir(48,58).

1982’de McLean(59) sabit restorasyonlarda bağlantı bölgesinde oluşan kırılma başarısızlıklarını azaltmak için platin folyo ile güçlendirilen alümina sabit restorasyonları hazırlayarak metal alt yapı gereksinimini kaldırmayı amaçlamıştır. Fakat bağlantı bölgesinde oluşan yüksek kırık oranı, zayıf marjinal sızdırmazlık ve düşük dayanım nedeniyle sadece jaket kronlarda kullanılmış ve zamanla popülaritesini yitirmiştir.

Bu gelişim, 1984’de Adair ve Grossman tarafından camın kontrollü bir şekilde kristalizasyonunun gerçekleştirildiği ‘Dicor’ tekniğiyle devam etmiştir. Brugges, aynı senelerde yeni bir refraktör die yöntemi olan %70 Alumina (Al_2O_3) içeren modeli geliştirdi. Sadoun 1989’da ‘slip casting’ tekniğiyle hazırlanan alümina kor materyalinin cam infiltrasyon ile güçlendirildiği ‘In-Ceram’ sistemini kullanıma sunmuştur. 1990 başlarında basınçla şekillendirilen cam seramik ‘IPS Empres’ sistemi geliştirilmiştir. Tüm bu sistemler ve materyallerle tam seramik kronların üretimi sağlanmış; fakat sabit parsiyel protetik restorasyonların yapımında kullanılabilecek dayanıklılıkta bir malzeme bulunamamıştır(48,60).

Yüksek kırılma dayanıklılığına sahip basınçla şekillendirilen cam seramik ‘IPS Empres 2’ sisteminin 1990’ların sonlarına doğru geliştirilmesiyle ikinci küçük azı diş bölgesinde sabit parsiyel protezler hazırlanabilmiştir. Daha sonraki zamanlarda çok fazla oranlarda alümina kristalleri bulunduran yoğun sinterize ‘Procera All Ceram’ kor seramiği üretilmiştir(50,60,61).

Son zamanlarda zirkonyum oksit dişhekimliğinde tam seramik restorasyonları güçlendirebilmek için seramik yapısına eklenmiştir. Cam infiltre alüminaya %35’lik oranda parsiyel stabilize zirkonya eklenerek (In-Ceram Zirconia) başlangıçtakine kıyasla daha sert ve

dayanıklı bir alt yapı seramiği üretilmiştir. Yitriyum tetragonal zirkonya polikristal (Y-TZP) esaslı seramikler tam seramik restorasyonlarda uygun alt yapı materyali tasarımında hazırlanan son modeldir(49,62).

Kimyasal ve boyutsal stabilitelerinin iyi olması, mekanik dayanıklılıkları ve sertlikleri, paslanmaz çelik alaşımlarıyla eşleşen elastiklik modülü değerleri zirkonyanın seramik biyomateryal olarak tercih edilmesinin nedenleridir(63).

İdeal biyolojik ve mekanik yapıları sayesinde zirkonya esaslı materyaller öncelikle ortopedi alanında kabul görmüşlerdir(64,65). Zirkonyumdan 1960'lı yılların sonlarında biyomateryal olarak yararlanılmaya başlanılmıştır. İlk kullanımın kalça eklemi ameliyatlarında olduğu bildirilmiştir(66). Bunlardan farklı olarak zirkonyum metali korozyona karşı dayanıklılık göstermesi ve nötron absorbe etme karakterinin az olması sebebiyle nükleer reaktörlerde yapı malzemesi olarak, yanıcı karakterinden ötürü askeri alanlarda, düşük sıcaklıklarda süper iletkenlik göstermesi sebebiyle mıknatıs üretiminde, havacılık sektöründe ve ergime noktasının yüksek olması sebebiyle nükleer sanayide kullanılabilen sağlam ve hafif yapıda bir maddedir(67). Dişhekimliğinde ise post-core uygulamalarında, ortodontik braketlerde, implant abutmentlerinde ve son zamanlarda kor materyali olarak kron köprü protezlerinde rutin olarak kullanılırlar(68-70). Protetik restorasyonlar, daha önceden sinterize edilen blokların hafif olarak işlenmesinden sonra şiddetli ısıyla sinterizasyonuyla ya da tam sinterize blokların sert olarak şekillendirilmesiyle hazırlanmaktadırlar. Zirkonya, diş hekimliğinde özellikle ön diş restorasyonlarında hem estetiğin hem de dayanıklılığın, bir arada istendiği durumlarda tercih edilir hale gelmiştir(71,72).

Zirkonyum sözcüğünün kökeni arapçada altın renginde anlamında olan zargon sözcüğünden gelir. Bu sözcükteki zar altın, gun da renk anlamına gelmektedir. 1789'da ilk

kez Alman kimyacı Martin Heinrich Klaproth ‘un bazı değerli taşları ısıtması sonucunda reaksiyon ürünü olarak ortaya çıkmıştır(63).

Zirkonyum(Zr) atom numarası 40, yoğunluğu 6.49 g/cm^3 , atomik ağırlığı 91.22, erime noktası 1852°C , buharlaşma noktası 3580°C , olan altın renginde ve hekzagonal kristal yapıda periyodik tablonun D grubunda bulunan bir metaldir. Normalde saf halde olmayıp zirkonya(ZrO_2) ve Zirkon(SiO_2) mineralleri şeklinde bulunan zirkonyumdan biyolojik bir materyal olarak dişhekimliğinde yararlanılabilmek için, uzun süren ve kompleks uygulamalar sonrasında bu minerallerden arıtılarak saf zirkonya tozu haline getirilmesi gerekir(63,69). Zirkonyanın bilinen diğer adı Baddeleyite, 1892’de Sri Lanka’da zirkonyayı bulan Joseph Baddeley’in adından gelmektedir. Zirkon madenleri çoğunlukla A.B.D, Brezilya, Rusya, Avustralya ve Hindistan’da bulunmaktadır. Zirkonyum bileşiminde daima 1/50 oranında hafniyum(Hf) elementi mevcuttur ve zirkonyum metalinin saflaştırılması esnasında açığa çıkar. Zirkonyum metalinin yüzeyini kaplayan oksit tabakası havaya ve asitlere karşı inaktif olmasını sağlar. Yalnızca hidroflorik asitte çözünerek floro bileşimlerini meydana getirir. Normal şartlarda alkali çözeltiler ve suyla reaksiyona girmez. Hava içerisindeki oksijenle yakılmasıyla zirkonyum oksit bileşiği meydana gelir($\text{Zr} + \text{O}_2 \rightarrow \text{ZrO}_2$)(67). Zirkonya, çok küçük çaplı taneciklerden oluşan bir metaldir($<0.5\text{-}0.6\mu\text{m}$)(73). Saf zirkonyanın (ZrO_2) erime noktası yüksek olduğu halde polimorfik yapısı sebebiyle dişhekimliğinde yaygın olarak kullanılmaz. Zirkonya ısıtma işlemi esnasında faz dönüşümüne uğrar(63). Zirkonya artan sıcaklığa göre üç farklı kristalografik form gösterir: monoklinik, tetragonal ve kübik. Oda sıcaklığı ve 1170°C aralığında monoklinik form kararlılık gösterir. Sıcaklık derecesi artıtıldığında, %5 hacim azalması sonucu tetragonal forma dönüşümle beraber iç yapıda çatlaklar ortaya çıkar(74,75). Tetragonal kristalografik form ise 1170°C ile 2370°C aralığındaki sıcaklıklarda kararlılık sergiler. Daha yüksek sıcaklıkla beraber erime noktası olan 2680°C ’ye kadar zirkonya kübik forma dönüşür(63). Isıl işlem tersine uygulandığında

tetragonal formdan monoklinik forma dönüşümle beraber 1070°C'nin ortalama 100°C altında %3-4'lük hacim artışı ve stres nedeniyle çatlaklar ortaya çıkar(63,76). Bu çatlaklar kırılmaya sebep olur(74). Zirkonyumun çekme dayanıklılığı 900-1200 MPa aralığında, basma dayanıklılığı ise 1200 MPa'ya yakındır(23,63). Zirkonyanın elastiklik modülü ortalama 200 Mpa'dır(12). Çok ince bölge veya tabakaların sertliğinin hassas bir şekilde ölçülebildiği mikrosertlik olarak ta bilinen Vickers sertliği dental alaşımların 4-5 katıdır(100-1300 Vickers)(77). Kırılma dayanıklılığı yaklaşık olarak alümina esaslı seramiklerin 2 katı(63,74) ve lityum disilikat(Empress II) esaslı seramiklerin 3 katıdır.(9-10 MPa/m²)(74) Cam içerikli tam seramiklerde tükürüğün içerisindeki su camla reaksiyon oluşturarak camsı yapıyı ayrıştırır. Bu durum seramiklerin uzun dönem stabilitesini olumsuz yönde etkiler. Zirkonyum esaslı seramikler cam bulundurmamışlarından uzun dönem stabiliteleri daha iyidir(78). Zirkonya özellikle ortamda suyun varlığında 'düşük ısılarda bozulma' olgusu gösterir(79). 900-1000°C'de 1 dakika gibi kısa süreyle ısı uygulamalarının dahi tersine dönüşüm mekanizmasını(monoklinik→tetragonal) başlattığı bildirilmiştir. Kaplama porselenin fırınlanması esnasında meydana gelebilecek monoklinik→tetragonal faz dönüşümüyle baskı stresleri serbest kalır ve dayanıklılık azalır(80).

Saf zirkonyaya magnesia(MgO), ceria (CeO₂), calcia (CaO) veya yttria (Y₂O₃) eklenmesi sonucu faz dönüşümü önlenerek oda sıcaklığında çoklu faz yapısı gösteren stabilize zirkonya elde edilir. Bu tip metal oksitlerin eklenmesiyle tetragonal formdan monoklinik forma dönüşüm kontrol edilir(63,74).

Oda sıcaklığında tetragonal formda olan yarı kararlı zirkonya termal yaşlandırmada(79), mölleme gibi aşırı lokalize gerilimlerde(81,82), kumlamada(83), monoklinik forma transformasyon gösterir.

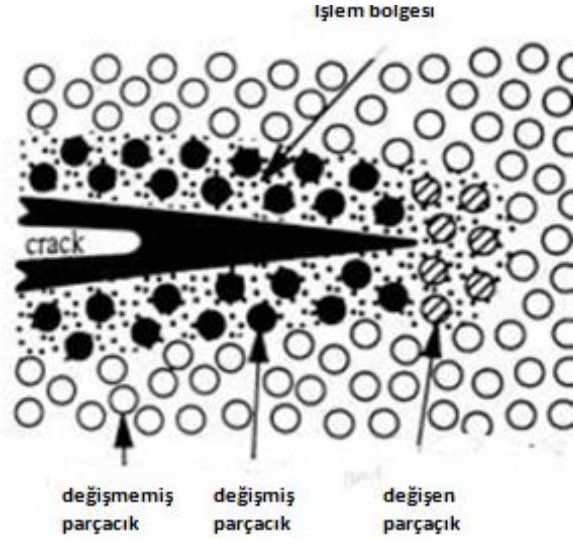
Zirkonyaya 16mol% MgO (5.86wt%), 16mol% CaO (7.9wt%) veya 8mol% Y₂O₃ (13.75wt%) ilave edilmesiyle değerli ve dayanıklı, yüksek sertliğe ve termal şok direncine sahip kübik formda tam stabilize endüstriyel zirkonya materyali elde edilir(84,85).

Çoklu faz gösteren yapısıyla parsiyel stabilize zirkonyanın dış hekimliğinde kullanımı daha uygundur(85). Tam stabilize zirkonyaya göre parsiyel stabilize zirkonyada (PSZ) stabilizasyonu sağlayan oksit madde ilavesi çok daha az oranda yapılır. Parsiyel stabilize zirkonyada ana mikroyapı kübik formdadır ve çok az oranda monoklinik ve tetragonal form ihtiva eder(63).

Stabilize zirkonya numuneleriyle birçok çalışma gerçekleştirilmiştir. Magnezyum stabilize zirkonya (Mg-PSZ) bu çalışmalarda sıklıkla kullanılan bir endüstriyel stabilize zirkonya çeşididir(86). Mg-PSZ nin biyomedikal alanda kullanılmamasının sebepleri arasında makro boyuttaki partikül yapısı, kütle içinde meydana gelen poroziteler ve kusurlu üretim yapılma ihtimalinin fazla olması sayılabilir(63). Ceria parsiyel stabilize zirkonya tipi (Ceria-PSZ) yaşlanmaya karşı direnç göstermesi ve sertlik değerinin yüksek olması gibi avantajlarına karşın, seramik sektöründe tercih edilmemektedir(87). Kullanılan başka bir stabilize zirkonya çeşidi ise Yttrium-Tetragonal Zirconia Polycrystal (Y-TZP)'dir(86). Y-TZP yapısına stabilize edici ajan olarak ortalama %2-3 mol yttria ilave edilerek üretilir(74).

Zirkonya iç yapısının tetragonal formda kalabilmesi için az miktarda stabilize edici oksit kullanılabilir. Bu şekilde oluşan yapıya Tetragonal Zirconia Polycrystals (TZP) adı verilir. Kübik matriks yapıda uygun dağılım gösteren tetragonal ZrO₂ partikülleri yeterince küçük boyutta olabildiklerinde monoklinik forma geçebilirler(74). Bu durumun açıklaması, kübik matriksin partiküller üzerinde kısıtlayıcı etki göstermesiyle beraber monoklinik forma geçişin önlenmesi ve ZrO₂ partiküllerinin yüzey enerjilerinin düşük olmasıyla yapılabilir(85). Çatlak oluşması halinde kübik matriksin tetragonal partiküller üzerindeki bu etkisi ortadan kalkar(63). Bunun sonucunda tetragonal formdan monoklinik forma değişimle beraber çatlak

uç bölgesinde hacim artışı meydana gelir. Bu şekilde çatlakların yayılması önlenerek yapının sertliği yükseltilir(63,74). Zirkonyadaki bu reaksiyon transformasyon-sertleşme mekanizması olarak adlandırılır.(Şekil 2.1)(85)



Şekil 1: Transformasyon-sertleşme mekanizmasının şematik çizimi. (Kaynak: Piconi ve Maccauro, 1999) (63)

Zirkonyaya ortalama olarak %2-3 mol yttria stabilize edici ajan ilave edilmesiyle, saf tetragonal formda partiküller içeren ve Y-TZP olarak adlandırılan yapı oluşturulur(74). Partikül büyüklüğü, matrisin gösterdiği destek, işlemin uygulandığı sıcaklık ve yttrium içeriği oda sıcaklığında tetragonal formda kalan partikül miktarını ve materyalin mekanik özelliklerini etkiler(63). İlave edilen yttria miktarı artırılırsa, yapı kübik forma dönüşerek tam stabilizasyon gösterir ve aşırı miktarda sert hale gelir(88). Dönüşüm mekanizması yttriumun dağılımına ve içeriğine bağlıdır(63).

Yüksek saflıkta ZrO_2 tozlarının kullanıldığı in vitro ve in vivo çalışmalarda biyouyumluluğun üst seviyelerde olduğu gözlenmiştir. Bu ZrO_2 tozlarının radyoaktif içerikleri ortadan kaldırıldığı için materyalle ilgili hiçbir lokal veya sistemik tepki meydana gelmemiştir(63,74,89-91). Yapılan son çalışmalarda Y-TZP deki bakteriyel tutulumun titanyuma kıyasla daha az oranda olduğu görülmüştür(92-94). Bu özelliği sayesinde implant

abutmenti yapımında kullanılabileceği tasarlanmıştır(94). Y-TZP yapının sabit parsiyel restorasyonlarda kullanımı oldukça elverişlidir(65).

ZrO₂ bloklardan Computer Aided Design/Computer Aided Manufacturing (CAD/CAM) sistemi ile hazırlanan alt yapılar meydana getirilir. Bloklar üç aşamada kullanılır; green stage, yarı sinterlenmiş blok, tam sinterlenmiş blok. Green stage blok üretiminde ısıtma işlemi kullanılmaksızın seramik tozları özel bağlayıcılar yardımıyla preslendikten sonra susuz karpid frezle şekillendirilmiş tebeşirimsi yumuşaklıkta bir blok elde edilir. Sinterlenmeden sonra materyal 1/4 oranında büzülür(50,95).

Yarı sinterlenmiş bloklar bir ön ısıtma işlemi su altında karpid frezler kullanılarak üretilirler sonradan yapılan ek sinterlenme işlemi sonrasında materyalde %20 oranında büzülme olur. Tam sinterlenmiş bloklar sıcak izostatik presleme işlemiyle üretilirler. Elmas frezler yardımıyla su altında aşındırılabilir. Sinterlenme büzülmesi gözlenmez(96).

Yarı sinterlenmiş ve green stage bloklar sinterleme sonrasında oluşacak büzülmeyle tolere edebilmek için %20-25 oranda daha büyük hazırlanır(50). Tam sinterlenmiş bloklara kıyasla bu blokların aşındırılması daha kolaydır ve kullanılan frezler daha geç aşınır. Sonra final boyut için alt yapılar özel bir fırında sinterlenir. Green stage zirkonyaya çeşitli oksitler ilave edilerek farklı renkler oluşturulabilir(95).

Green stage veya yarı sinterlenmiş blok kullanımı tam sinterlenmişlere kıyasla daha kolay, kısa süreli ve az maliyetli olduğundan daha caziptir(97).

Zirkonya bloklar CAD/CAM(Computer Aided Design-Computer Aided Manufacturing) olarak adlandırılan bilgisayar destekli veya MAD/MAM(Manual Aided Design-Manual Aided Manufacturing) olarak adlandırılan manuel yöntemlerle şekillendirilerek üretilir.

4.1.CAD/CAM:

CAD/CAM (Computer-Aided Design/Computer-Aided Manufacturing)

sisteminde bilgisayarda hazırlanan üç boyutlu tasarım yine bilgisayarın kontrolünde freze edilerek hazırlanır(98). Bu sistemin dental alandaki ilk uygulamaları 1970 lerde İsviçre’de Werner Mormann ve Marco Brandestini, Fransa’da Francois Duret ve Amerika’da Bruce Altschuler tarafından yapılmıştır. 1977’de ilk kez ağız içi yüzey eşleştirme işlemi yapabilecek bir optik cihaz kullanma düşüncesi Altschuler ve Young tarafından ileri sürülmüştür(99). Mühendislik bilimindeki son gelişmeler geçen 20 yıl içinde CAD/CAM sistemlerinin modern diş hekimliği uygulamalarında başarılı olarak kullanılmasına izin vermiştir. CAD/CAM sisteminin dental laboratuvar için kazanımları önemlidir; daha az zamanda daha iyi kalitede fabrikasyon üretim yapar, teknik sebeplerle oluşabilecek hataları en aza indirger, çapraz enfeksiyon riskini azaltır. Bunlara karşın maliyeti yüksektir(100). Normal şartlarda geleneksel üretim metotlarında kullanılmayan zirkonyum, titanyum gibi materyaller CAD/CAM sistemiyle diş hekimliğinde kullanılabilir. Seramik endüstrisinde devam eden gelişimle birlikte düşük poroziteli, yüksek densitede, düşük residüel stres ile yüksek mikroyapısal bütünlük gösteren restorasyonlar üretilmektedir(101).

Zirkonyanın CAD/CAM sistemiyle hazırlanmasında iki farklı yöntem kullanılır. Yüksek yoğunlukta sinterize edilmiş hazır bloklardan elde edilen zirkonyada yüksek ısıda dengeli presleme yöntemiyle(Hot Isostatic Pressing(HIP)) final boyutlarındaki kor materyali üretilir. Daha önce sinterize edilen bu blokların freze edilmesi uzun zaman sürer ve şekillendiren cihazın frezlerinde aşınmaya ve materyal yapısında mikro çatlaklara sebep olabilir. Homojen bloklardan final boyutundan daha büyük hacimdeki bloklar sinterize edilmemiş ya da daha önceden yarı sinterize edilmiş bloklardan yüksek ısıda dengeli presleme işlemi yapılmadan (Non- Hot Isostatic Pressing(Non-HIP) zirkonya) cihaz yardımıyla freze

edilerek hazırlanır. Freze edilen bu yapılar daha sonra sinterize edilerek oluşan büzülme sonucunda alt yapılar istenilen final boyutuna ulaşmış olur(102-104).

Yoğun sinterlenmiş seramik blokların sinterlenmesi esnasında seramik üzerinde arzu edilmeyen yüzeysel ve yapısal hatalar oluşabilir. Elmas frezler, seramiğin dayanıklılığını olumsuz etkileyebilirler(105). Faz dönüşümüyle oluşan kompresif stresler her ne kadar yapının dayanıklılığını arttırsa da üretici firmalar zirkonya üzerinde freze aşındırma ve Al_2O_3 ile kumlama işlemlerinin yapılmasını tavsiye etmezler. Tam tersine HIP zirkonya ile üretilen restorasyonlarda yüzeyde aşırı miktarda monoklinik faz vardır. Bu durum yüzeyde mikro çatlak oluşumuna, düşük ısılarda meydana gelen bozulmalara ve klinik güvenilirliğin azalmasına sebebiyet verir. Non-HIP zirkonya üretiminde ise sinterizasyon frezeleme işleminden sonra yapıldığı için stresin başlattığı tetragonal→monoklinik faz dönüşümü ve buna bağımlı olan yüzeyde serbest monoklinik faz varlığı önlenir(12).

Restorasyonlardaki marjinal uyum, estetik ve dayanıklılık gibi önemli faktörler CAD/CAM teknolojisinin kullanımının yaygınlaşmasıyla beraber geliştirilmeye çalışılmaktadır(50).

CAD/CAM teknolojisi esas olarak üç aşamadan oluşur:

4.1.1.Modelin üç boyutlu taranması(Scanning):

Çene ve diş yapılarıyla ilgili ayrıntıların dijital ortama iletilmesi işlemidir. Modelin yüzeyi (diş yüzeyi, mum, alçı model) üç boyutlu tarandıktan sonra belirli noktalardan yararlanılarak bir matriks oluşturulur ve bununla modelin görüntüsü elde edilir. Modelin taramasında iki tip cihaz kullanılmaktadır:

4.1.1.1.Mekanik tarayıcı: İğne, küre (ProCera) veya pinden (President DCS) yararlanılarak ana model yüzeyinin üç boyutlu olarak tarandığı sistemlerdir.

4.1.1.2.Optik tarayıcı: Modelin veya diş yüzeyinin taraması beyaz renkli ışık veya lazerle yapılır. Tarayıcının çalışma prensibi triangulasyon yöntemi olarak adlandırılan temele

dayanmaktadır. Yapının üç boyutlu olan görüntüsünün oluşturulabilmesi için bilgilerin toplandığı alıcı birim ve beyaz renkli ışık ya da lazerin verildiği ışık kaynağı birbirleriyle uyumlu açılarda olmalıdır(104,106).

4.1.2.Bilgisayar destekli dizayn için yazılım(Software):

Elde edilen model görüntüsünde bilgisayar yazılımı vasıtasıyla restorasyonun tasarımı ve planlaması yapılır. Çeşitli firmalar tarafından farklı protetik restorasyonlar için hazırlanan farklı tasarım programları bulunmaktadır. Yazılım programı vasıtasıyla alt yapı üretiminin yanında inlay, inlay tutuculu sabit bölümlü protez, teleskop primer kron, tam kron, bölümlü kron, adeziv sabit bölümlü protez gibi restorasyonlar da hazırlanabilir(95). Özel bir data formuna dönüştürülen üç boyutlu model üretim ünitesine (CAM) alınır, CAD ve CAM üniteleri arasında kapalı bir sistem bulunur. Bu sayede planlamanın yapıldığı CAD ve üretimin gerçekleştirildiği CAM tek bir sistemde birleşmiş olur(96).

4.1.3.Üretim cihazları (Hardware):

Üretim birimi genel bir merkezde veya laboratuarda bulunabilir. Bu bölümde restorasyon, tarayıcı yoluyla alınan görüntüler yardımıyla planlanır ve arzu edilen materyalden freze edilerek hazırlanır. Bu cihazlar frezeleme yapan aks sayısına göre 3 akslı, 4 akslı ve 5 akslı olarak üçe ayrılır. Üç değişik uygulama yöntemi mevcuttur.

4.1.3.1.Katı bloktan aşındırılması yöntemi: Sıklıkla kullanılan bir yöntemdir. Alt yapıdaki konturlar frez yardımıyla katı bir bloktan elde edilir(96). Yarı sinterlenmiş veya green stage blokların kullanıldığı bu yöntemde ilave olarak sinterleme ile cam infiltrasyonu evreleri gereklidir. Alt yapı uyumu kullanılan frezin büyüklüğüne bağlıdır ve laboratuarda ilave uyumlama yapılması gerekir(65,107).

4.1.3.2.Day üzerine ekleme tekniği: Ana modeldeki die üzerine toz materyal uygulanır. Procera yönteminde materyal tozu büyütülmüş die üstüne basınç altında uygulanır.

Alt yapının green stage formu die üzerinden alınarak sinterlenir. Kopingin dış sınırları milleme yapılarak hazırlanır(107).

4.1.3.3.Katı serbest form fabrikasyon: ZrO_2 alt yapı tozu içeren bir sahaya seçici lazer kaynağı uygulanarak sinterleme işlemi yapılmasıyla elde edilir. CAM yoluyla belirli noktalara ısıya karşı hassas toz materyalleri uygulanarak belirlenen noktalardan lazerle seçici sinterleme uygulanır. Sonuç olarak daha önceden bilgisayarda planlanan tasarım üretim ünitesinde meydana getirilir(107).

4.2.Zirkonya alt yapı üzerine seramik kaplama işlemi

Kaplama işlemi esnasında ısı ve neme maruz kalan zirkonya esaslı alt yapının mekanik özellikleri etkilenebilir. İşlem esnasında zirkonyada kendiliğinden gelişen tetragonal→monoklinik faz dönüşümü stabiliteyi bozar ve bu durum mekanik özelliklerde azalmalara sebep olabilir. Stabilize edici oksitin konsantrasyonu ve tipi, buhar, ısı, makro ve mikro çatlaklar, tanecik boyutu gibi faktörler tetragonal→monoklinik faz dönüşümünü etkiler(63,79). Yaşlandırma olarak bilinen zirkonyumun mekanik özelliklerindeki bozulma düşük ısılarda (200-300⁰C aralığında) spontan tetragonal→monoklinik faz dönüşümünde ortamda su veya buhar bulunmasıyla meydana gelmektedir(63).

Esas olarak estetik nedenlerle uygulanan kaplama materyali, köprüdeki stres dağılımını direkt olarak etkileyerek restorasyonun mekanik özelliklerini belirlemede de önemli rol oynar. Alt yapı ve üst yapı seramiği arasındaki termal genleşme katsayısı uyumsuzluğu termal streslerin meydana gelmesine sebep olur. Bu da arayüzde oluşan bağlanma kuvvetini olumsuz etkiler(108). Bağlanma kuvveti;

- a) Fırınlama esnasında meydana gelen büzölmeler
- b) Kaplama seramiğinin alt yapıyı yetersiz ısılatması
- c) Alt yapı-kaplama ara yüzeyindeki zirkonyum kristallerinin ısı ve kuvvetlerden etkilenecek dönüşüm göstermesi(19)

- d) Termal genleşme katsayısı uyumsuzluğu sebebiyle meydana gelen rezidüel stresler
- e) Alt yapı yüzeyindeki pürüzlülük
- f) Alt yapı kaplama ara yüzeyindeki yapısal hatalar gibi faktörlerden etkilenmektedir(109,110).

Bağlanma kuvvetini arttırmak için, dayanıklı ve alt yapıya uyumlu kaplama seramiklerinin seçilmesi, fonksiyon altında tabakalar halinde ayrılma ve parçalara ayrılarak dağılma gibi başarısızlık risklerini azaltabilir(111).

Alt yapı materyali ile kaplama materyalinin uyumunda, termal genleşme katsayısı, gerilim direnci, elastiklik modülü, adezyon ve kritik defekt boyutu gibi özelliklerin değerlendirilmeleri önemlidir.

4.2.1.Termal genleşme katsayısı: Birim hacimdeki bir maddenin birim sıcaklık değişimi ile hacminde meydana gelen değişme miktarı olarak tanımlanabilir. Kaplama materyalinin termal genleşme katsayısının alt yapı materyalinden yüksek olması durumunda delaminasyon ve mikroçatlaklar gözlenebilir. Farklı firmalar tarafından üretilen zirkonya alt yapılar ve bu alt yapılar için önerilen üst yapı seramiklerinin termal genleşme katsayıları yakın değerlerde olarak ölçülmüştür(5).

4.2.2.Gerilim direnci: Materyalin gerilme kuvvetlerine karşı gösterdiği dirençtir. Restorasyonun klinik başarısını etkileyen önemli faktörlerden biridir(112). İki tabakalı restorasyonlarda çatlak kaplama yüzeyinden başlamışsa, kırılma dayanımı ve bükülme direnci seramik kaplama tabakasına bağlıdır. Zirkonya esaslı köprü restorasyonlarında destek diş ve gövde arasındaki bağlayıcı alanının kaplanmaması şiddetle önerilmektedir. Çatlağın başladığı bölgenin ve potansiyel kırıkların kontrolünde alt yapı-kaplama kalınlıklık oranı oldukça etkilidir(113). Restorasyon tasarımı, mümkün olduğunca kalın bir alt yapı materyali üzerinde ince bir kaplama tabakası olacak şekilde yapılmalıdır(18). Kaplama porselenine baskı kuvvetleri, alt yapı materyaline gerilim kuvvetleri gelecek şekilde restorasyon optimum

kalınlıkta hazırlanmalıdır(114). Alt yapı kalınlığı; estetiği bozmadan, aşırı kontur meydana getirmeden ve çok fazla diş kesimi yapmadan oluşturulmalıdır(115).

4.2.3.Elastiklik modülü: Gerilimin gerilmeye oranı olarak ifade edilen elastiklik modülü, alt yapı-kaplama bileşimindeki stres dağılımında etkilidir. Aşırı yüke maruz kalan posterior köprülerde yüksek elastiklik modülü olan zirkonya alt yapılar seçilmelidir. Zirkonya daha zayıf olan kaplama tabakasındaki gerilimleri azaltır ve yük taşıma kapasitesini yükselterek restorasyonun kırılma süresini geciktirir. Studart ve arkadaşları(108) yaptıkları çalışmalarda Cercon için 219,8 GPa, Inceram-Zirconia için 300,7 GPa ve Empress 2 için 124,6 GPa değerlerinde elastiklik modülü rapor etmişlerdir.

4.2.4.Adezyon: İki farklı maddenin birbiri ile yakın temasa getirildiklerinde maddelerden birinin moleküllerinin diğer maddenin moleküllerine bağlanması veya birbirlerini çekmesi sırasında oluşan kuvvete adezyon denilmektedir. alt yapı ve kaplama arasında meydana gelen bağlantı kuvveti ZrO_2 seramiklerin başarısında önemli rol oynar(21). Kaplama seramiğin alt yapıyla adezyonu ve mekanik bütünlük göstermesi restorasyonun güvenilirliğini ve performansını artırır. Bağlantı süresinin uzun olması için alt yapı ve kaplama seramik materyallerinin mekanik özellikleri birbirleriyle uyumlu olmalıdır(27).

4.2.5.Kırılma stresi: Kırılmayı başlatan yaklaşık kritik defekt boyutu değeri malzemenin hazırlanması esnasında meydana gelen kırık sayısına göre hesaplanmaktadır. Zirkonyanın kritik defekt boyutu ne kadar küçük tutulursa o kadar fazla bükülme kuvveti sağlanır(82).

Alt yapıda mevcut olan aşırı ince alanlar, yapısal kusurlar ve seramiğin düzenli kalınlıkta hazırlanamaması arzu edilmeyen çekme streslerinin oluşumuna sebebiyet verebilir. Alt yapıyla üst yapı arasında kusurlu alanların meydana gelmesi, ıslanabilirlik ve akışkanlık, termal genleşme katsayısı uyumluluğu, hazırlanmış alt yapının yüzeyi ve mekanik retansiyonu, üst yapıda görülen boyutsal büzülmeler yapılar arasındaki bağlanma dayanımını etkileyebilmektedir(52,110,116).

Aboushelib ve arkadaşları(117,118) yapmış olduğu çalışmalarda; Empress, Cercon, ve Vita zirkonya alt yapı materyalleri ile bunlar üzerine fırınlanan üst yapı porselenleri arasındaki bağlanma dayanımını araştırmışlar ve buldukları sonuçlara göre üst yapı ve alt yapı arasındaki bağlanma direncinin altyapının direncine göre oldukça az olduğunu rapor etmişlerdir. Diğer bir çalışmalarındaysa yüzey pürüzlendirme uygulamalarının farklı alt yapı materyallerinde farklı bağlantı direnci oluşturduğunu rapor etmişlerdir(119).

Porselen tamir sistemlerinin klinik başarısı büyük oranda kompozit rezinle porselen arasındaki bağlantı bütünlüğüne dayanır. Bu bütünlük kimyasal ve mekanik bağlanma başarısıdır(32). Porselen tamirine başlamadan önce kırılma sebebi belirlenmeli ve giderilmelidir. Aksi halde, hatanın tekrarlanması kaçınılmazdır ve tamir işlemi de başarısızlıkla sonuçlanabilir.

4.3.Ağız içi Porselen Tamir Yöntemleri

1) Direkt yöntemler

- a) Tamir sistemleriyle kompozit restorasyonu
- b) Tamir sistemleriyle kırık parçanın simantasyonu

2) İndirekt yöntemler

- a) Laminate faset uygulaması
- b) Overcasting yöntemiyle metal-porselen kron uygulaması

4.3.1.Direkt Yöntemler

4.3.1.1.Tamir sistemleriyle kompozit restorasyonu: Kompozit rezinler kullanılarak yapılan ağız içi porselen tamiri, özellikle kırık alanının küçük boyutta olduğu durumlarda ideal estetik görünümü ve uygulama kolaylığı nedeniyle tercih sebebi olmaktadır. Kırık alanının özellikleri belirlenerek, seçilen tamir setinin kullanma talimatlarına göre tamir işlemi yapılır. Gelişmekte olan adeziv teknolojisi sayesinde bu yöntemle başarılı sonuçlar alınmaktadır. Ekonomik

olması, renk alternatiflerinin çok olması, tek seansta uygulanabilmesi gibi avantajları sayesinde sıklıkla tercih edilen bir yöntem olmuştur(32,120,121,122,123,124,125,126).

4.3.1.2.Tamir sistemleriyle kırık parçanın simantasyonu: Kırık parça veya faset zarar görmemişse yine ağız içi tamir setleri kullanılarak kırık parça restorasyona yapıştırılabilir. Kırık parçaya da kırılmış restorasyon yüzeyine yapılan yüzey hazırlığı işlemlerinin uygulanması gerekmektedir. Aşırı kompozit ya da bonding uygulanması gibi nedenlerle kırık parçanın yerine tam olarak oturtulmasında sıkıntı yaşamamak için simantasyon işlemi esnasında dikkatli olunmalıdır(127).

4.3.2.İndirekt Yöntemler

4.3.2.1.Laminate faset uygulaması: Metal-porselen restorasyonda geniş madde kaybı olduğu durumlarda kaybedilen alan porselen bir fasetle restore edilerek tamir işlemi gerçekleştirilebilir. Kırık sahasının ölçüsü alınır, laboratuvarında uyumlu bir lamina porselen hazırlanır ve uyumlanan lamina ağız içerisindeki restorasyona rezin bazlı simanlarla simante edilir. Diğer yöntemlere göre daha pahalıdır ve daha fazla seans gerektirir(120).

4.3.2.2.Overcasting yöntemiyle metal-porselen kron uygulaması: Restorasyonun kırık parçasının yerine gelecek olan üst yapıya yer kazandırabilmek için metal alt yapı dikkatle metali delmeden frezelenir, insizal ya da okluzal yüzeyde 2 mm'lik mesafe oluşturacak şekilde aşındırma işlemi bitirilmelidir. Sonrasında rutin olan ölçü, prova ve simantasyon işlemleriyle restorasyon bitirilir. Özellikle anterior bölgedeki dişlerin anatomik şekli nedeniyle bu yöntemin uygulanması zordur. Overcasting yönteminde; metal alt yapının delinmesi, aşırı konturlar, diş etiyle ilişkili olan durumlarda periodontal risklerin oluşabilmesi, bağlantı noktalarının zayıflatılması gibi olumsuzluklar yaşanabilmektedir(128).

Metal-porselen-tamir materyali bağlantı başarısını etkileyen faktörler; tamir materyali çeşidi ve ıslatma açısı, yüzey hazırlıkları, mikro sızıntı, ara bağlayıcı sistemler olarak sayılabilir(38,122,129,130,131,132,133,134,135).

Eski tamir yöntemlerinde tutuculuk undercut ve çukur alanlar oluşturularak sağlanan mikromekanik retansiyon prensibiyle gerçekleştirilmekteydi(122,136). Günümüzdeyse; tamir sistemlerinin geliştirilmesi sayesinde kimyasal bağlantı için daha geniş yüzey oluşturan mikromekanik retansiyon popüler hale gelmiştir(132,137,138). Tamir materyali restorasyonun kırık yüzeyine kimyasal, mekanik ya da hem kimyasal hem mekanik olarak bağlantı yapabilir(134,139). Tamir materyali ile uygulandığı yüzey arasında oluşacak retansiyon materyal uygulanmadan önce yapılan yüzey hazırlıklarıyla ilişkilidir.

4.4.Tamir İşleminde Uygulanan Yüzey Hazırlıkları

Genellikle sıvı bir maddenin yüzey gerilimi üzerine sürüldüğü materyalin yüzey enerjisinden daha azsa sıvının doğal olarak materyal yüzeyinde yayılması gerekir. Materyalin yüzey pürüzlülüğü ve kimyasal yapısı yüzey enerjisini etkiler, yüzey enerjisinin artması ıslanabilirliğini artırır. Materyal üzerinde kalan artık maddeler, proteinler ve yağlar yüzey enerjisini azaltır. Bağlanma değerlerinin yüksek olabilmesi için simanın yeterli miktarda yorulma dayanıklılığı ve yüzey ıslatabilme özelliği olması gerekir(140,141).

4.4.1.Asit uygulaması: Topikal asit uygulamaları, ağız içi tamir sistemlerinde rezinin porselene bağlantısını sağlayan rutin olarak kullanılan yöntemlerdir. Uygulama kolaylığı, hastaya tedavi esnasında tek seansta uygulanabilmeleri ve hatalı uygulama yapılması durumunda tekrarlanabilmeleri bu sistemin avantajları olarak sayılabilir. Asitle pürüzlendirme işlemi ve adeziv simantasyonun klasik seramiklerde restorasyonun klinik başarısını ve güvenilirliğini önemli derecede arttırmasına karşın, zirkonya seramiklerde asitle pürüzlendirme işleminin etkili olmadığı bildirilmiştir(55,142,143).

Uygulanan asit çeşileri:

4.4.1.1.Hidroflorik asit: Porselen yüzeyin asitlenmesinde sıklıkla tercih edilmektedir %2.5-10 arasındaki konsantrasyonu ve 1-3 dakika aralığında değişen uygulama süresiyle kırık porselen yüzeyinde amorf bir yapı ve çok sayıda gözenek oluşturarak porselen ve rezin arasındaki bağlantıyı güçlendirir(38,130,137,144,145,146,147,148,149). Hidroflorik asit uygulandığı yüzeyde selektif olarak cam matriksi uzaklaştırır ve kristalin yapıyı ortaya çıkarır(37,132,150). Böylelikle ortaya çıkan mikro gözeneklere rezin siman yerleşerek polimerize olur ve seramikle rezin arasında oluşan bağlantı kuvveti değerleri artar(141). Hidroflorik asit ağız içi dokulara zarar verebileceği için kullanımı esnasında dikkatli olunmalıdır(121).

4.4.1.2.Fosforik asit: Porselen yüzeyinin pürüzlendirilmesinde %36-40 oranındaki konsantrasyonda fosforik asit kullanılır. Hidroflorik aside göre daha güçsüz yapıda bir asittir(32,151,122). Newburg(152), fosforik asidi porselen yüzeyinin temizlenmesi için tavsiye etmiştir.

4.4.1.3.Asidüle fosfat florür: % 1.23 oranındaki asidüle fosfat florür porselen yüzeyinin etkili ve güvenilir şekilde asitlenmesini sağlar(32,153,154,155,156,157,158). Porselen yüzeyinde düzgün ve homojen bir alan meydana getirir(159,160).

4.4.2.Kumlama: Dental restorasyonların kumlanması; materyallerin yüzeylerini temizlemede yüzey alanlarını arttırmada ve mikroretantif bir yüzey oluşturmada rutin olarak kullanılır(161). Bu şekilde yüzey aktif hale getirilerek yüzeyde uygulanacak materyalin ıslanabilirliği arttırılır(162). Kumlama esnasında oluşabilecek materyal kaybı restorasyonun klinik uyumunu bozabileceğinden dolayı dikkatli kullanılmalıdır(163,164). Kumlamadan sonra metal yüzeyinde meydana gelen düzensizlikler; metalin sertliğine, kum partiküllerinin büyüklüğüne, kumlamanın uygulandığı basınca ve süreye bağlıdır(165).

4.4.2.1. Al_2O_3 partikülleriyle kumlama: Yüzey enerjisini arttırmak ve bağlantı yüzey alanını genişletmek için Al_2O_3 parçacıklarıyla kumlama yaparak mikromekanik retansiyon oluşmasını sağlayacak derecede yüzey pürüzlendirme porselenlerin ağız içi tamirinde kolaylıkla kullanılan bir yöntemdir. Bu yöntem ağız içinde kullanılan bir cihaz yardımıyla kırık yüzeyinin doğrudan kumlanması şeklindedir. Kumlama ya da hava abrazyonu mikromekanik tutuculuğu artırır. Bu işlem yoluyla porselen yüzeyinin fiziksel olarak değiştirilmesinde genelde 50 μm 'lık partiküller kullanılır. Hava ile abrazyon metal yüzeyinden yağlı maddeleri ve oksitleri temizleyerek ve çok az miktarda pürüz oluşturarak metal ve rezin arasındaki kimyasal ve mekanik bağlantıyı dolayısıyla retansiyonu artırır. Böylelikle daha kuvvetli rezin-alaşım bağlantısı oluşturulur ve yüzeyin rezin tarafından etkin şekilde ıslatılabilmesi sağlanır(32,166).

Zirkonya ve alumina seramik sistemlerde kumlamayla beraber MDP fosfat monomeri bulunduran rezin siman kullanımı dayanıklılığı ve bağlantı süresini arttırmıştır(167).

4.4.2.2. SiO_2 partikülleriyle kumlama: Tribokimyasal silika kaplamayla porselen ve alaşım yüzeyine rezinin adezyonu güçlendirilir(168,169,170). Salisilik asitle modifiye edilen mineral parçacıklarından meydana gelir. Partiküller açığa çıkan kırık yüzeyine yüksek hızda püskürtülür. Abrasiv parçacıklar yüksek sıcaklıkta metal yüzeyinin 15 μm derinliğine kadar ilerleyebilirler. Metal ya da porselen yüzeyinde küçük silika parçacıklarından bir tabaka meydana getirilerek mikromekanik ve kimyasal adezyon gerçekleştirilir(163,164). Sonuçların başarılı olabilmesi için ağız içi kumlama cihazı restorasyona yaklaşık 10 mm uzaktan kırığın boyutuna bağlı olarak 10-15 saniye aralığında uygulanmalıdır(171).

4.4.3. Frezle pürüzlendirme: Metal ya da porselene kompozit rezinin adezyonu amacıyla undercut ya da oluk tipinde retantif alanların oluşturulmasında ince ve kalın grenli frezler kullanılabilir. Bu abrasiv aletler; elmas frezler olabileceği gibi tamir setlerinin içinde bulunan sete özel üretilmiş taşlar da olabilir. Frez yardımıyla kırık yüzeyinde kompozit rezinin

bağlanacağı retantif alanlar hazırlanırken düzensiz yüzeyler ve çukurcuklar da oluşabilmektedir ve bu da yetersiz mekanik retansiyona sebep olabilir(35,172). Aşındırma; gren boyutu küçük olan frezlerle soğutma altında ve düşük devirde yapılmalıdır(173).

4.4.4.Silan uygulanması: Silanlar, silisyum(Si) atomları bulunduran çift fonksiyon(dual reaksiyon) gösteren organik yapıli bileşiklerdir. Silanlar fonksiyonlarına, uygulandıkları yüzey tiplerine, hacimlerine ve yapılarında bulunan maddelere göre ‘coupling agent’ veya ‘primer’ olarak isimlendirilirler. Zirkonya ve alumina gibi yüksek dayanıklılıktaki seramikler silanizasyon ve hidroflorik asit uygulamalarına karşı direnç gösterirler. Genel kimyasal formülleri $X(CH_2)_3Si(OR)_3$ olan silanlar yapısında camsı faz bulunduran seramiklerin yüzey işlemlerinde uygulandıklarındaysa, silan bileşiğinin içeriğindeki inorganik gruplar (metoksi- $O-CH_3$) seramik yüzeydeki silikayla reaksiyon oluşturarak siloksan ağı(-Si-O-Si-) meydana getirir. Metakrilat grupları(fonksiyonel grup) rezin organik matriksiyle reaksiyon oluşturarak seramik-rezin bağlantı değerlerini yükseltir(140,174).

Tamir setlerinin çoğunda bulunan silan bağlanma ajanları, diş hekimliğinde 1963’te ilk kez Bowen tarafından kullanılmıştır. Bu malzemeyle porselen metal alaşımı ile kompozit malzeme arasında kimyasal bağlantı meydana getirmek hedeflenmektedir(32,136,152). Silan bağlanma ajanları, kompozit rezinin fiziksel ve mekanik özelliklerini geliştirir. Silan bağlanma ajanları, porselenin ıslanabilirliğini arttırarak düşük viskozitedeki kompozit rezinlerin yüzey üzerindeki akışkanlıklarını geliştirir(124,175). Silanlar suyla karışırlarsa bir oligomer oluştururlar ve yapışma özelliklerini yitirirler(176). Araştırmacıların çoğu tarafından organofonksiyonel bağlayıcı olan silanların inorganik yapıyla polimer arasında kullanılması tavsiye edilmektedir(177,178,179,180,181,182,183,184,185).

Silan solüsyonunun konsantrasyonuna bağımlı olarak meydana gelen siloksan katmanının film kalınlığı değişim gösterir. Dental alanda genellikle 3-metakriloksipropiltrimetoksisilan(3-MPS) kullanılmaktadır. MPS’den fiziksel ve kimyasal

bağlayıcı yapısı sebebiyle seramik-kompozit, kompozit-kompozit ve metal-kompozit arasında oluşturulmak istenilen bağlantıyı güçlendirmede yararlanılır(140,174).

4.4.5.Kombine uygulamalar: Yüzey işlemlerini ayrı ayrı uygulamak yerine, birkaçını bir arada uygulamanın kompozit rezinin metal-porselen yüzeyine bağlantısını arttıracığını belirten çalışmalar mevcuttur(32,120,122,126,127,130,147,186,187,188,189,190,191). Silan ve hidroflorik asit kullanımını(121,192), kumlama, frezleme ve hidroflorik asit kullanımını(133), kumlama ve hidroflorik asit kullanımını(38), kumlama, hidroflorik asit ve silan kullanımını(35), hidroflorik asit ve silan kullanımını(148,149) kombine ederek araştıran çalışmalar mevcuttur.

4.4.6.Fiber takviyesiyle güçlendirme: Metal alt yapının açığa çıktığı özellikle büyük kırıklarda, tamir materyalinin kırık yüzeyine bağlanmasının zorlaşacağı için uzun zamanlı klinik başarı ihtimali azalmaktadır(193). Bu sorunu önlemek için, tamir materyalinin cam fiberlerle güçlendirilmesi fikri gündeme gelmiştir. Diş hekimliğinde kullanılan polimer esaslı akrilik ve kompozit rezinlerin güçlendirilmesi yeni bir uygulama olmayıp, kullanılan malzemelerin fiziksel ve kimyasal özellikleri klinik pratiklerini sınırlandırmaktadır. Son zamanlarda geliştirilen cam fiberlere polimer rezinle ön işlem yapılması yöntemi, fiberle güçlendirme işleminin klinik kullanımını kolaylaştırmıştır(194).

Günümüzde kullanılan tamir materyalleri yüzey pürüzlendirme işlemlerinden sonra porselen ve alt yapı materyali üzerine tek kullanımlık temiz bir fırçayla sürülüp buharlaştırılan içeriğinde genellikle MDP, HEMA, aseton, su, monomerler gibi maddeler bulunduran primerler ve primer uygulanmasından sonra fırçayla yüzeye uygulanarak ışıkla polimerize edilen genellikle bis-GMA, HEMA, silika, kamforokinon içeren bonding ajanlardan oluşmaktadır.

Ağız içi uygulanan restorasyonların mekanik özellikleri in vitro ortamlarda incelenilebilmektedir. İn vitro incelemeler restorasyonların ağız içinde çiğneme kuvvetleri altındaki davranışları hakkında doğru ve bilimsel veriler sunmaktadır.

4.5.Bağlanma Dayanımı Testleri

Adeziv sistemlerin işleyişini değerlendirebilmek için bazı bağlanma dayanımı test metotları uygulanmaktadır. Adeziv sistemlerin bağlantı kuvvetini incelemek amacıyla sıklıkla kesme(shear;makaslama), mikro-kesme (micro shear) ve mikro-gerilim(micro-tensile) testleri kullanılmaktadır. Bağlantı kopana kadar sürekli olarak bağlantı bölgesine kuvvet uygulanır. Test sonuçlarının güvenilir olarak değerlendirilebilmesi için en fazla kuvvet gelen bölgenin bağlantı ara yüzü olması gerekir(118,195,196,197).

Mikrogerilim testinde ortalama 1mm² lik bir alan test edilir ve incelenen örnekler birbirlerinden ayrılncaya kadar kuvvet uygulanır. Klinik koşullarda adeziv tip kırıklar sıklıkla koheziv kırılmalarsa nadir olarak görülür. Gerilme testinde meydana gelen adeziv başarısızlık klinikte izlenen adeziv tipteki kırılmaları yansıtmaktadır. Fakat meydana gelen ağız içi kuvvetler araştırıldığında kesme tipindeki kuvvetlerin gerilme tipi kuvvetlere kıyasla daha fazla başarısızlığa neden olduğu ortaya çıkmıştır(198). Gerilme testlerinde örneğin geometrik yapısından dolayı arayüzde eşit olmayan kuvvet dağılımı oluşması ve örnek hazırlanması esnasında bağlantı yüzeyinde mikroçatlak meydana gelme ihtimalinin olması test sonuçlarını etkileyebilir(199).

Kesme testlerinde kuvvetin tamamının bağlantı arayüzeyine aktarılamaması, kompozitin ya da simanın iç yapısında koheziv kırıklar meydana gelmesine sebep olur. Mikro-kesme testinde mikro tüplerden yapılan rezin numunelere paslanmaz çelikten hazırlanan ortodontik tel vasıtasıyla ya da bıçak sırtı şeklindeki uçlarla başarısızlık oluncaya kadar kesme kuvveti uygulanır. Kesme testlerinde ortalama 4mm, mikro-kesme testlerinde

ortalama 1 mm çapında bir bağlanma bölgesi test edilir. Mikro-kesme testinde 1mm çapındaki mikro tüplerin kullanılması sayesinde bir örneğe defalarca ölçüm yapabilme, bağlantı bölgesinin kontrol edilebilmesi ve kolay numune hazırlanması gibi avantajlar vardır(200-202).

4.5.1.Makaslama (kesme,shear) test yöntemi: Makaslama testi düzeneğinde kopma olana kadar ağırlık yüklemesi uygulanır(203,204,205). Alınan en yüksek değeri arayüz bağlanma kuvveti değil kırığı başlatan kuvvettir(206,207). Arayüz bağlantısının makaslama kuvvetine karşı dayanıklılığı sistem tarafından N(newton) olarak hesaplanır. Bunu MPa(mega Paskal)'ya dönüştürmek için uygulanan en yüksek kuvvet(N) arayüz alanına(mm²) bölünür(208,209,210).

4.5.2.Germe(tensile) test yöntemi: Germe testi düzeneğinde test edilen malzemeler birbirlerinden ayrılana kadar çekme kuvveti uygulanır. Arayüzde muntazam bir basınç dağılımı izlenir(211,212). Bağlantı kuvveti(MPa), kırılma anındaki yük(Kgf) adeziv alana(mm²) bölünerek elde edilir.

Kırma testi sonucunda kırılan parçaların kırık yüzeyinin incelenmesi kırık tipinin belirlenmesine yardımcı olur.

4.6.Yüzey analiz yöntemleri

4.6.1.Taramalı elektron mikroskobu(SEM)

Taramalı elektron mikroskobunun(Scanning Electron Microscope; SEM) alışma esası elektron demetiyle numune yüzeyinin taranmasına dayalıdır. Yüzeye arpan elektronlar farklı çeşitte yeni elektrnlar ve elektromanyetik dalgalar meydana getirir. Yüzey üzerindeki herhangi bir noktadan dağılan ikincil elektronlar reseptörler tarafından belirlenip toplanarak yüzeyin topografisi, yapısı ve bileşenleriyle ilgili bilgi elde edilir. Işık mikroskobuna kıyasla daha iyi çözünürlükte, yüksek odaklama derinliği ve kontrasta sahip görüntüler alınır(213). Algılayıcıya ulaşan elektron sayısı ne kadar fazla ise o bölgenin görüntüsü o kadar parlak, ne

kadar az ise bölge görüntüsü karanlık olarak alınır. Bu şekilde örnek yüzeyinin gri tonlarında görüntüsü elde edilir(214).

4.6.2.Fourier Transform Infrared Spektroskopisi

Sistemde bir cam pencereden Helyum-Neon (He-Ne) lazeri gönderilir ve bu ışın ayna sisteminde yansıtılarak örnek üzerinden geçirilir. Örnekten geçen ışın tekrar ayna sisteminde dedektöre yansıtılarak görüntü alınır(215).

4.6.3.Atomik Kuvvet Mikroskobu

Sistem temel olarak silikon veya silisyum nitrit (Si_3N_4) kaplı keskin bir iğne ucun, piezo elektrik kontrol elemanları aracılığıyla, incelenen yüzey üzerinde üç boyutta (x,y,z eksenleri) hareket ettirilmesine dayanır. İğne uç ile örnek arasındaki itici kuvvetler veya iğne uçtaki eğilmeler hesaplanarak örnek yüzeyinin 3 boyutlu görüntüsü bilgisayar ekranına aktarılır ve yüzey topografisi nanometre seviyesinde belirlenir(216).

4.6.4.Profilometre Analizi

Yüzey pürüzlülüğünü değerlendirmek amacıyla kullanılır. Sistemde elmas bir tarayıcı uç, örnek yüzeyinde gezinirken, elde edilen yüzey pürüzlülüğü bulguları dijital olarak hesaplanır ve kaydedilir(217-219).

4.6.5.Temas Açısı Ölçümü

Temas açısı, katı bir materyalin yatay eksenine ile bu materyalin temas halinde olduğu sıvı veya buhar ara yüzünün üst kısmı arasında kalan açıdır. Temas açısı iç ve dış açı olarak ölçülebilmekte olup yüzeyin hidrofilik/hidrofobik özelliği hakkında bilgi vermektedir(220,221).

4.6.6.X-ışınları Fotoelektron Spektroskopisi

İncelenen yüzeydeki atomların kimyasal durumu hakkında bilgi edinmek için kullanılır. İncelenen yüzeydeki atom ya da moleküllerin x ışını bombardımanına tutulmasıyla yüzeyden saçılan elektronların kinetik enerjisinin ölçülmesi prensibine dayanır(222).

Günümüzde estetik ve dayanıklılığı bir arada sergileyebilen zirkonya seramiklerde meydana gelebilecek kırılma ve delaminasyonlarda restorasyonun yenilenmesi yerine tamir edilebilmesi hasta ve hekim tarafından istenen bir durumdur. Bu sayede zamandan ve maliyetden tasarruf edilebilecek ve yenilenen restorasyon sebebiyle diş ve çevre dokuların zarar görmesi önlenebilecektir. Dental alanda kullanılmakta olan bazı ağız içi tamir setlerinin zirkonya esaslı seramiklerdeki başarısını in vitro olarak araştırmak amacıyla bu çalışma gerçekleştirilmiştir.

5.GEREÇ VE YÖNTEM

Çalışmamızda kullanılan materyaller Tablo 1’de, cihazlar ise Tablo 2’de gösterilmiştir.

MATERYAL	İÇERİK	REFERANS NO	ÜRETİCİ
Cimara Zircon Tamir Materyali	5 ml primer şişesi, 4 ml adeziv şişesi, Grandio SO kompozit rezin kapsülleri 8x0.25 g (A1, 2xA2, 2xA3, ^{VC} A3.25, A3.5, B2) ve aksesuarlar	1205533	Voco GmbH, Almanya
Bisco Porselen Tamir Seti	Bariyer jel, porselen asidi, porselen silanı, 2 opaker, 2ml one step plus bond	1100006465	Bisco, Schaumburg,I, ABD
Clearfil Tamir Seti	SE bond primer, SE bond bond, porcelain bond activator, alloy primer, k-etchant jel, ST opaker	041333	Kuraray, Osaka, Japonya
Z-PRIME PLUS	Organofosfat/ Karboksilikasit Monomerleri	B-6001	Bisco, Schaumburg, IL, A.B.D.
Panavia F 2.0 Rezin Siman	Panavia F 2.0 A patı, Panavia F 2.0 B patı, 4 ml ED PrimerII adeziv ve primer, 6 ml oxyguardII ve aksesuarlar	00559A	Kuraray, Osaka, Japonya
Clearfil AP-X Restoratif Rezin Kompozit	Rezin kompozit malzeme	01093A	Kuraray, Osaka, Japonya
Elmas Fissür Frez	Elmas grenli fissür frez	0211553	Diatech, Altstätten, İsviçre
Sof-Lex Bitim,Cila Sistemi	Dört farklı aşındırıcı gren boyutlu tesviye ve cila diskleri, metal mandrel	P051231	3M ESPE, Seefeld, Almanya
Zirkonya Örnekler	Prozir Ceram-Dent zirkonya kalıplardan CAD-CAM yöntemiyle hazırlandı	PR26211416	Prozir Eskişehir
Seramik Örnekler	Impulse effect seramik tozu	R26060	Ivoclar, Vivadent, Liechtenstein
Zirkonya-Seramik Örnekler	CAD-CAM zirkonya+Vita VM 9 seramik tozu	12610	Vita, Bad Sackingen, Almanya
Altaş Çelik Kırma Ucu	Krom-Vanadyum-Molibden çeliği	0150	Altaş-Gedore, İstanbul

Tablo I: Çalışmamızda Kullanılan Materyaller

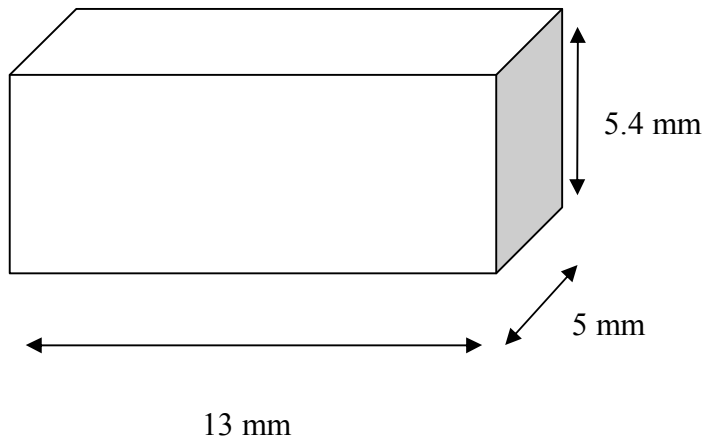
CİHAZ	ÜRETİCİ FİRMA
CAD/CAM Cihazı	Yenemak, Türkiye
LED Işık Cihazı	Hilux LED 550, Ankara
Instron Test Cihazı	3345, Norwood, ABD
Temal Siklus Cihazı	Erciyes Üniversitesinin Üretimi

Tablo 2: Çalışmamızda Kullanılan Cihazlar

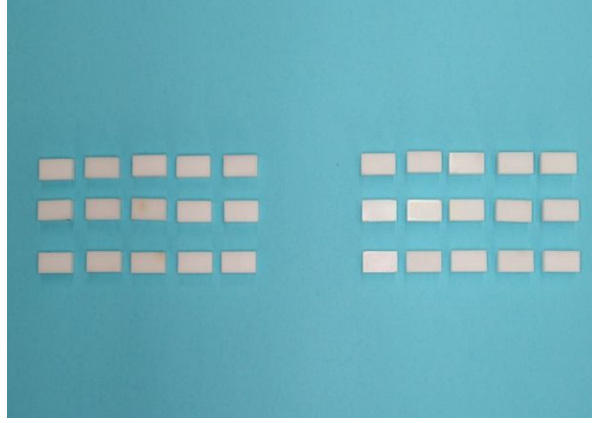
5.1.Örneklerin Hazırlanması

5.1.1.Zirkonya Örneklerin hazırlanması

Çalışmamızda kullanılan 30 adet zirkonya blok nominal olarak aynı bar şekilli Y-TZP kor örneklerden Schmitz–Schulmeyer yöntemine(223) uygun olarak CAD-CAM sistemiyle 5.0 mm. uzunlukta, 5.4 mm. genişlikte, ve 13.0 mm. yükseklikte üretilerek tam sinterizasyonları yapıldı (Şekil 2). Zirkonya örneklerin karşılıklı olan yüzeylerine ekonomik olması açısından seramik ve kompozit örnekler birlikte yapıştırıldı. Tüm kor örnekler laboratuvar tarafından temin edildi.



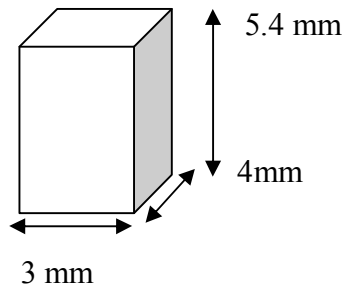
Şekil 2: Hazırlanan zirkonya örneklerin tasarımı ve ölçüleri



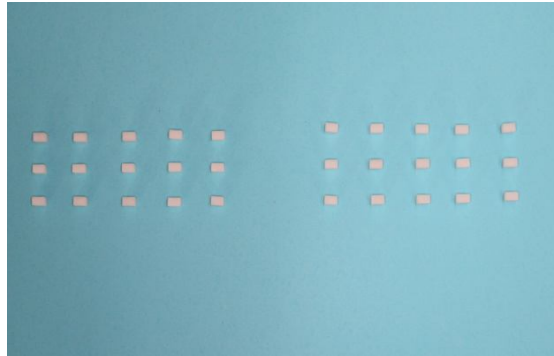
Resim 1: Hazırlanan zirkonya bloklar

5.1.2. Tam Seramik (IPS EmpressII) Örneklerin Hazırlanması

Çalışmamızda kullanılan 30 adet tam seramik IPS EmpressII blok Schmitz-Schulmeyer yöntemine(223) uygun olarak, 4.0 mm. uzunluk, 5.4mm. genişlik, 3.0 mm. yükseklikte üretildi.(şekil 3) Tüm empress örnekler laboratuvar tarafından temin edildi.



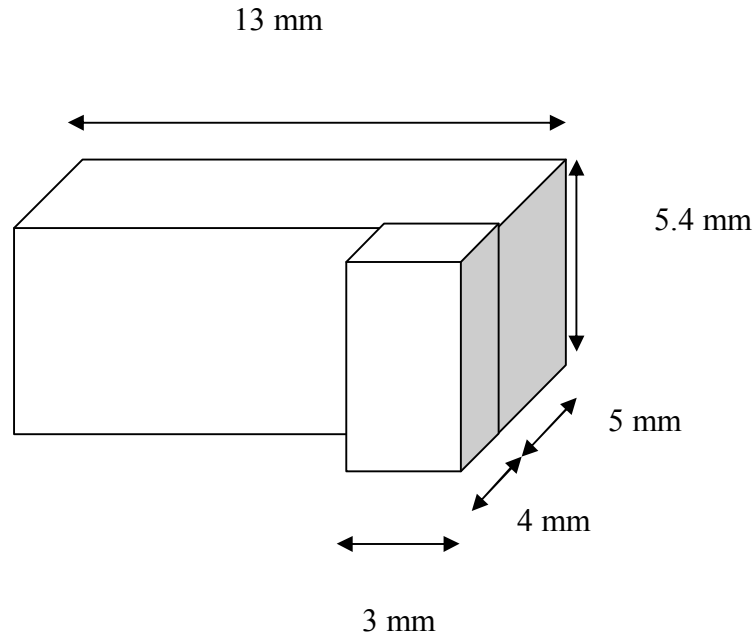
Şekil 3: Hazırlanan tam seramik örneklerin tasarımı ve ölçüleri



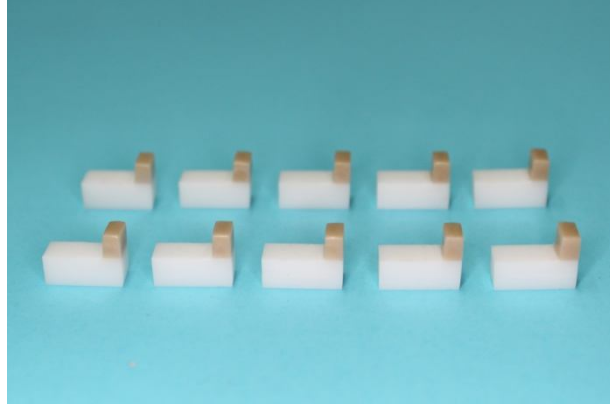
Resim 2: Hazırlanan tam seramik (IPS Empress II) bloklar

5.1.3.Zirkonya-seramik örneklerin hazırlanması

Çalışmamızda kullanılan zirkonya-seramik blokların hazırlanmasında öncelikle zirkonya bloklar Schmitz–Schulmeyer yöntemine(223) uygun olarak CAD-CAM sistemiyle 5.0 mm uzunlukta, 5.4 mm genişlikte, ve 13.0 mm. yükseklikte üretildi. Daha sonra bunların üzerine 4.0 mm uzunluk, 5.4mm genişlik, 3.0 mm yükseklikte seramik veneer, Schmitz–Schulmeyer yöntemine(223) uygun olan bir titanyum kalıp kullanılarak fırındı. Vita VM9 seramik kaplama tozu üreticinin karşılık gelen likidiyle karıştırıldı ve bulamaç içerik, fazla suyu emmek amacıyla gözenekli bir kurutma kağıdı dokusuyla kurutulduktan sonra fırça yığma tekniğiyle kor yapıya uygulandı. Tüm fırınlama aşamalarında üretici tarafından önerilen tam prosedür takip edildi. Tüm metal-seramik örnekler laboratuvar tarafından tam seramik örneklerle özdeş olarak üretildi ve üreticinin tavsiyesine göre glaze ateşi uygulandı.



Şekil 4: Hazırlanan zirkonya-seramik örneklerin tasarımı ve ölçüleri



Resim 3: Hazırlanan zirkonya-seramik bloklar

Laboratuvardan temin edilen tüm örneklerin tüm boyutları kumpasla ölçülerek kontrol edildi, istenilen ölçülerde olmayan örnekler yeniden üretilerek standardizasyon sağlandı.

5.2.Deney Gruplarının Oluşturulması

Hazırlanan modeller, her grupta 10 örnek olacak şekilde 3 farklı tamir sisteminin uygulanmasına ve 2 farklı tamir yönteminin kullanılmasına göre 6 grup ve bir de kontrol grubu olmak üzere 7 gruba ayrıldı.

GRUPLAR	İÇERİKLER	ÖRNEK SAYISI (n)
ZBK	Zirkonya-Bisco-Kompozit	10 adet
ZBS	Zirkonya-Bisco-Panavia-Tam Seramik	10 adet
ZZK	Zirkonya-CimaraZircon-Kompozit	10 adet
ZZS	Zirkonya-CimaraZircon-Panavia-Tam Seramik	10 adet
ZCK	Zirkonya-Clearfil-Kompozit	10 adet
ZCS	Zirkonya-Clearfil-Panavia-Tam Seramik	10 adet
KONTROL	Zirkonya-Seramik	10 adet

Tablo 3: Grupların ayrılış şeklinin belirlenmesi

5.3.Kompozitlerin yığılmasında kullanılan gereçlerin hazırlanması

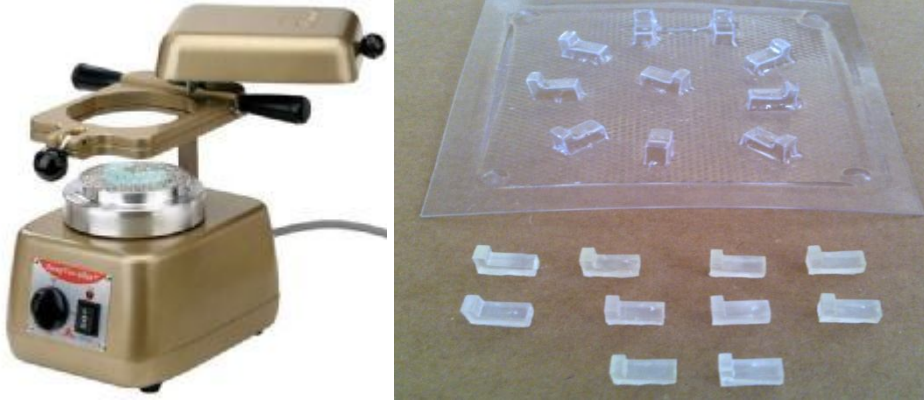
Zirkonya yüzeylere tamir sistemlerinin yüzey hazırlığı işlemlerini uyguladıktan sonra kompozit rezinlerle hazırlanmış olan tam seramik örneklerin boyutlarıyla özdeş olarak restore

edilebilmeleri için şeffaf bir kalıp hazırlanması düşünüldü. Bu amaçla daha önceden uygun ölçülerde hazırlanmış olan zirkonya-seramik örneklerden plastik bir kalıp içerisinde silikon ölçü maddesinin(Zhermack Elite P&P putty ve light) heavybody ve lightbody kitleriyle birinci ve ikinci ölçüler alınarak net bir ölçü yüzeyi sağlandı.



Resim 4: Zirkonya-seramik örneklerden ölçü alınması işlemi

Elde edilen ölçülerdeki boşluklara soğuk akrilik likidi dökülerek üzerlerine hafif vibrasyon yöntemiyle ortodontik şeffaf akrilik tozu serpiştirildi. Daha sonra kalıp ılık basınçlı ekstramotta 15 dakika bekletilerek akrilik hamurun sertleşmesi sağlandı. Akrilik kopyalar vakum makinasına yerleştirilerek üzerleri ısı ve basınç altında 0.4 mm ortodontik şeffaf SX (Deepak marka) plakla kaplandı. Akrilik kopyalar SX plaktan spatül ve makas yardımıyla çıkarılarak şeffaf plakların köşelerine zirkonya blokların rahat yerleştirilebilmesi için çentik atılarak uyumlandı. SX plaklar şeffaf olmaları sebebiyle tabakalama şeklinde kompozit yığımları esnasında manüplasyonu ve polimerizasyonu kolaylaştırabilecek ve bu sayede düzgün boyutta, homojen ve pürüzsüz kompozit restorasyonlar yapılabilecektir. Burada amaç zirkonya bloklar üzerine yığılacak olan kompozit rezin restoratiflerin empress seramik örneklerle boyutsal olarak özdeş olmalarını sağlamak ve standardizasyonu sağlamaktır.



Resim 5: SX şeffaf plakların hazırlanması işlemi

5.4. UYGULANAN TAMİR YÖNTEMLERİ

Tüm tamir işlemleri ve endikasyonlar, tamir materyallerinin prospektüslerinde yazılı talimatlar doğrultusunda uygulanmıştır. Tamir setlerinde bulunan opakerler zirkonya alt yapıyla çalışılması ve renk yansıması gibi bir durumun mümkün olmadığı düşünülerek kullanılmamıştır. Yapılan çalışmada; zirkonya seramiklerin intraoral tamirinde dental uygulamalarda sıklıkla kullanılmakta olan 3 farklı tamir materyali (Bisco, Clearfil ve Cimara zircon) ve 2 farklı tamir yöntemi kullanılarak tamir yöntemleri iki farklı olasılığa göre kurgulanmıştır:

- a) Seramiğin zirkonya alt yapıdan parçalanarak ayrıldığı ve alt yapının zarar görmediği düşünülerek modellenen tipteki tamir yönteminde eksik seramik bölüm kompozit rezinle tamamlanmıştır. Zirkonya bloğun yüzeyine ilgili tamir materyalinin yüzey hazırlığı işlemleri yapıldıktan sonra hazırlanan SX plakların içerisine 1 mm kalınlıktaki kompozit rezin fulvar yardımıyla tepilerek LED ışık cihazıyla 20 saniye 5 farklı bölgeden mavi ışık uygulanarak polimerize edilmiştir. En son tabaka kompozit yığıldığında plağın içerisindeki zirkonya boşluğuna zirkonya blok yerleştirilerek taşan kompozit uzaklaştırılıp uyumlanarak polimerizasyonu yapılmıştır. Zirkonya blok üzerine yığılan kompozit restorasyonun tesviye, polisaj ve bitim işlemleri Sof-Lex

bitim-cila sistemiyle yapılarak, tamir işlemi görmüş örnekler 1 gün süreyle distile su içerisinde bekletilmiştir.

- b) Zirkonya seramiğin alt yapıdan faset halinde ayrıldığı ve alt yapının zarar görmediği düşünülerek modellenen tipteki tamir yöntemindeyse ayrılmış olduğu düşünülen tam seramik faset Panavia F 2.0 rezin simanıyla zirkonya bloğun yüzeyine simante edilmiştir. Rezin simanlar kompozit rezinlerle aynı özellikleri taşıdığından dolayı tamir materyalleriyle uyumlu olarak kullanılabilir. Zirkonya ve tam seramik örneklerin yüzeylerine ilgili tamir materyalinin yüzey hazırlığı işlemleri yapıldıktan sonra Panavia F 2.0 20 saniye süreyle karıştırılıp 3 dakikalık uygulama süresi içerisinde tam seramik ve zirkonya örneklerin ilgili yüzeylerine ince bir tabaka halinde sürülmüştür. Daha sonra tam seramik ve zirkonya bloklar parmak basıncıyla birleştirilerek taşkın siman temizlenmiş ve LED ışık cihazıyla 20 saniye 5 farklı bölgeden mavi ışık uygulanarak polimerize edilmiştir. Polimerizasyondan sonra varsa siman artıkları uzaklaştırılmış ve yüzeylerin tesviye, polisaj ve bitim işlemleri Sof-Lex bitim-cila sistemiyle yapılmıştır ve tamir işlemi görmüş örnekler 1 gün süreyle distile su içerisinde bekletilmiştir.

5.4.1.Bisco Porselen Tamir Setiyle Yapılan Yüzey Hazırlığı İşlemleri



Resim 6: Bisco porselen tamir seti

5.4.1.1.Zirkonya-Bisco-Kompozit (ZBK) Tamir Yöntemi:

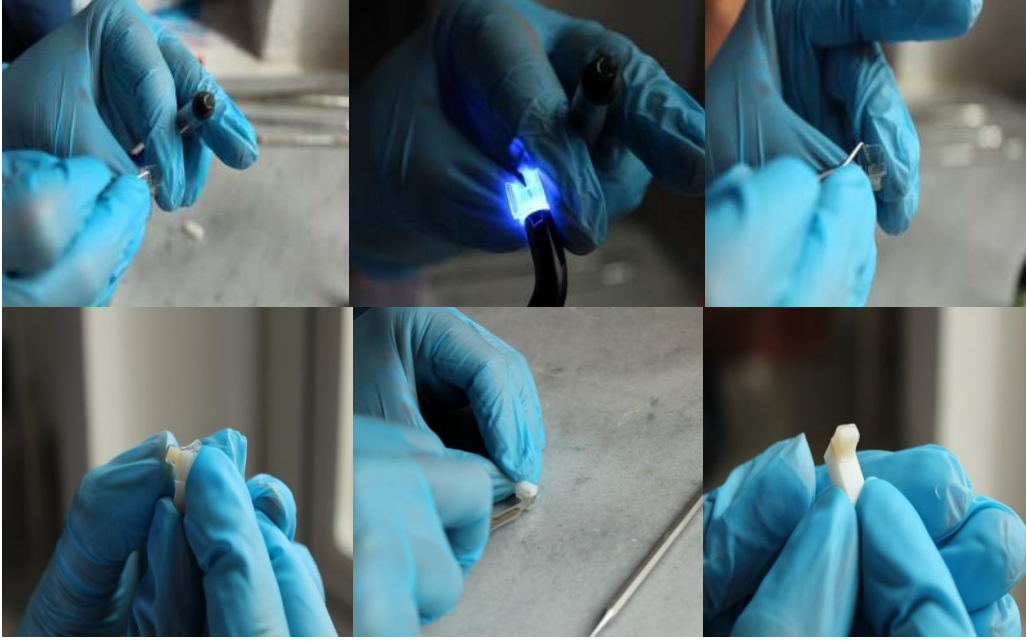
Bariyer jel in-vitro bir çalışma olduğundan ve korunması gereken diş eti ve çevre dokular bulunmadığından kullanılmamıştır. Ürün müdürüyle yapılan görüşmede Z-Prime Plus adıyla bisconun özellikle zirkonya yüzeye bağlanımı arttıran yeni bir ürünü çıktığı öğrenilmiş ve gönderilen numune ürün müdürünün talimatları doğrultusunda sete ilave edilerek kullanılmıştır.

- 1) Zirkonya yüzey üzerine Z-Prime Plus primeri tek kullanımlık bir fırça yardımıyla 1-2 tabaka uygulanarak 3-5 saniye hava şırıngasıyla kurutuldu.(Resim 7)



Resim 7: Z-Prime Plus uygulaması

- 2) Zirkonya yüzeyine tabakalama tekniğiyle SX plak yardımıyla Clearfil Majesty kompozit rezinle restorasyon yapıldı. Daha sonra SX plak bistüri yardımıyla kesilerek uzaklaştırıldı.(Resim 8)



Resim 8: Kompozit restorasyonu işlemi

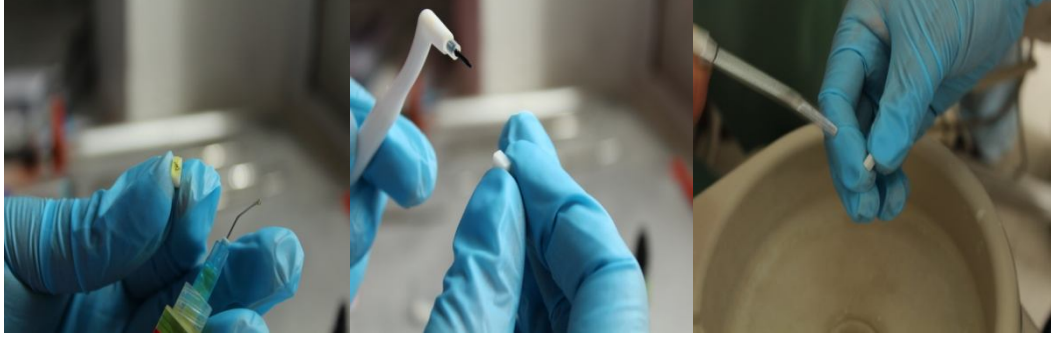
5.4.1.2.Zirkonya-Bisco-Panavia-Tam seramik(ZBS) Tamir Yöntemi:

- 1) Zirkonya yüzeyine ZBK tamir yöntemindeki işlemler uygulandı.
- 2) Empress seramik bloğa porselen asidi uygulandı. 2-4 dakika beklendi. İyice yıkanıp kurutuldu. Yüzeyde donuk bir görüntü elde edildi.(Resim 9)



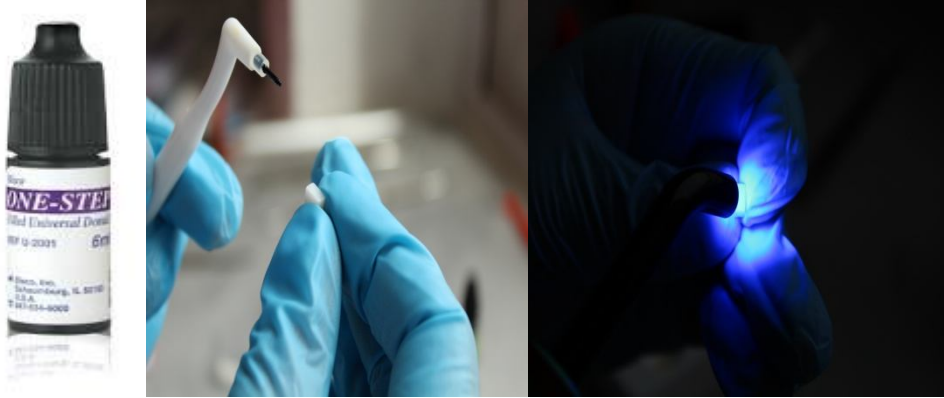
Resim 9: Tam seramiğin asitlenmesi

- 3) Porselen silanı seramik bloğa uygulanarak 30 saniye beklendi ve işlem bir kez daha tekrarlanarak 2 kat uygulandı. Daha sonra havayla kurutularak hafifçe dağıtıldı.(Resim 10)



Resim 10: Porselen silanının uygulanması

- 4) Seramik bloğa 1 tabaka one-step plus bonding sürüldü, hafif kuru havayla inceltildi ve 15 saniye ışıkla polimerize edildi.(Resim 11)



Resim 11: Seramik yüzeye bonding işlemi uygulaması

- 5) Panavia F 2.0 rezin siman karıştırılarak seramik ve zirkonya yüzeylerine ince bir tabaka sürüldü ve tam seramik örnek zirkonya yüzeyine 10 saniye ışık uygulanarak simante edildi.(Resim 12)



Resim 12: Zirkonya örneğin yüzeyine tam seramik örneğin simantasyonu

5.4.2. Clearfil Tamir Setiyle Yapılan Yüzey Hazırlığı İşlemleri



Resim 13: Clearfil porselen tamir seti

5.4.2.1. Zirkonya-Clearfil-Kompozit(ZCK) Tamir Yöntemi:

- 1) Zirkonya bloğun yüzeyinden elmas uç yardımıyla 0.1 mm'lik bir tabaka kaldırılarak pürüzlendirildi.(Resim 14)



Resim 14: Zirkonya yüzeyinin frezle aşındırılması

- 2) Zirkonya bloğun yüzeyine tek kullanımlık bir fırçayla Alloy primer uygulandı.
(Resim 15)



Resim 15: Zirkonya yüzeyine Alloy primer uygulanması

- 3) Clearfil SE bond primer ve Clearfil porcelain bond activator uygulamadan hemen önce karıştırma kabına birer damla damlatılarak karıştırıldı. Zirkonya yüzeyine tek kullanımlık bir fırçayla uygulanıp 5 saniye beklendi. Hafif yağsız havayla uçucu içerik buharlaştırıldı.(Resim 16)



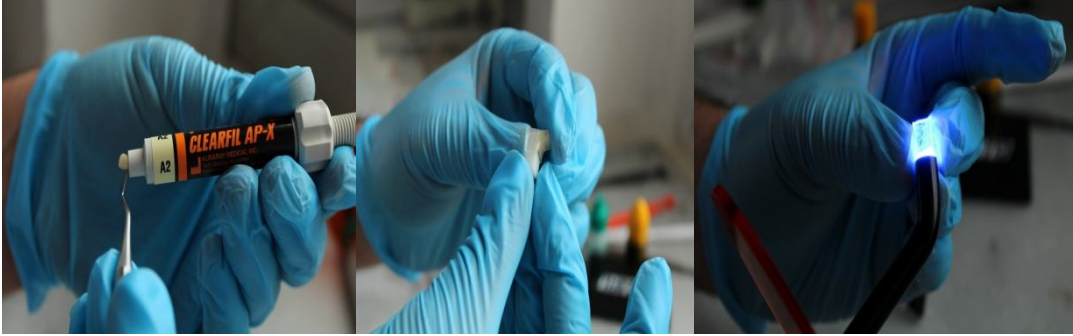
Resim 16: Clearfil SE bond primer ve porcelain bond activator karışımının zirkonya yüzeye uygulanması

- 4) Karıştırma kabında, gerekli miktarda Clearfil SE bond hazırlandı. Hazırlanmasını takiben 3 dakika içerisinde tek kullanımlık bir fırça yardımıyla zirkonya yüzeyine sürüldü, hafif hava sıkılarak mümkün olduğu kadar uniform bir film tabakası oluşturuldu ve 10 saniye ışık ile polimerize edildi.(Resim 17)



Resim 17: Zirkonya yüzeyine Clearfil SE bond uygulaması

- 5) Hazırlanan zirkonya yüzeyi SX plak kalıp yardımıyla tabakalama tekniğiyle 5 farklı yüzeyinden ışık ile polimerize edilen Clearfil AP-X kompozit rezinle restore edildi.(Resim 18)



Resim18: Kompozit restorasyonu işlemi

5.4.2.2.Zirkonya-Clearfil-Panavia-Tam seramik(ZCS) Tamir Yöntemi:

- 1) Zirkonya yüzeye ZCK tamir yöntemindeki işlemler uygulandı.
- 2) Elmas uç kullanılarak tam seramik yüzeyinden bir tabaka kaldırıldı.(Resim 19)



Resim 19: Tam seramik yüzeyinin frezle aşındırılması

- 3) Tam seramik yüzeyine K-etchant jel tek kullanımlık bir fırçayla uygulandı, 5 saniye beklendi, yıkanıp yağsız havayla kurutuldu.(Resim 20)



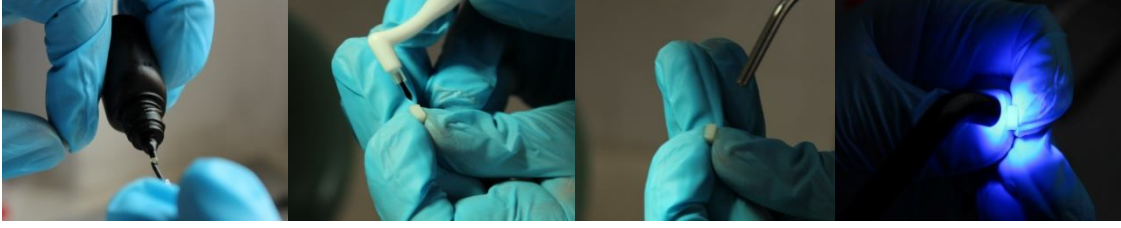
Resim 20: Tam seramik yüzeyine K-etchant jel uygulanması

- 4) Clearfil SE bond primer ve Clearfil porcelain bond activator uygulamadan hemen önce karıştırma kabına birer damla damlatılarak karıştırıldı. Tam seramik yüzeyine tek kullanımlık bir fırçayla uygulanıp 5 saniye beklendi. Hafif yağsız havayla uçucu içerik buharlaştırıldı.(Resim 21)



Resim 21: Clearfil SE bond primer ve porcelain bond activator karışımının tam seramik yüzeyine uygulanması

- 5) Clearfil bond hazırlanarak tam seramik yüzeyine sürüldü, havayla inceltildi ve 10 saniye ışıqla polimerize edildi.(Resim 22)



Resim 22: Tam seramik yüzeyine Clearfil SE bond uygulaması

- 6) Panavia F 2.0 karıştırılarak zirkonya ve tam seramik yüzeylere ince bir tabaka sürüldü. Parmak basıncıyla örnekler simante edilerek, 5 farklı yüzeyden 20 saniye ışıqla polimerize edildi.(Resim 23)



Resim 23: Zirkonya örneğın yüzeyine tam seramik örneğın simantasyonu

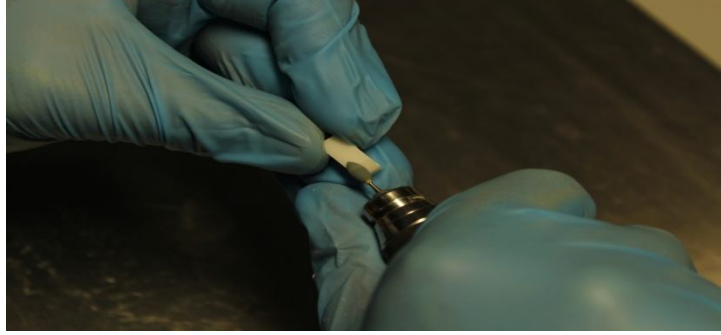
5.4.3.Cimara Zircon Tamir Setiyle Yapılan Yüzey Hazırlığı İşlemleri



Resim 24: Cimara zircon tamir seti

5.4.3.1.Zirkonya-Cimara Zircon-Kompozit(ZZK) Tamir Yöntemi:

- 1) Set içerisindeki tek kullanımlık taş frezle çok az basınç uygulanarak 6.000-10.000 rpm devirleri arasında laboratuvar mikromotoru yardımıyla zirkonya bloğun yüzeyi aşındırıldı.(Resim 25)



Resim 25: Zirkonya yüzeyinin taş frezle pürüzlendirilmesi

- 2) Pürüzlendirilen zirkonya yüzeyi tek kullanımlık bir fırçayla temizlenerek yüzeydeki artıklar uzaklaştırıldı.(Resim 26)



Resim 26: Aşındırılmış zirkonya yüzeyinin fırçayla temizlenmesi

- 3) Cimara zircon primer zirkonya yüzeyine tek kullanımlık fırça yardımıyla uygulandı. 60 saniye beklendi, havayla kurutuldu.(Resim 27)



Resim 27: Zirkonya yüzeye Cimara zircon primer uygulaması

4) Cimara zircon adeziv zirkonya yüzeyine uygulandı. Hafif şiddetteki havayla dağıtıldı.

Işıklı 20 saniye polimerize edildi.(Resim 28)



Resim 28: Zirkonya yüzeyine Cimara zircon adeziv uygulaması.

5) Cimara zircon tamir setinin kendi kompozit rezini Grandio SO ile zirkonya yüzeyi tabakalama tekniğiyle restore edildi. Beş farklı yüzeye 20 saniye ışık gelecek şekilde polimerize edildi. Sonrasında tesviye ve polisajı yapıldı.(Resim 29)



Resim 29: Kompozit restorasyonu işlemi.

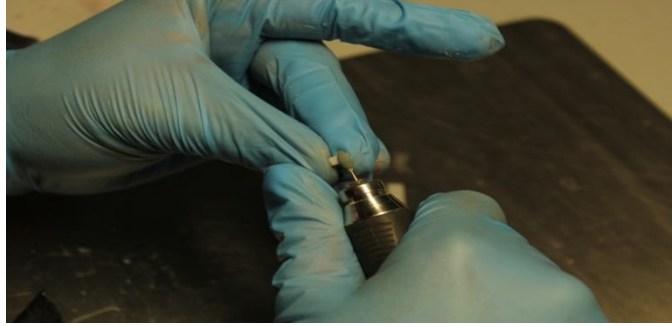
5.4.3.2.Zirkonya-Cimara Zircon-Panavia-Tam seramik(ZZS) Tamir yöntemi:

- 1) Zirkonya bloğun simantasyon yapılacak yüzeyine Cimara zircon kompozit tamir yöntemindeki yüzey işlemleri uygulandı
- 2) Tam seramik bloğun simante edilecek yüzeyi elmas alev uçlu frezle pürüzlendirildi.(Resim 30)



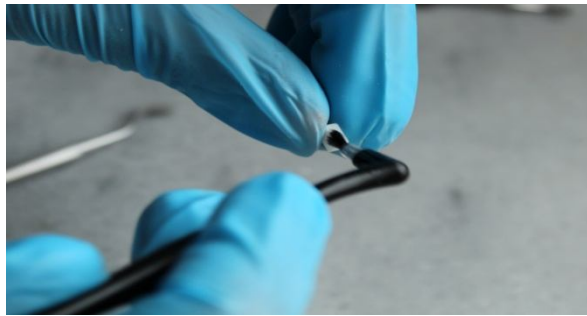
Resim 30: Tam seramiğin yüzeyinin frezle aşındırılması

- 3) Tam seramiğin simante edilecek yüzeyi, set içerisindeki tek kullanımlık taş frezle çok az basınç uygulanarak 6.000-10.000 rpm devirleri arasında laboratuvar mikromotoru yardımıyla aşındırıldı.(Resim 31)



Resim 31: Tam seramik yüzeyinin taş frezle pürüzlendirilmesi

- 4) Pürüzlendirilen tam seramik yüzeyi tek kullanımlık bir fırçayla temizlenerek yüzeydeki artıklar uzaklaştırıldı.(Resim 32)



Resim 32: Aşındırılmış tam seramik yüzeyinin fırçayla temizlenmesi

- 5) Cimara zircon primer tam seramik yüzeyine tek kullanımlık fırça yardımıyla uygulandı. 60 saniye beklendi, havayla kurutuldu.(Resim 33)



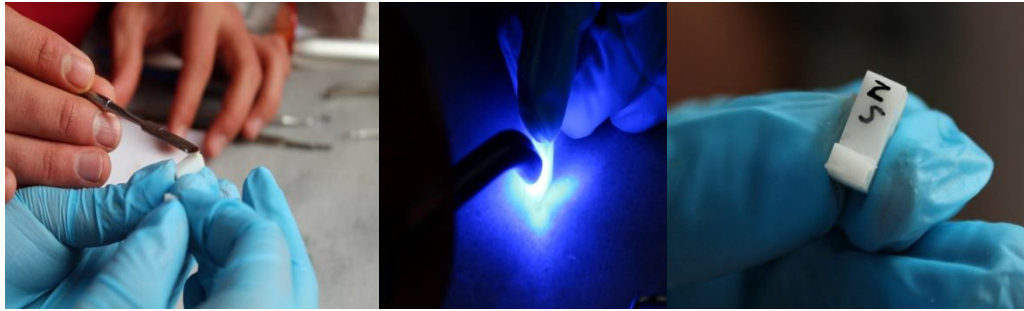
Resim 33: Tam seramik yüzeye Cimara zircon primer uygulaması

- 6) Cimara zircon adeziv tam seramik yüzeyine uygulandı. Hafif şiddetteki havayla dağıtıldı. Işıkla 20 saniye polimerize edildi.(Resim 34)



Resim 34: Tam seramik yüzeyine Cimara zircon adeziv uygulaması.

- 7) Hazırlanan zirkonya ve tam seramik örnekler panavia rezin siman yardımıyla 5 farklı yüzeyden ışıkla polimerize edilerek simante edildi. (Resim 35)



Resim 35: Zirkonya örneğin yüzeyine tam seramik örneğin simantasyonu

5.5.Termal Siklus İşleminin Uygulanması

Kompozit restorasyonla ve simantasyonla tamiri tamamlanan 30 zirkonya-kompozit, 30 zirkonya-tam seramik ve kontrol grubunu oluşturan 10 zirkonya-seramik örneğin tamamı oda sıcaklığındaki(25⁰C) demineralize distile su içerisinde kapaklı plastik saklama kaplarında 24 saat bekletilmiştir.(Resim 36) Bekleyen örnekler temal siklus işlemine alındı. Termosiklus

işlemi Erciyes Üniversitesi Diş hekimliği Fakültesi Araştırma Laboratuvarında yapıldı. Termal siklus cihazında sıcaklığı 5 ila 55⁰C arasında değişen iki su banyosu arasında her banyoda bekleme süresi 30 saniye ve banyolar arası daldırma süresi 2 saniye olacak şekilde 5000 döngü yapıldı.(Resim 37)



Resim 36: Örneklerin bekletildiği distile su

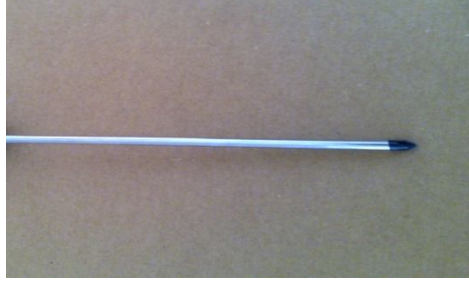


Resim 37: Kullanılan termal siklus cihazının görüntüsü

5.6.Makaslama Testi Uygulaması

Termal siklus işlemi sonrası modellerin dayanımını ölçmek için instron cihazı kullanıldı.(Resim 39) Bu işlem de Erciyes Üniversitesi Diş hekimliği Fakültesi Araştırma Laboratuvarında yapıldı. Makaslama kuvvetini ileten 23 cm uzunluğundaki küt uçlu çelik uç

Altaş-Gedore firması tarafından krom-vanadyum-molibden çeliğinden sertlik ve tork değerleri TS-DIN-ISO standartlarına uygun olarak üretildi.(resim 38)

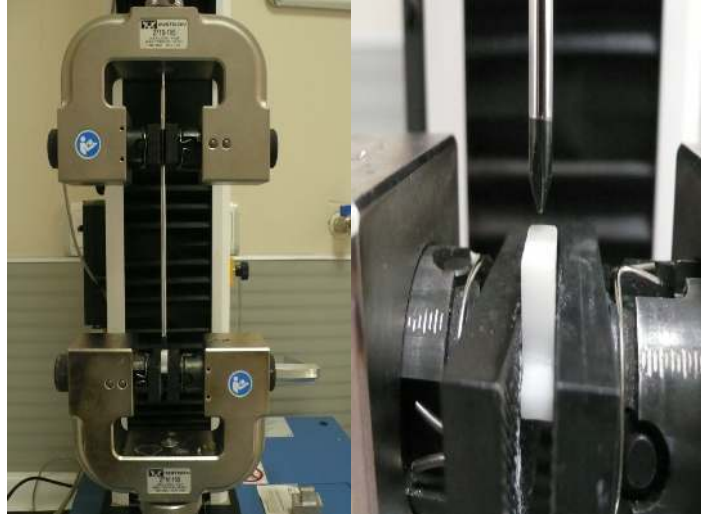


Resim 38: Kırma testinde kullanılan çelik uç

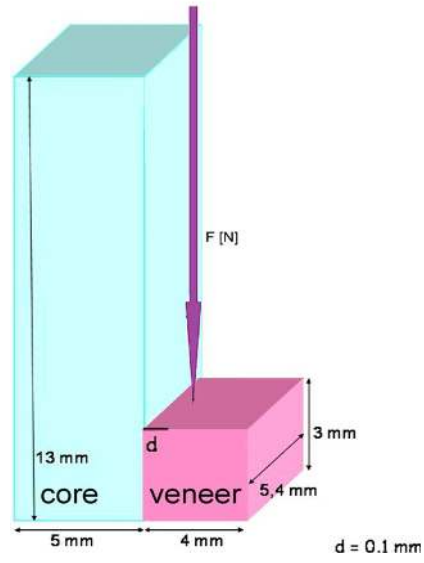
Makaslama bağlanma dayanımı testinde, özdeş ölçülerde kompozitle tamiri yapılan ve tam seramik simante edilen örnekler instron cihazına tek tek sabitlendi. Kırma ucu zirkonya bloğun uzun eksenine paralel olacak şekilde, kuvvet zirkonya yüzeyden 0.1mm mesafede uygulandı.(Şekil 5) Kompozit ve tam seramik bloklar zirkonya blok üzerinde ayrılma veya kırılma gösterene kadar kuvvet uygulandı. Kırılma ve ayrılma kuvvetleri(N) ve kuvvetin uygulanmaya başlanmasından kırılma ve ayrılmanın gerçekleşmesine kadar olan süreler(sn) kaydedildi .(Resim 40)



Resim 39: Kullanılan instron cihazının görüntüsü



Resim 40: Instron cihazında ölçüm görüntüsü



Şekil 5: Schmitz–Schulmeyer yöntemine göre bloklara uygulanan kuvvetin yönü

5.7.Verilerin Elde Edilmesi

GRUPLAR	ZBK	ZBS	ZCK	ZCS	ZZK	ZZS	KONTROL
SAYILAR	1- N/sn	2-N/sn	3-N/sn	4-N/sn	5-N/sn	6-N/sn	7-N/sn
1	34.61/46.17	50.97/22	76.40/36.6	66.73/62.7	70.72/33	67/28.5	273.1/29.1
2	16.45/40.6	57.33/6.3	84.80/29.9	88.31/14.1	104.40/7.6	63.10/22.7	201.91/15.8
3	32.41/21.31	62.01/25.8	106.50/8.8	70.42/15.2	75.81/36	66.14/22.1	126.5/59.7
4	46.76/27.9	63.65/18.6	185.05/29.2	127.86/28.4	138.18/37.9	44.78/79.7	160.45/38
5	19.56/11	66.41/23.4	143.15/31.8	24.61/34.6	76.84/50.8	78.41/28.2	244.71/63.2
6	17.24/48.8	55.80/24.5	133.67/87.4	59.50/26.2	82.43/59.8	66.45/33.5	246.30/10.4
7	31.60/22.2	74.43/10	102.07/51	21.64/33.4	58.75/25.8	79.43/21.4	236.31/23.6
8	25.08/45.04	45.04/18.3	118.54/28.1	29.53/42.2	91.79/41.6	44.63/29.31	180.84/13.8
9	10.81/29.4	82.51/16.1	92.75/42.8	50.41/29.76	83.56/61.8	73.67/10.6	119.79/16.8
10	15.12/32.7	27.84/38.3	74.62/49.7	42.32/39.7	127.86/40.7	77.55/14.1	196.78/38.7

Tablo 4: Hasar anında uygulanan kuvvet(N Newton)/Hasar anına kadar geçen süre(sn saniye)

6.BULGULAR

6.1.Verilerin İstatistiksel Değerlendirmesi

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

Farklı tamir yöntemlerindeki (seramik, kompozit) farklı tamir setlerinde (Bisco, Cimara zircon, Clearfil, kontrol) kuvvet ve süre yönünden ortalama değerlerinin karşılaştırılmasında ONE WAY ANOVA testi kullanılmış olup, istatistiksel anlamlılık söz konusu olduğunda farklılığın hangi metotlar arasında olduğunu belirlemede Tukey HSD ve Dunnett çoklu karşılaştırma testleri kullanılmıştır.

Farklı tamir setleri (Bisco,Cimara zircon, Clearfil, kontrol) için farklı tamir (seramik, kompozit) yöntemleri arası ortalama farkların araştırılmasında bağımsız (independent) Students' t-testi kullanılarak analiz yapılmıştır.

Bu çalışmadaki bütün testlerde % 95 lik güven aralığı uygulanmış olup; tanımlayıcı istatistikler ve analizler SPSS 15.0 for Windows XP bilgisayar paket programı kullanılarak yapılmıştır. $p<0.05$ için sonuçlar istatistiksel olarak anlamlı kabul edilmiştir.

Yapılan istatistiksel çalışma sonucunda tüm gruplar tek tek ele alındı ve tüm grupların güven aralığı değeri %95 olarak çıktı. Seramikle tamir yöntemleri kendi aralarında (ZBS-ZCS-ZZS), kompozitle tamir yöntemleri kendi aralarında (ZBK-ZCK-ZZK), tamir setleriyle uygulanan tamir yöntemleri kendi aralarında (ZBK-ZBS, ZCK-ZCS, ZZK-ZZS) ve tüm tamir setleri ve tamir yöntemlerinin kullanıldığı gruplar kontrol grubuyla karşılaştırıldı.

Uygulanan tamir yöntemine göre setlerin kendi aralarında ve kontrol grubuyla yapılan kuvvet ve süre açısından ayrıca çoklu karşılaştırma testleriyle birbirleri aralarında verdikleri değerlerin istatistiksel anlamlılığı araştırılmıştır. Aynı işlemle kullanılan tamir setlerinde uygulanan tamir yöntemleri için de kendi aralarında yapılan kuvvet ve süre açısından ve çoklu karşılaştırma testleriyle birbirleri aralarında verdikleri değerlerin istatistiksel anlamlılığı araştırılmıştır.

Setler		N	Ortalama (mean)	SD (standart sapma)	95% Confidence Interval (güven aralığı)		Minimum	Maximum
kuvvet	Bisco	10	58,5990	15,34103	47,6247	69,5733	27,84	82,51
	Clearfil	10	58,1330	32,63027	34,7907	81,4753	21,64	127,86
	CimaraZ	10	66,1160	12,66257	57,0577	75,1743	44,63	79,43
	Kontrol	10	198,6690	52,24749	161,2934	236,0446	119,79	273,10
süre	Bisco	10	20,3300	8,88820	13,9718	26,6882	6,30	38,30
	Clearfil	10	32,6260	14,00353	22,6085	42,6435	14,10	62,70
	CimaraZ	10	29,0110	19,14087	15,3184	42,7036	10,60	79,70
	Kontrol	10	30,9100	18,79713	17,4633	44,3567	10,40	63,20

Tablo 5: Seramiğin simantasyonu ile yapılan tamir işleminde kullanılan materyallerin bağlanma dayanımlarının ortalama ve sd değerleri

Seramiğin simantasyonu ile yapılan tamir işleminde kuvvet açısından tamir setleri arasında istatistiksel olarak anlamlı bir değişim tespit edilmiştir. ($F=45,392$, $p=0,000$), ancak

bu durum süre yönünden incelendiğinde istatistiksel olarak anlamlı bir fark tespit edilememiştir ($F=1,2$, $p=0,324$).

Seramik ile yapıştırma yapılan tamir işleminde kuvvet açısından tamir setleri arasındaki çoklu karşılaştırma testleri yapıldığında kontrol grubundaki ortalama değerlerin Bisco, Clearfil ve Cimara zircon gruplarına göre önemli derece değiştiği ve bu değişimde istatistiksel olarak anlamlı olduğu gözlenmiştir. ($p=0,000$)

Setler		N	Ortalama (mean)	SD (standart sapma)	95% Confidence Interval (güven aralığı)		Minimum	Maximum
Kuvvet	Bisco	10	24,9640	11,18628	16,9618	32,9662	10,81	46,76
	Clearfil	10	111,7550	34,51613	87,0637	136,4463	74,62	185,05
	CimaraZ	10	91,0340	25,33370	72,9114	109,1566	58,75	138,18
	Kontrol	10	198,6690	52,24749	161,2934	236,0446	119,79	273,10
Süre	Bisco	10	32,5120	12,47123	23,5906	41,4334	11,00	48,80
	Clearfil	10	39,5300	20,76316	24,6769	54,3831	8,80	87,40
	CimaraZ	10	39,5000	16,00444	28,0511	50,9489	7,60	61,80
	Kontrol	10	30,9100	18,79713	17,4633	44,3567	10,40	63,20

Tablo 6: Kompozit ile yapılan tamir işleminde kullanılan materyallerin bağlanma dayanımlarının ortalama ve sd değerleri

Kompozit ile yapılan tamir işleminde kuvvet açısından tamir setleri arasında istatistiksel olarak anlamlı bir değişim tespit edilmiştir. ($F=43,827$, $p=0,000$), ancak bu durum

süre yönünden incelendiğinde istatistiksel olarak anlamlı bir fark tespit edilememiştir. (F=0,693, p=0,562)

Kompozit ile yapıştırma yapılan tamir işleminde kuvvet açısından tamir setleri arasındaki çoklu karşılaştırma testleri yapıldığında Bisco ile Clearfil, Bisco ile Cimara zircon, Bisco ile Kontrol, Clearfil ile kontrol, Cimara zircon ile kontrol grupları arasında ortalama değerlerin önemli derecede değiştiği ve bu değişiminde istatistiksel olarak anlamlı olduğu gözlenmiştir.(p<0.05)

Tamir		N	Ortalama	SD (standart sapma)
Bisco	Materyali			
Kuvvet	Seramik	10	58,5990	15,34103
	Kompozit	10	24,9640	11,18628
Süre	Seramik	10	20,3300	8,88820
	Kompozit	10	32,5120	12,47123

Tablo 7: Bisco ile tamir edilen örneklerin bağlanma dayanımlarının ortalama ve sd değerleri

Uygulanan tamir yöntemlerine göre kuvvet ve süre parametreleri bisco setinde önemli derece değişmiştir. Bu değişim kuvvet için (p=0.000) ve süre için (p=0.022) istatistiksel olarak anlamlılık göstermiştir. Bisco setinde kuvvete göre en iyi dayanım ortalaması seramikle yapılan tamir yönteminde, süreye göre en iyi dayanım ortalaması kompozit tamir yönteminde görülmüştür.

Tamir				SD (standart
Clearfil	Materyali	N	Ortalama	sapma)
Kuvvet	Seramik	10	58,1330	32,63027
	kompozit	10	111,7550	34,51613
Süre	seramik	10	32,6260	14,00353
	kompozit	10	39,5300	20,76316

Tablo 8: Clearfil ile tamir edilen örneklerin bağlanma dayanımlarının ortalama ve sd değerleri

Uygulanan tamir yöntemlerine göre kuvvet parametresi Clearfil setinde önemli derecede değişmiştir.($p=0.002$) Ancak süre parametresi için istatistiksel olarak anlamlı bir fark bulunamamıştır. Clearfil tamir setinde kuvvete ve süreye göre en iyi dayanım ortalaması kompozit tamir yönteminde görülmüştür.

Tamir				SD (standart
CimaraZ	Materyali	N	Ortalama (mean)	sapma)
kuvvet	Seramik	10	58,1330	32,63027
	Kompozit	10	111,7550	34,51613
süre	Seramik	10	32,6260	14,00353
	Kompozit	10	39,5300	20,76316

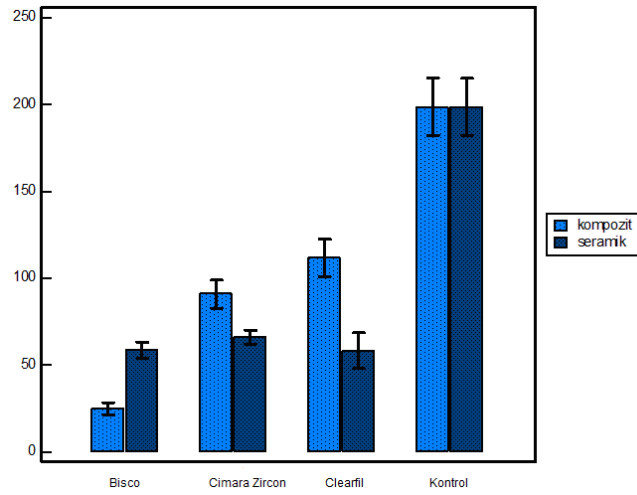
Tablo 9: Cimara Zircon ile tamir edilen örneklerin bağlanma dayanımlarının ortalama ve sd değerleri

Uygulanan tamir yöntemlerine göre kuvvet parametresi Cimara Zircon setinde önemli derecede değişmiştir.($p<0.05$) Ancak süre parametresi için istatistiksel olarak anlamlı bir fark bulunamamıştır. Cimara Zircon Tamir setinde kuvvete ve süreye göre en iyi dayanım ortalaması kompozit tamir yönteminde görülmüştür.

Deney gruplarının karşılaştırması ikişerli, üçerli ve en son yedili olarak yapıldı.

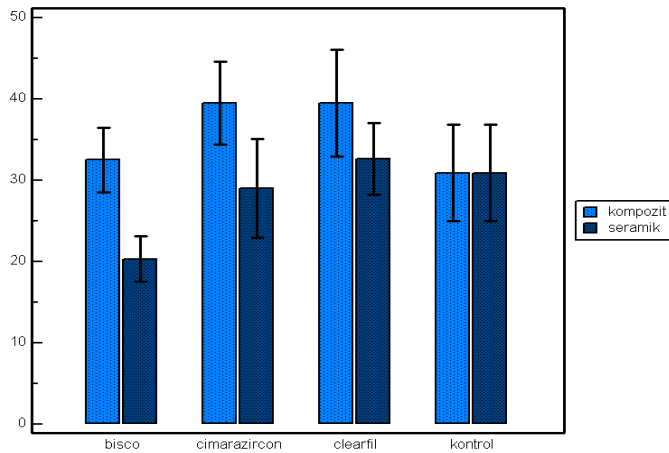
Kuvvet parametresi açısından örnekler arasında en yüksek deney sonuç değeri 273.1 N ile kontrol grubunda ölçülürken, en düşük değer 10.81 N ile ZBK deney grubunda ölçüldü. Süre parametresi açısından örnekler arasında en yüksek deney sonuç değeri 87.4 sn ile ZCK deney grubunda ölçülürken, en düşük değer 6.3 sn ile ZBS deney grubunda ölçüldü.

Bağlanma dayanımını ölçtüğümüz bu çalışmada en fazla dirence sahip gruplarımız sırasıyla kontrol, ZCK, ZZK, ZZS, ZBS, ZCS, ZBK olarak tespit edildi.



Grafik 1: Kuvvet parametresine göre elde edilen verilerin ortalama değerleri

Dayanım süresi en fazla olan gruplarımız sırasıyla ZCK, ZZK, ZCS, ZBK, kontrol, ZZS, ZBS olarak tespit edildi.



Grafik 2: Süre parametresine göre elde edilen verilerin ortalama değerleri

6.2.Kırık Tiplerinin İncelenmesi

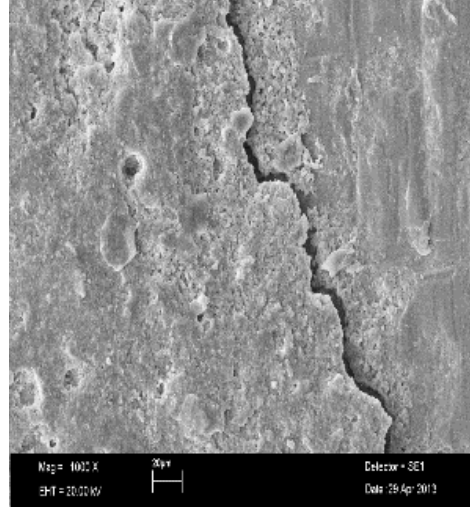
Deney sırasında zirkonyum alt yapı ile kompozit veya seramik üst yapılar arasındaki ayrılmaların tamamı arayüz bölgesinde gerçekleşti. Çalışmamızda toplamda 35 adeziv, 32 karışık ve 3 koheziv kırık tipi meydana geldi.

GRUPLAR	Adeziv tip kırık	Koheziv tip kırık	Karışık tip kırık	Kırık tipi oranı
ZBK	5	-	5	% 50 adeziv, %50 karışık
ZCK	-	-	10	%100 karışık
ZZK	-	-	10	%100 karışık
ZBS	10	-	-	%100 adeziv
ZCS	10	-	-	%100 adeziv
ZZS	10	-	-	%100 adeziv
KONTROL	-	3	7	%70 karışık, %30 koheziv

Tablo 10: Çalışmada görülen kırık tipleri ve oranları

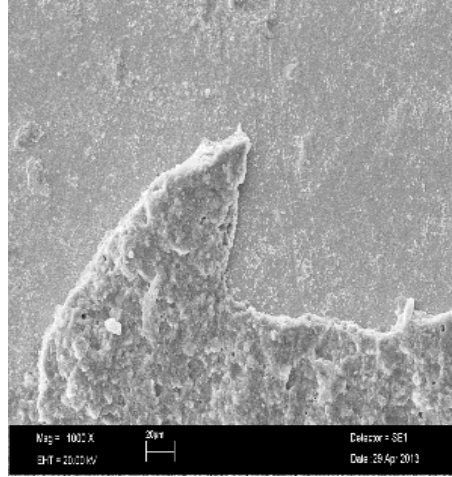
6.3.SEM DEĞERLENDİRMESİ

Makaslama bağlanma testi sonrasında kopan ve ayrılan zirkonyum, tam seramik, kompozit, seramik yüzeylerin scanning electron mikroskobu incelenmesine ilişkin bulgular;



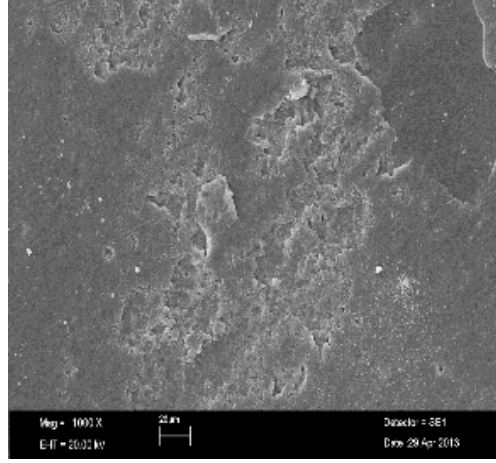
Resim 41: ZBS örneğinin adeziv kırılma gösteren tam seramik parçasının x1000 SEM görüntüsü

Yüzey üzerinde kopan Panavia F 2.0 rezin simanın artıkları ve bunun altında HF asit uygulamasına bağlı gözenekler ve pürüzlülük izlenebilmektedir.



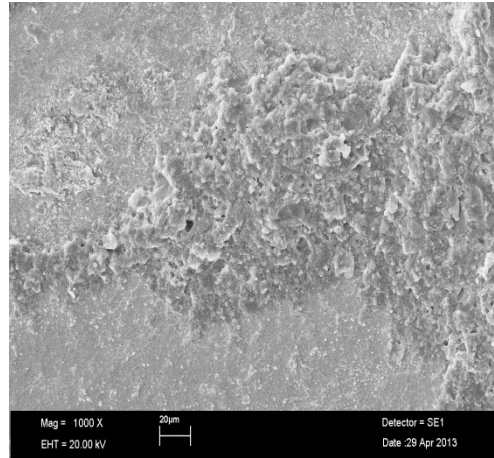
Resim 42: ZBS örneğinin adeziv kırılma gösteren zirkonyum parçasının x 1000 SEM görüntüsü

Yüzey üzerinde rezin simanın kalıntıları görülmektedir.



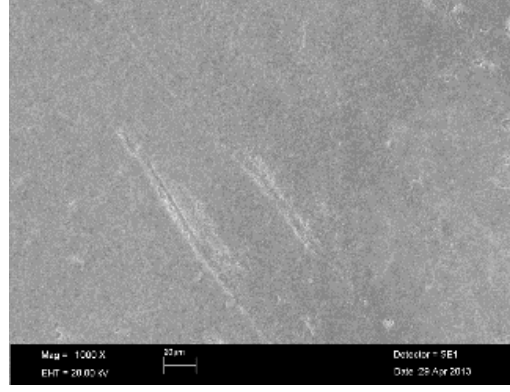
Resim 43: ZBK örneğinin adeziv kırılma gösteren kompozit parçasının x 1000 SEM görüntüsü

Açık alanlar hibrit tabakaları ve boşluk alanlar kopan kompozit tabakalarını göstermektedir.

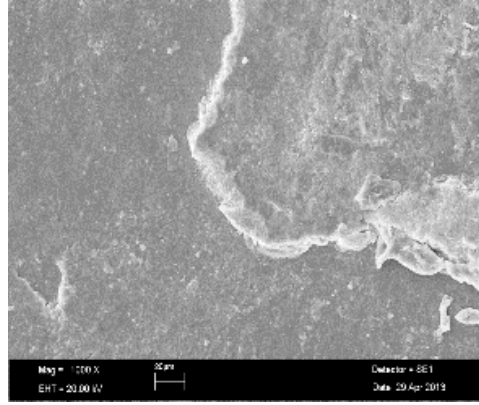


Resim 44: ZBK örneğinin adeziv kırılma gösteren zirkonyum parçasının x 1000 SEM görüntüsü

Açık alanlar zirkonyum yüzeyindeki kompozit kalıntılarını göstermektedir.

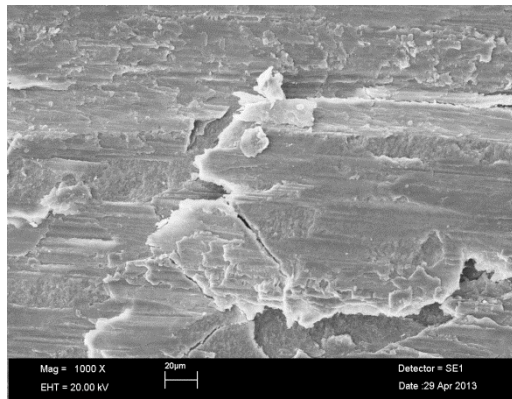


Resim 45: ZBK örneğinin karışık tip kırılma gösteren kompozit parçasının x 1000 SEM görüntüsü
Kompozitin pürüzsüz yüzeyi ve kompozitten kopan tabakanın boşlukları görülmektedir.

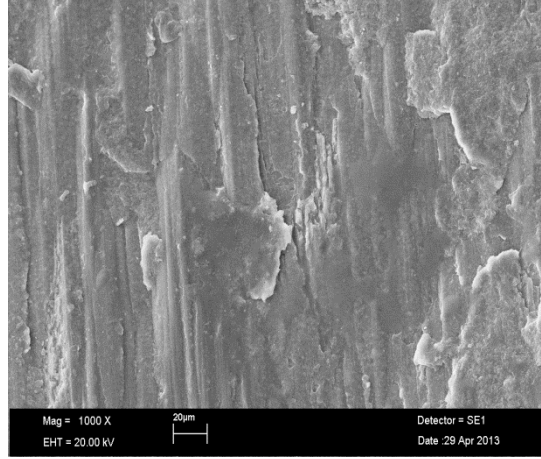


Resim 46: ZBK örneğinin karışık tip kırılma gösteren zirkonyum parçasının x 1000 SEM görüntüsü

Görüntülerde zirkonyum yüzeyi üzerinde kalan kompozit kitleleri izlenmektedir.

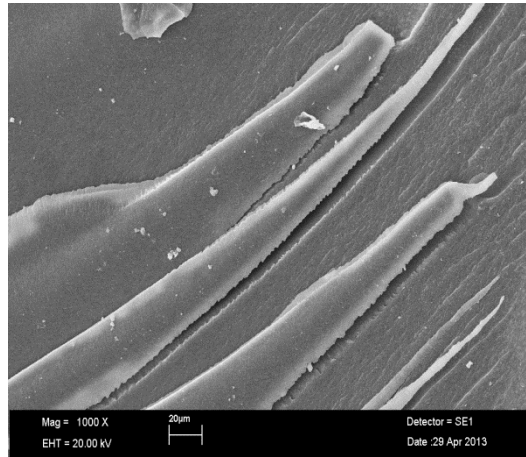


Resim 47: ZCS örneğinin adeziv kırılma gösteren seramik parçasının x 1000 SEM görüntüsü
Rezin siman kalıntıları ve fosforik asit ve frezleme ile oluşan yüzey pürüzlülüğü izlenebilmektedir.



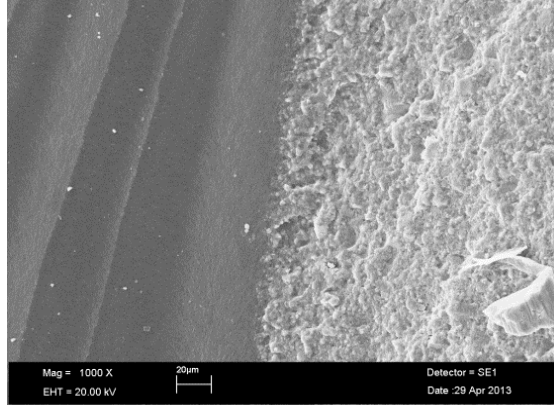
Resim 48: ZCS örneğinin adeziv kırılma gösteren zirkonyum parçasının x 1000 SEM görüntüsü

Rezin siman kalıntıları ve frezle zirkonyum yüzeyine yapılan pürüzlendirme izlenebilmektedir.



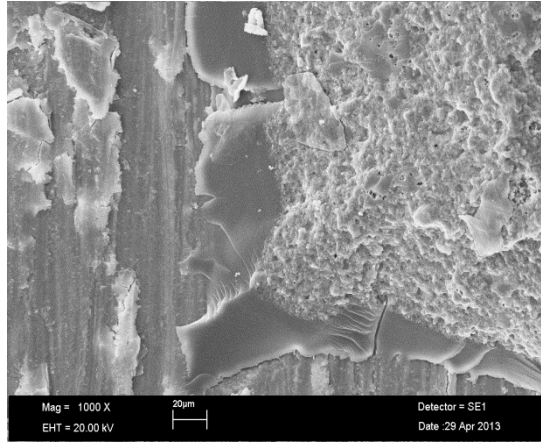
Resim 49: ZCK örneğinin karışık tip kırılma gösteren kompozit parçasının x 1000 SEM görüntüsü

Frezle pürüzlendirme işlemi yapılan zirkonyum yüzeyine adapte olan kompozitin çıkıntılı tabakaları izlenmektedir.



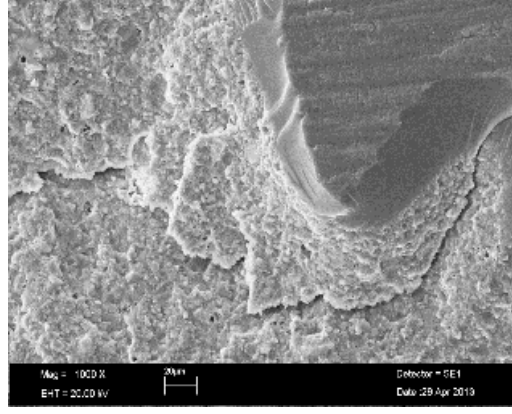
Resim 50: ZCK örneğinin karışık tip kırılma gösteren zirkonyum parçasının x 1000 SEM görüntüsü

Zirkonyum yüzeyinde kalan kompozit rezin miktarı ve frezle pürüzlendirilmiş zirkonyum yüzeyi izlenmektedir.



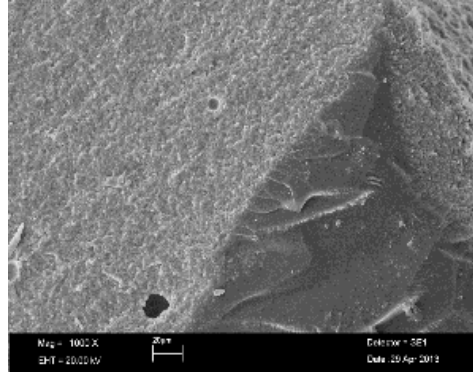
Resim 51: ZZS örneğinin adeziv kırılma gösteren seramik parçasının x1000 SEM görüntüsü

Yüzey üzerinde rezin siman kalıntıları ve taş frezle oluşturulan yüzey pürüzlülüğü izlenmektedir.



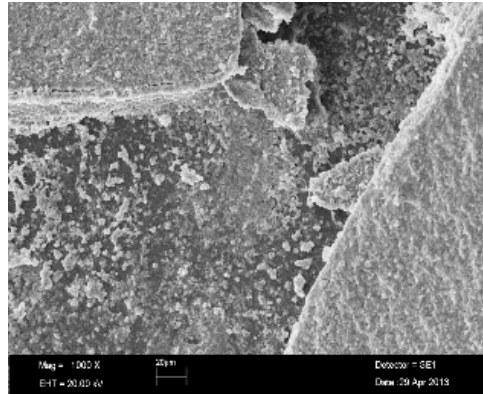
Resim 52: ZZS örneğinin adeziv kırılma gösteren zirkonyum parçasının x 1000 SEM görüntüsü

Yüzey üzerinde resin siman kalıntıları ve taş frezle elde edilen pürüzlülükler izlenebilmektedir.



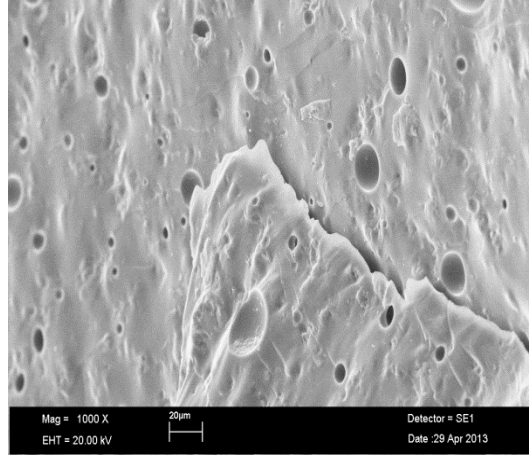
Resim 53: ZZK örneğinin karışık tip kırılma gösteren kompozit parçasının x 1000 SEM görüntüsü

Kopan kompozit tabakalarının boşlukları izlenmektedir.



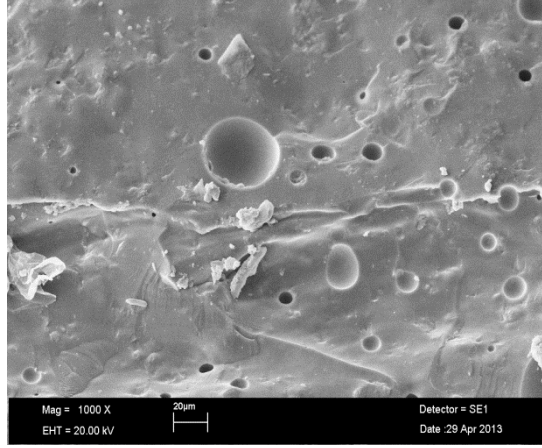
Resim 54: ZZK örneğinin karışık tip kırılma gösteren zirkonyum parçasının x 1000 SEM görüntüsü

Zirkonyum yüzey üzerinde kalan geniş kompozit resin kitleleri ve taş frezle yüzeyde oluşturulan pürüzlülük izlenebilmektedir.



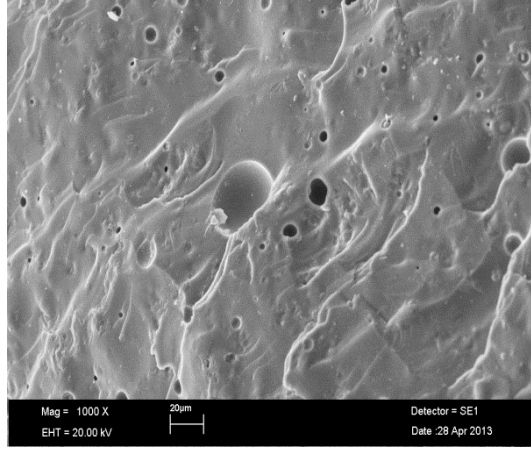
Resim 55: Kontrol grubu örneğinin karışık tip kırılma gösteren seramik parçasının x 1000 SEM görüntüsü

Seramik yüzey üzerinde oluşan kırık hatları ve seramiğin kristalin yapısı izlenmektedir.



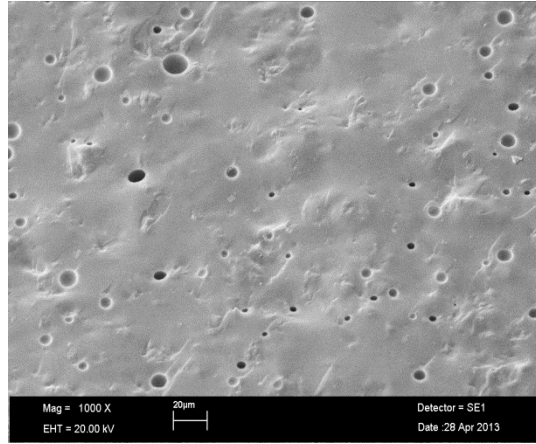
Resim 56: Kontrol grubu örneğinin karışık tip kırılma gösteren zirkonyum parçasının x 1000 SEM görüntüsü

Zirkonyum yüzey üzerinde kalan seramik kitlesindeki çatlak hatları görülmektedir.



Resim 57: Kontrol grubu örneğinin koheziv tip kırılma gösteren seramik parçasının x 1000 SEM görüntüsü

Karışık tip kırılma gösteren kontrol grubu seramik parçasına göre çatlak yapının daha az olduğu izlenmektedir.



Resim 58: Kontrol grubu örneğinin koheziv tip kırılma gösteren zirkonyum parçasının x 1000 SEM görüntüsü

Zirkonyum yüzeyi üzerindeki seramiğin kristalin yapısı izlenmektedir.

7.TARTIŞMA

Tam seramik sistemlerde yüksek dayanıklılıktaki ZrO_2 alt yapı materyalinin kullanımı son zamanlarda popüler hale gelmiştir(12,224). Diş hekimliği mesleği için üretilen tam seramik sistemlerin sayılarının artışıyla birlikte, bu tip materyallerin uygulaması porselenin metale kaynaştığı geleneksel FPD lerin yerini hızla almaktadır. Bununla birlikte, kırılma ve parçalara ayrılma ile ilgili hasarlar, bu tip seramikler güçlendirilmiş seramikler olduğu halde neredeyse tüm klinik raporlarda belirtilmektedir(23,225).

Tam seramik materyaller, uzun seneler hasta ağızında ideal şekillerde eksik dişlerin yerini alabilmelerine rağmen, restorasyonun yapımı esnasındaki laboratuvar hataları, porselenin poroz yapısı, travma, okluzal çatışmalar gibi sebeplerden ötürü kırılma ya da kopma gösterebilirler. Kırılan restorasyonun ağızdan çıkarılması; maliyetinin fazla olması ve restorasyonun kompleks özellikteki yapısı göz önüne alındığında pratik olarak uygulanan bir çözüm yöntemi değildir. Ağız içi porselen tamiri uygulamaları bu gibi durumlarda hasta ve hekim açısından daha pratik sonuçlar alınmasını sağlarlar.

Çiğneme kuvvetlerine bağlı olarak meydana gelen doğal etkin gerilimler kırık oluşumunu aktive edebilmektedirler. Ek olarak intraoral korozyon kuvvetleri mikro kırıkların oluşumunu arttırarak porselen kırıklarının meydana gelmesine sebep olurlar(226). Kullanım sırasında oluşan çatlak ve kırıkların zirkonyum-porselen ara yüzünde oluşan gerilme kuvvetleriyle ilişkili olduğu varsayılmaktadır. Bu gerilimlerin sebebi, termal büzülme ve genleşme miktarlarının uyumlu olmaması ve yüzeyde meydana gelen değişikliklerdir(76).

Güçlendirilmiş seramiklerin uzun bir geçmişi yoktur fakat bu şekildeki parçalara ayrılmaların insidansı bu materyallerin klinik prognozu açısından göz ardı edilmemelidir(23). ZrO_2 seramiklerin in-vitro çalışmalarda kabul edilebilir değerlerde dayanıklılık sergilediği ve fraktür kırıklarına karşı dirençli oldukları ispat edilmiştir(227,228,229). Daha dayanıklı

seramikler geliştirilene kadar, direkt tamir seçeneği bir ara çözüm olarak hem hastalar hem de klinisyenler için pratik olabilir. Bu gibi seramikler adeziv olarak simante edildiğinden, bunların indirekt tamir için diş dokularına ya da restorasyonun kendisine hasar vermeksizin sökülmesi zordur. Bu yüzden, rezin kompozitler ve adeziv tekniklerin kullanıldığı ağız içi tamir yöntemleri kaplama materyalindeki kırığın boyutlarına bağlı olarak kullanılabilir(39,40). Tamir rezinin alt yapıya adezyonunu optimize etmek için adeziv yöntemlerin her türlü klinik uygulamalarında seramik yüzeyinin hazırlanması gerekir(40).

Porselen restorasyonların klinik başarı açısından değerlendirildiği araştırmalarda, 1-2 yıllık süreçte kontrol edilen vakaların kaplama porselenlerinde belirli oranlarda çatlaklar ve küçük kırıklar olduğu rapor edilmiştir(22,225,230,231).

Çalışmaya başlamadan önce analiz yaparak örnek sayısını 10 olarak belirledik. Böylece örnek sayısını yüksek tutarak standart sapmanın yüksek olmasını önlemeye çalıştık. Bu da çalışmanın yorumlanmasını daha kolay hale getirdi.

Önceki in vitro çalışmalarda adeziv sistemlerin diş hekimliğinde önemli bir yeri olduğu ispatlanmıştır. Dental adeziv malzemelerin özelliklerini değerlendirmek için en geçerli yöntem klinik çalışmalardır. Ancak klinik çalışmaların uzun sürmesi ve hasta takibi yapılması gibi olumsuzlukları bulunmaktadır. Bunlara ilave olarak ağız ortamının ısısı, kan, dişeti oluşu sıvısı, tükürük gibi klinik etkenler ve bruksizm, günlük fonksiyonlar, ısısal gerilmeler, malokluzyon gibi ağız içi ortamda var olan çok sayıda farklı gerilimler adeziv bağlanmayı azaltabilmektedir ve başarısızlığa sebep olan faktörü belirlemek zorlaşmaktadır(232). Bu sebepten çalışmamızı in vitro olarak laboratuvar ortamında gerçekleştirdik.

Fırınlama işlemi esnasında oluşan mikro çatlaklar, porselen tozunun kondanzasyonu ve partikül büyüklükleri nedeniyle seramik restorasyonların yüzeyleri gözenekli olarak

izlenmektedir. Gözenekli bölgeler; aşındırma, kumlama ve asitleme gibi yüzey işlemleri sonrasında da izlenebilirler(26).

Yüzeyi asitleme işlemi seramik yüzeyinin yapısını ve yüzey enerjisini farklılaştırır. Simonsen ve Stangel, yaptıkları çalışmalarda farklı asitler uygulayarak seramik yüzeyinin mikromekanik tutuculuğunu ve tamir materyaliyle olan bağlanma direncini arttırmışlardır(144,233,234). Hidroflorik asit, asidüle fosfat florür ve fosforik asitle mikromekanik tutuculuk oluşturulabilmesine rağmen, metal alt yapının ortaya çıktığı kırık durumlarında sadece bu asitlerin kullanılması etkili başarı sağlayamamaktadır(235).

Çalışmamızda zirkonyum yüzeylerine silika içeriği olmadığından dolayı asit uygulanmamıştır. Daha önceden yapılan çalışmalarda, seramik yüzeyinin yüzey hazırlığı işlemlerinde yüzeyi HF asit ile asitlemenin belirgin şekilde daha etkili sonuçlar verdiği görülmüştür(133,144,159,191,236). HF asit kullanımıyla seramik yüzey üzerindeki kristalin ve cam tabakasını çözünür ve mikro mekanik tutuculuk elde edilir(237,238). HF asidi fosforik asitten daha başarılı bulan çalışmalar mevcutken(175,239) bazı çalışmalarda aralarında fark olmadığı belirtilmiştir(122). Seramik yüzeyine uygulanan HF asitle seramiğin ıslanabilirliğine paralel olarak yüzey enerjisi ve rezine bağlanabilme potansiyeli de değişir(148,149,240,241).

Hayakawa(239), yaptığı porselen tamiri çalışmasında, fosforik asit kullandığı gruplarda başarısızlığın genellikle porselen-kompozit rezin arayüzeyinde oluştuğunu, HF asit kullandığı gruplardaysa porselende koheziv ve porselen-kompozit ara yüzeyinde karışık şekilde gerçekleştiğini bildirmiştir. Kama da(242), porselen yüzeyine uygulanan fosforik asidin kompozit rezine olan bağlantı kuvvetini arttırmadığını belirtmiştir.

Perelmuter ve Montagnon(243), porselen yüzeyinin HF asitle pürüzlendirilmesi işleminin mikromekanik tutuculuğu sağlayan gözenekler oluşturduğunu ve bununda bağlanma

dayanıklılığını arttırdığını bildirmişlerdir. Farklı çalışmalarda kullanılan SEM analizlerinde(144,157,244,245) ve fotoğraflarında HF asidin porselen yüzeyinde oluşturduğu gözenekler belirgin olarak izlenmiştir. Gözeneklerin meydana gelmesinde asidin konsantrasyonu ve uygulama süresi etkilidir. Shiu ve arkadaşları(246), feldspatik seramik örneklerin rezin simanla olan bağlantısını değerlendirmek için yaptıkları çalışmada, en yüksek bağlantı dayanımı değerlerini % 10' luk HF asit uygulanan örneklerde saptamışlardır.

Porselen yüzeyine HF asit uygulanması işlemi yüzeyde pöroz bir yapı ve derin yarıklar oluşmasına sebep olur. Bu sebepten dolayı bazı araştırmacılar ideal konsantrasyon ve uygulama süresinde HF asit uygulama işlemi yapılmadığında, yapıda erken başarısızlıklara sebep olabilecek yüzey değişiklikleri olabileceğini bildirmişlerdir(193). İlave olarak bazı yayınlarda HF asidin intraoral dokulara zarar verebileceği belirtilmiştir(235,247). Çalışmamızda ise Bisco porselen tamir setine ait porcelain etchant %9.5 konsantrasyondaki HF 2-4 dakika süresince ve Clearfil tamir setine ait K-etchant gel %40 konsantrasyondaki tiksotrofik fosforik asit 5 saniye süresince firmaların kullanım tavsiyelerine uygun olarak uygulandı ve suyla yıkanıp yağsız havayla kurutuldu.

İn vitro çalışmamızda test edilen örneklerde asit kullanılan tamir setleri arasında en yüksek bağlanma direnci gösteren grubun asitleme materyali %9.5 konsantrasyondaki HF dir

Kumlama işlemi eskiden beri dental laboratuvarlarda metal yüzeyine uygulanmaktaydı. Sonradan intraoral porselen tamiri için de kullanılan kumlama işleminde; yüzeyin kuru ya da nemli olması, partikül boyutu ve şekli ve uygulanan basınç gibi faktörler sonucu etkilemektedir(137).

Al_2O_3 ile kumlama işlemiyle yüzey pürüzlendirme yapıldığında bağlanma için gerekli olan yüzey alanı artar ve yüzey gerilimi azalarak rezinin yüzeyi daha iyi ıslatabilmesi

sağlanır(248). Al_2O_3 ile kumlanan porselen yüzeyinde mikromekanik pürüzlülük oluşur ve yüzey küçük alumina parçacıklarıyla kaplanır(163). Kumlama işlemi metal yüzeylerde frezle mekanik olarak pürüzlendirme ve asitle pürüzlendirme işlemlerinden daha çok kimyasal reaksiyon oluşturmaktadır(235). El-sherif, Williams ve Chung(193,249,250) Al_2O_3 ile yapılan kumlama işleminin kıymetsiz metal alaşımı-kompozit arasındaki bağlanma dayanımını arttırdığını bildirmişlerdir.

Della Bona ve arkadaşları(245) yaptıkları çalışmalar sonunda, HF asit uygulaması sonrası ölçülen feldspatik seramik örneklerin rezin simanla arasındaki bağlantı dayanımı sonuçlarının kumlama sonrası ölçülen değerlerden daha az olduğunu belirtmişlerdir.

Chung ve arkadaşları(193,251), HF asidin porselen yüzeyinde oluşturduğu keskin açılı hatları azaltmak ve intraoral dokulara zarar verme olasılığını elimine etmek için porselen tamirinin klinik uygulamalarında Al_2O_3 ile kumlama işlemini seçmişlerdir. Burke(120), porselende Al_2O_3 ile sağlanan yüzey pürüzlülüğünün, HF ile sağlanandan daha az miktarda olduğunu belirtmiştir. Metal ya da porselen yüzeylerin tribokimyasal olarak silikayla kaplanmasının, 50 μm 'lik Al_2O_3 partikülleriyle yapılan kumlamaya göre yüzey enerjisini daha fazla arttırdığı belirlenmiştir(168). Silika kaplamayla elde edilen yüksek bağlanma dayanımı, yüzeyin pürüzlü hale getirilmesiyle ıslanmayı ve geniş bir yüzey alanı oluşturulmasıyla mikrotutuculuğu arttırmaktadır. Silika bağlı silanlanmış yüzeyde kimyasal bağlantı meydana gelmesi bu dayanımı yükseltmektedir(252). Metal yüzeyinin silika kaplı Al_2O_3 partikülleriyle kumlanmasında; sırasıyla asitlenen, suda bekletilen ve termal siklusa alınan örneklerin başlangıç dirençlerine kıyasla %25 daha fazla direnç elde edilmiştir(166,252,254,255,256).

Kumlama ya da elmas frezle pürüzlendirme işlemlerinden sonra bağlantı yalnızca ortaya çıkan mikromekanik girintilere bond ajanlarının yapışmasıyla olmaktadır. Elmas frezle pürüzlendirme sonrasında olan olumsuz etkiler, düzenli yüklemeler ve suyun hidrolitik etkisi,

seramiğin kompozitle olan bağlanmasını olumsuz yönde etkilemekte ve diğer yöntemlerle kıyaslandığında kırık oluşumunu arttırdığı bildirilmektedir(257).

Özcan ve arkadaşları(258) Rocatec Plus sistemiyle gerçekleştirdikleri çalışmada silikayla kaplanan In-ceram örneklerin, sadece Al_2O_3 partikülleriyle kumlama yapılan Rocatec Pre sistemine kıyasla daha iyi bağlantı dayanımı gösterdiğini bildirmişlerdir. In-ceram seramiği ve rezin siman arasındaki yüksek bağlanma dayanımının, yüzeydeki silika miktarının artması ve silanizasyon işlemi sayesinde kimyasal bağlantı meydana gelmesi sonucu olduğu düşünülmektedir.

De Oyague ve arkadaşları(259) yaptıkları çalışmada, zirkonyum yüzeyine 50µm partikül büyüklüğünde silika kaplı Al_2O_3 partikülleri püskürtmüşler ve 125 µm partikül büyüklüğünde Al_2O_3 partikülleri ile kumlama uygulanan örneklerle kıyasla, daha yüksek bağlanma dayanımı elde edildiğini belirtmişlerdir.

Yapılan in-vitro çalışmalar sonucunda bazı araştırmacılar, partikül boyutlarının farklı olmasının ve işlem süresinin faz dönüşümüne sebep olacak yüksek basınç meydana getirdiğini, mikro çatlakların oluşumunu hızlandırdığını ve zirkonyumun mekanik özelliklerini zayıflattığını savunmaktadır(260,261). Kumlama uygulanırken, cam ve seramiğin pürüzsüzlüğü ve elastikliğine bağlı olarak, kum partiküllerinin çarpma enerjisi az ise yüzeyde kırıklara sebep olacak gerilimler meydana getirir. Başka bir partikülün çarpması, iki ya da daha fazla mikro kırığın birleşmesi, ya da seramiğin elastik tepkisi sonucunda yüzeyden küçük parçaların ayrılması gözlenir(262).

Çalışmamızda kullanılan tamir setleri içeriğinde kumlama ve tribokimyasal silika kaplama aparatları ve materyalleri bulunmadığından ve kumlama işleminin hasta ve hekim açısından ekstra külfet oluşturacağı, pratik olmayacağı düşünüldüğünden kumlama işlemi yapılmamıştır.

Jochen ve Caputo(263) porselen yüzeyinin elmas frezler yardımıyla pürüzlendirilmesiyle tamir materyalinin tutuculuğunun arttığını belirtmişlerdir. Leibrock ve arkadaşlarının(244) yaptıkları çalışmada ise özel olarak tasarlanan K1 frezinin porselen yüzeyinde pöroz bir yüzey oluşturduğu ve ayrılan porselen parçacıklarını daha iyi uzaklaştırdığı bildirilmiştir. Shahverdi ve arkadaşları(35) 1998'de yaptıkları çalışmada bu frezin kullanılmasıyla yetersiz mikro tutuculuk sağlandığını belirtmişlerdir.

Şen ve arkadaşları(264), elmas frezle yaptıkları yüzey pürüzlendirme işlemiyle bağlantı dayanımının asitle yapılan yüzey pürüzlendirmeye göre daha az olduğunu bildirmişlerdir. Lacy(158), porselen yüzeyinin elmas frezle pürüzlendirilmesi işlemiyle en düşük bağlanma dayanımı değerlerini elde etmiştir. Wood(172) elmas frezle porselen yüzeyleri pürüzlendirme işleminin kırık oluşumunu başlatabileceğini ya da aktive edebileceğini ve bu nedenle restorasyonun başarısız olabileceğini belirtmiştir.

Suliman ve arkadaşları(133), uyguladıkları çalışmada, elmas frezle pürüzlendirme, kumlama ve HF asit yüzey hazırlıkları sonrasında porselen-kompozit arasında ortalama bağlantı kuvvetleriyle ilgili olarak istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık olmadığını belirtmişlerdir. Raymond, Suliman ve Kupiec(130,133,265) porselen tamiri çalışmalarında elmas frezle mekanik olarak yüzey pürüzlendirme işleminden sonra HF asit kullanımının başarılı bir kombine yöntem olduğunu bildirmişlerdir.

Kompozitlerin bağlanmasını arttırmak için, lazer kullanımı, seramik yüzeylerde pürüzlendirmeyi gerçekleştiren bir başka yöntemdir(266).

Pürüzlendirme işleminde lazerin kullanıldığı birtakım çalışmalar da mevcuttur. Akyıl ve arkadaşları, feldspatik seramik yüzeyini asit ve lazerle pürüzlendirdikleri çalışmalarında tamir kompozitinin makaslama bağlanımı dayanımının % 9.5 HF asit uygulanan örneklerde daha yüksek olduğunu belirtmişlerdir(238).

Ferreira ve arkadaşları(267) çalışmalarında, feldspatik seramik yüzeyine 50 µm partikül büyüklüğünde Al₂O₃ partikülleriyle kumlama ve HF asit uygulanan örneklerin rezin simanlara olan bağlanma dayanımının, kumlama + Nd:YAG ve kumlama + Er:YAG lazer uygulanan örneklerinkiyle yakın değerlerde olduğunu belirtmişlerdir.

Chung(193), porselen tamir setlerinin bağlanma dayanımlarının karşılaştırıldığı çalışmada profilometre yüzey analiziyle pürüzlendirme değerlerini saptamıştır. 50 µm'lik Al₂O₃ partikülleriyle kumlama işlemi sonrasında yaklaşık Ra değerleri metal ve porselen yüzeylerde sırasıyla 0.71 µm ve 1.85 µm olarak saptanmıştır. % 9.5 konsantrasyondaki HF asidin 4 dakika uygulanması porselen yüzeyde 3.33 µm pürüzlülük meydana getirmiştir.

Düzensiz yüzeyler düzgün yüzeylere göre daha büyük yüzey alanına sahip olduğu ve toplam yüzey enerjileri daha fazla olduğu için daha fazla bağlanma dayanımı oluştururlar. Yüzeydeki andırkat benzeri yapılar mikromekanik kilitlenme şeklindeki bağlantıları oluştururlar(268).

Ural ve arkadaşları(269), zirkonyum seramik yüzeyleri ve rezin siman arasındaki bağlantı dayanımını değerlendirdikleri çalışmalarında, hiçbir işlem yapılmamış seramik örneklerin bağlantı dayanımı sonuçlarıyla % 9.6 HF asit ve 100 µm partikül büyüklüğündeki Al₂O₃ partikülleriyle pürüzlendirilen seramik örneklerin bağlantı dayanımları arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark olmadığını belirtmişlerdir.

Çalışmamızda ZCK tamir yönteminde zirkonyum yüzeyi, ZCS tamir yönteminde zirkonyum ve tam seramik yüzeylerine Diatech elmas frezle; ZZK ve ZZS tamir yöntemlerinde zirkonyum yüzeylerine set içerisinde özel olarak tasarlanan yeşil tek kullanımlık taş frezle hafif basınçla laboratuvar mikromotoru yardımıyla 6.000-10.000 rpm devirleri arasında , ZZS tamir yönteminde tam seramik yüzeyine önce Diatech elmas frezle daha sonra taş frezle yüzey pürüzlendirme işlemleri yapıldı. Cimara zircon setindeki taş frez

Üretici önerisine göre sadece tek kullanımlık olup ekonomik açıdan elverişli değildir. İn vitro çalışmada test edilen örnekler arasında seramikle yapılan tamir yönteminde kullanılan setlerde en yüksek bağlanma direnci gösteren Cimara zircon setinin zirkonyum yüzey pürüzlendirme işlemi set içerisindeki tek kullanımlık yeşil taş frezle, seramik örneğin frez+taş frezle yapılmıştır. Kompozitle yapılan tamir yönteminde en yüksek bağlanma direnci gösteren Clearfil tamir setinin yüzey pürüzlendirme işlemi ise frezle yapılmıştır. SEM fotoğraflarında yapılan incelemede asitle przlendirmede daha ince pürüzlülük görülmesine karşın frezle przlendirmede daha mikroretantif yüzeyler elde edilmiştir. SEM fotoğraflarında asitle pürüzlendirme işleminin porselen yüzeyler için daha etkili olduğu gözenekli yapılarda izlenmiştir.

Metal ve porselen yüzeyine yapılan çeşitli yüzey işlemlerinden sonra silan solüsyonu ve çözücü içerik buharlaşarak uzaklaştırdıktan sonrada adeziv materyal uygulanır. Silanlar raf ömrü çok kısa olan ve nem kontaminasyonuna karşı aşırı duyarlı malzemelerdir(270,271). Yüzey pürüzlendirme, silanizasyon, bonding işlemleri tamir setlerinde birleştirilmiş ve bu şekilde etkinliklerinin daha başarılı olacağı düşünülerek kombine uygulamalar haline getirilmiştir.

Kupiec ve arkadaşları(130) kompozitin porselen yüzeyine bağlanmasında en başarılı yöntemin Al_2O_3 partikülleriyle kumlama sonrasında HF asit ve silan uygulaması olduğunu belirtmişlerdir. Stokes ve Shahverdi(35,272), kombine uygulama şekilleriyle daha iyi bağlanma dayanımı değerleri elde edileceğini belirterek kumlama ve silanizasyon kombinasyonunun ayrı ayrı uygulamalardan daha fazla bağlanma dayanımı sağlayacağını savunmuşlardır. Kupiec ve Chung(130,193), mekanik pürüzlendirme işleminin sonra uygulanan silan bağlanma ajanlarının kompozitin porselenle bağlantısını arttırdığını rapor

etmişlerdir. Thurmond ve Pameijer(29,38), çalışmalarında porselen yüzeyine Al_2O_3 partikülleriyle kumlama sonrasında HF asit uygulanmasının ayrı ayrı yapılan işlemlere göre daha iyi bağlanma dayanımı sağladığını bildirmişlerdir. Çalışmamızda da tamir setlerinin içinde bulunan tüm materyaller kombine olarak kullanılmıştır.

Al_2O_3 ile kumlama yoluyla ve HF asitle pürüzlendirilen yüzeylere silan bağlanma ajanları uygulandığında porselen ve kompozit rezin arasındaki bağlanma dayanımı %25 artmaktadır(273). Silanla muamele gören porselen yüzeyinin ıslanabilirliği artar ve bu işlem porselenle kompozit rezin arasında kovalent bağların oluşmasına destek verir(152,191,273).

Silan uygulamanın asitleme işleminden sonra adezyon dayanımını arttırdığı ve asitleme ile silanizasyon işlemlerinin bir arada uygulanmasının ayrı ayrı uygulanmasına göre daha başarılı sonuçlar verdiği asitleme ve organosilan ajanlarının etkinliklerinin değerlendirildiği bazı çalışmalarda belirtilmiştir(158,183,187,188,189,190,191,274). Culler(275) bağlanma dayanımında, silan hidrolizi ne kadar fazlaysa porselen tamir sisteminin adeziv dayanımının da o kadar fazla olacağını belirtmiştir.

Amaral ve arkadaşları(167), yüzey hazırlıklarını inceledikleri çalışmalarında, zirkonyumla güçlendirilmiş seramik yüzeylerde, kumlama ve silika kaplı partiküllerle kumlama işlemi sonrasında silan uygulamasını takiben yapılan simanyasyonda yüksek bağlantı dayanımı elde edildiğini bildirmişlerdir.

Pumans ve arkadaşları(277), tek bileşenli silanların yapılarında alkol ya da aseton bulundurduklarını ve bu sebepten dolayı silanizasyon işlemi öncesinde kimyasal reaksiyonun tetiklenebilmesi için porselen yüzeyine HF asit kullanımının gerekli olduğunu belirtmişlerdir. Çift bileşenli silanlardaysa hidrolize silana akuöz asit solüsyonu ilave edilmiştir ve porselen yüzeyiyle doğrudan reaksiyon oluşturabilmektedir. Aida ve arkadaşlarıysa(175), yeni nesil silan bağlanma ajanlarının asitleme işlemine gerek olmadan porselen yüzeyiyle yeterli

bağlanma direnci oluşturabildiklerini bildirmişlerdir. Yüzeyin asitlenmesi işleminden sonra silan uygulama bağlanma dayanımını arttırır. Silanizasyon ve asitleme işlemlerinin bir arada uygulanması tek asit ya da silan uygulamasından daha başarılıdır(183,187,188,189,191,272,274).

Bottino ve arkadaşları(277) Cojet sisteminin etkilerini inceledikleri çalışmalarında, yalnız kumlama, silika kaplama ve silan bağlanma ajanı içeren silan uygulamalarını kıyaslamış ve fosfat monomer bulunduran rezin siman ile zirkonyum seramik arasındaki çekme dayanımının silika kaplı örneklerde daha fazla olduğunu rapor etmişlerdir. Bazı çalışmalarda Co-jet sistemi uygulanması sonrasında silan uygulamanın, silika içerikli, cam-infiltrate alümina ve zirkonyum oksit seramiklerinin bağlantı dayanımlarını yükselttikleri belirtilmiştir(39,168,277,278,279).

Çalışmamızda kullanılan tüm tamir setlerinde silan bağlanma ajanları bulunduğundan dolayı tamir işlemleri silanla kombineli olarak gerçekleştirilmiştir. ZBK ve ZBS tamir yöntemlerinde zirkonyum yüzeyine Bisco firmasına ait organofosfat karboksilik asit bileşimdeki Z-prime plus zirkonyum primeri, ZBS tamir yönteminde seramik yüzeyine timetoksil(propil metakrilat) bileşimindeki porselen silanı, ZCK ve ZCS tamir yöntemlerinde zirkonyum yüzeyine Clearfil firmasına ait thione,fosfat monomeri bileşimindeki Alloy primer metal primeri ve MDP,HEMA, dimetakrilat monomer, su, fotoiniyatör bileşimindeki Clearfil SE bond primer ve Bisfenol a polietoksi dimetakrilat, 3-metakriloksipropiltrimetoksisilan bileşimindeki Clearfil porcelain bond activator, ZCS tamir yönteminde seramik yüzeyine Clearfil SE bond primer ve Clearfil porcelain bond activator, ZCK ve ZCS tamir yöntemlerinde zirkonyum ve seramik yüzeylere Voco firmasına ait aseton içerikli primer firmaların kullanma talimatları doğrultusunda uygulanmıştır. Seramik tamir yönteminde en yüksek bağlanma direnci gösteren Cimara zircon tamir seti primeridir. Kompozit tamir

yönteminde en yüksek bağlanma direnci gösteren Clearfil tamir seti primerleri Alloy primer, Clearfil SE bond primer ve Clearfil porcelain bond activatordür.

Kompozitle yapılan tamir yönteminin yüzey pürüzlendirme işlemlerinde elmas frez kullanılan Clearfil tamir setinde belirgin derecede daha fazla bağlanma dayanımı ortalaması elde edilmiş, bunu Cimara zircon setindeki taş frez kullanımı izlemiştir. Frez kullanılmayan Bisco setindeyse belirgin derecede daha az bağlanma dayanımı elde edilmiştir. Elmas frezle yapılan yüzey pürüzlendirme kompozit kullanılan tamir yönteminde çok daha iyi bağlanma değeri vermiştir.

Seramikle yapılan tamir yönteminin seramik yüzey pürüzlendirme işlemlerinde elmas frez ve taş frezin birlikte kullanıldığı Cimara zircon tamir seti en yüksek bağlanma dayanımı ortalamasını göstermiştir. Sadece HF asidin kullanıldığı Bisco tamir seti ise fosforik asit ve elmas frezin kombine kullanıldığı Clearfil tamir setinden daha yüksek bağlanma dayanımı ortalaması göstermiştir. Taş frezle yapılan yüzey pürüzlendirme seramik kullanılan tamir yönteminde çok daha iyi bağlanma dayanımı verirken asit kullanılan setlerde HF asit kullanımı, fosforik aside göre daha başarılı bağlanma dayanımı göstermiştir.

Son 20 yılda, restoratif girişimler sürekli olarak değişmekte ve adeziv diş hekimliği önem kazanmaktadır. Dental adeziv teknoloji sayesinde, diş hekimleri ekonomik ve kolay yöntemlerle estetik görünümü üstün seviyelere çıkarabilmektedirler(280). Bonding ajanların başarısı birlikte kullanıldıkları materyalin kimyasal yapısına bağlıdır(281,282). Genellikle adeziv rezin sistemlerin restoratif materyale bağlanmasını sağlayan yüzey hazırlığı işlemleri restorasyonların tamirinde de uygulanmaktadır. Çalışmamızda ZBS tamir yönteminde Bisco firmasına ait bis-GMA, BPDm, HEMA, CQp-dimetilaminobenzoikasit, aseton, cam doldurucu bileşimindeki one-step plus bondingi; ZCK ve ZCS tamir yöntemlerinde 10-metakriloyloksidesildihidrojenfosfat, hidrofobik alifatik metakrilat, koloidal silika,

kamforokinon, iniatörler içeren Kuraray firmasına ait Clearfil SE bond bond; ZZK ve ZZS tamir yöntemlerinde ise Voco firmasına ait Bis-GMA, aseton, 2-hidroksietilmetarilat bileşimindeki adeziv üretici firmaların talimatlarına göre kullanılmıştır. Seramikle yapılan tamir yönteminde en yüksek bağlanma direncini gösteren Cimara zircon tamir setinin adezividir. Kompozit tamir yönteminde en yüksek bağlanma direncini gösteren Clearfil tamir setinin adezivi Clearfil SE bond bond'dur.

Porselen tamiri işlemleri yalnızca porselen yüzeyine yapılmamaktadır. Bu sebepten ağız içi ortamı taklit edebilmek için zirkonyum ve zirkonyum-seramik örnek yüzeyler hazırlanmış ve tek tek bağlanma dayanımları açısından test edilmiştir. Porselen tamir sistemlerinin bağlanma dayanımlarını test etmek için eğme, bükme, germe ve makaslama testleri kullanılmaktadır(122,157,186,283). Bu testler arasında en sık kullanılanı makaslama testidir(122,123,124,137,186,284,285,286,287). Çalışmamızda in vitro olarak örneklerin makaslama dayanımları test edilmiştir. Bağlanma dayanımı değerlendirilirken; yapışma alanları ve streslerin toplandığı yerlerin kırık oluşumunda önemli bölgeler olduğu bilinmelidir. Sonlu eleman analiziyle yapılan çalışmalarda örnek tasarımı ve değişen test şartlarının bağlanma dayanımını etkilediği rapor edilmiştir(268,288). Çalışmamızda test edilecek örneklerin Schmitz–Schulmeyer yöntemine(223) uygun olan tasarımında olabilecek hataları önceden belirleyebilmek amacıyla az sayıdaki örnek ile pilot bir çalışma yapılmıştır.

Bağlanma dayanımında etkili olan diğer faktörler; asidin çeşidi ve markası(158,159,160,289), asitleme süresi(144,145,233,234,290), asidin konsantrasyonu(144,145,233,234), silan bağlanma ajanlarının markaları ve içerikleri(123,124,191,275), porselen çeşidi ve markası(145,182), tamire uygulanan termal siklus işlemi ve süresi(123,124), tamir işlemi öncesi hidrasyon(123,124,283) olarak sayılabilir.

Kümbüloğlu ve arkadaşları(291), ısıyla preslenebilir ve lősitle güçlendirilmiş porselende kullandıkları intraoral tamir materyallerinin bağlanma dayanımlarını araştırdıkları çalışmalarında metal alt yapılı porselenlere göre çok daha düşük değerler elde etmişlerdir.(0-70N) Bunun sebebi kullanılan porselenin yapısı ve içeriği olabilir.

Zaimoğlu(292), çalışmasında alaşım üzerine uygulanan intraoral porselen tamir materyallerinin, porselen yüzeyine uygulanmasına göre çok daha az bağlanma dayanımı sergilediği belirtilmiştir.

Farklı porselen tamir sistemlerinin kullanıldığı bağlanma dayanımı testlerinde 6-29.9MPa aralığında değişen sonuçlar rapor edilmiştir(28,133,137,193,287,293). Başka bir deneydeki bağlanma dayanımı değeri 1-17 MPa aralığında bildirilmiştir(28,122,137,239,294). alışmamızdaysa kullanılan üç farklı tamir setinin bağlanma dayanımı testlerinden 10.81-185.05 N aralığında değerler elde edilmiştir. Çalışmamızın sonuçları diğer çalışmalarla karşılaştırıldığında farklılık göstermektedir. Fakat bu durum pürüzlendirme yöntemlerindeki farklılıklar, çalışma tasarımındaki farklılıklar, yüzey alanı, testten önceki saklama koşulları ve kullanılan tamir seti eşitleri nedeniyle olabilir. Çalışmamızda kullandığımız tamir setlerinin hepsinin içinde silan solüsyonları bulunmaktadır, fakat içerik ve oranları farklıdır . Tüm gruplarda aynı bağlanma dayanımı değerleri elde edilmemesinin nedeni bu olabilir.

Kuvvet ve termal siklus dental materyallere yapılan testlerde ağız ortamıyla aynı şartları oluşturabilmek adına önemli bir faktördür. Termal siklus genleşmenin ısı etkilerindeki değişiklikler nedeniyle kompozit rezin ve porselenin bağlanma dayanımlarına zarar verir(136,152,295,296). Porselen tamiri üzerine yapılan eski çalışmalarda porselende oluşan başarısızlıklar üzerine termal siklus ve yaşlandırmanın etkilerine değinilmemiştir(182,296). Termal siklus etkilerini araştıran çalışmalarda(122,136,137,297,298,299) test edilen bütün sistemlerde adezyon

dayanıklılığının azaldığı bildirilmiştir. Bazı araştırmacılarda termal siklusun, test ettikleri malzemelerin bağlanma dayanımları üzerine etkisinin olmadığını bildirmişlerdir(123,130). Çalışmamızda tüm in vitro örneklerle standartlara uygun şekilde 5.000 termal döngü uygulanmış ve sonuçların ağız ortamına yakın şartlarda değerlendirilmesi için çaba sarfedilmiştir.

O’Kray, Hirasama ve Soderholm(274,300,301) test edilen örneklerin ıslak ve kuru olmasınınve suda bekletme işleminin test sonuçlarını etkileyebileceğini bildirmişlerdir. Pratt ve arkadaşları(122) suda 3 ay beklettikleri örneklerde bağlanma dayanımının fark edilir derecede azaldığını belirtmişlerdir. Silanizasyon uygulanan yüzeylerin nemli şartlarda kararlı olmadıkları ve bu nedenle kırıkların meydana gelebildiğini bildiren çalışmalar mevcuttur(122,138,187,188,189,190,233,274,302,303). Önceki çalışmalarda 37⁰C de distile suda farklı süreler uygulanmıştır. Genelde önceki çalışmalarda suda bekletme işlemiyle termal siklus karşılaştırılmıştır. Çalışmamızdaysa suda bekletme ve termal siklus sonrasında test işlemine alınan örneklerin bağlanma dayanımları karşılaştırılmıştır. İn vitro örnekleri suda bekletme ve termal siklus uygulama işlemlerinin kombinasyonu, tamir kompozitlerinin alt yapılara bağlantısının daha etkin şekilde değerlendirilebilmesi için tavsiye edilmektedir(33,193).

Tamir işlemlerinde fiberle güçlendirilmiş kompozitlerin kullanımı da bilinen bir yöntemdir. Rosentritt ve arkadaşları(304), cam fiber (FibreKor) ve polietilen fiber (Connect) alt yapılarda 5 farklı yüzey hazırlığı işleminin tamir dayanımına etkilerini araştırmışlar ve iki alt yapıda da CoJet sistemin en fazla bağlanma dayanımı sergilediğini (cam fiber için 19 MPa, polietilen fiber için 17 MPa) bildirmişlerdir.

Kallio ve arkadaşları(305), yaptıkları çalışmada tamir için kullanılan kompozit rezinin fiberle güçlendirilmiş kompozit ve veneer kompozite bağlanmasında yüzey pürüzlendirme

işleminin etkisinin olmadığını, yüksek bağlanma dayanımlarının bonding ajanlarıyla sağlandığını belirtmişlerdir. Buna rağmen iyi fonksiyon görebilecek uygun bir tamir dayanımı için yüzey pürüzlendirme işleminin şart olduğunu belirtmişlerdir.

Bağış ve ark.(306) yayınladıkları bir klinik vaka raporunda, posterior bölgede 4 üyeli kırık bir zirkonyum alt yapıli FPD’de bazı yüzey hazırlığı işlemleri(kavite preparasyonu, asitleme, kumlama, silanizasyon) sonrasında çift-adeziv rezin siman ve cam fiberle güçlendirilmiş kompozit uyguladıkları intraoral tamir işleminde yapılan 3 aylık ve 12 aylık kontrollerde klinik komplikasyon gözlenmediğini bildirmişlerdir.

Beck ve Hirschfeld(286,307), kompozitlerin oksit ya da metal yüzeyine bağlanma dayanımlarının porselene olan bağlanma dayanımlarından daha az olduğunu bildirmişlerdir. Kırık yüzeyde kalan porselen miktarının bağlanmada önem taşıdığı bildirilmiştir. Çalışmada uygulanan test sonrasında oluşan kopma yüzeyleri genelde metal-kompozit ara yüzeyinde izlenmiştir(286). Çalışmamızda da benzer şekilde örneklerdeki adeziv kopmalar genelde zirkonyum-kompozit veya zirkonyum-rezin siman ara yüzeyinde gerçekleşmiştir. Özellikle Clearfil kompozit tamir yönteminde güçlü bağlanma dayanımı gösteren zirkonyum kompozit yüzeyleri arasında karışık kopmalar izlenmiştir.

Zirkonyum seramiğin kompozit rezinle arasında oluşan bağlanma dayanımının karşılaştırıldığı çalışmalarda, 10-metakriloloksidesil dihidrojen fosfat (MDP) adeziv fosfat monomeri içeren kompozit rezinin kullanıldığı ve kumlama uygulanan örneklerin uzun vadede daha başarılı oldukları belirtilmiştir(210,277).

Nikel- krom alaşımlar metal alt yapıli porselenlerin hazırlanmasında rutin olarak kullanılırlar. Metal oksitler sebebiyle adeziv rezinler kıymetsiz metal alaşımlarının yüzeylerine daha kolay ve daha kuvvetli bağlanırlar(156,308). Değerli metaller olsalar da zirkonyum alt yapılarda bağlantı için gerekli ZrO_2 metal oksit içerirler.

İntraoral tamir yöntemlerinde direkt ve indirekt yolları kullanan çeşitli araştırmacılar vardır. Cohen(128), metal alt yapının açığa çıktığı posteriorda bulunan büyük bir kırılma vakasında metali delmeden biraz kesim yaptıktan sonra metal destekli bir üst kronla restore etmiştir. Fakat fazla konturlu bir yapı olduğundan dolayı estetik ve fonksiyonu olumsuz yönde etkilemiştir. Burke(120), metal alt yapının tamamıyla ortaya çıktığı posteriordaki bir kırık vakasında laminate porselen restorasyon uygulamıştır. 5 aylık süre sonunda simante edilen porselen kısmında kırık olduğu bildirilmiştir. Mowery(309), yayınladığı klinik vaka raporunda üst sol 1 numaralı pontiğinde kırık oluşan 6 üyeli zirkonya esaslı bir sabit bölümlü protezin preslenmiş bir lamina porselen ile estetik ve fonksiyonel olan tamirinde hasta memnuniyeti açısından başarılı sonuçlar almıştır. İndirekt yollarla yapılan intraoral porselen tamiri hasta ve hekim açısından zaman kaybettirici olmakla beraber istenilen ölçülerde başarı da sağlayamamıştır. Direkt tamir yolları bu sebepten popüler hale gelmiştir. Literatür destekli in vivo çalışmalarda direkt yöntem tercih edilmiştir.

Literatürde daha önceden yapılan çalışmalarda kırılan parçanın tekrar simantasyonuyla ilgili direkt tamir yöntemi uygulamaları bulunamamıştır. Çalışmamızdaysa kırık seramik parçanın direkt simantasyonunla ilgili her tamir seti için tam seramik örnekler hazırlanmış ve bağlanma dayanımları kendi aralarında ve kompozit rezinle tamir yapılan örneklerle karşılaştırılmıştır. Kırık parçanın simante edilmesi işleminde; kırık parçanın tam olarak yerine yerleştirmesini önleyecek şekilde fazla materyal kullanılmaması, kırık seramik parçasının iç yüzeyine HF asitle pürüzlendirme ve silanizasyon işlemi yapılması, kırık parçanın hasar görmemiş olması ve mümkünse tek parçalı kırık olması gerekmektedir.

Akyıl ve arkadaşları(266), zirkonyum ve rezin simanın bağlantı direncini karşılaştırdıkları çalışmalarda farklı yüzey işlemleri uygulamış ve SEM görüntüsü fotoğraflarını değerlendirmişlerdir. Yaptıkları analizlerde Al_2O_3 ile kumlanan ve Co-jet aletiyle kumlama yapılan örnek yüzeylerinde mikromekanik tutuculuğa yardımcı olduğu

düşünülen gözenekler ve pürüzlü yüzeyler belirlemişlerdir. Çalışmamızda kırık parçanın zirkonyum yüzeyine simantasyonu işleminde MDP içerikli yüksek mekanik özelliklere sahip olan panavia F 2.0 rezin simanı tercih edilmiştir.

Blatz ve arkadaşları(310), farklı silan bağlanma ajanlarının ve rezin simanların, zirkonyum seramikleriyle olan bağlanma dayanımlarını karşılaştırmış, kumlama uygulanan ve MDP içeren bond ve silan bağlanma ajanı kullanılan örneklerin yüksek bağlantı dayanımı gösterdiğini belirtmişlerdir.

Porselen tamiri işleminde materyal seçimi iyi yapılmalıdır. Bu seçim; ortaya çıkan yüzeyin özelliklerine ve büyüklüğüne, vakanın durumuna ve kırık bölgesine bağlıdır. Anterior bölgede oluşan kırıklarda uygun estetik ve renk uyumunu sağlayabilmek önemlidir. Tamir setlerinin renk skalalarının yeterli olmaması anterior insizal kenarlar için translüsen kompozit rezin içermemeleri estetik yönden eksiklikleri olarak değerlendirilebilir. Çalışmamızda kullandığımız Cimara zircon tamir seti 6 farklı renk seçeneğiyle bu soruna yardımcı olabilmektedir. Kırık yüzeyin değerlendirilmesi estetik ve bağlanma direnci açısından önem taşımaktadır. Metal alt yapının ortaya çıktığı durumlarda metal yüzey Al_2O_3 ya da SiO_2 partikülleri püskürten bir intraoral kumlama cihazıyla veya elmas frezler yardımıyla pürüzlendirilmelidir(126,151,311,312,313).

Kırık yüzeyi metal alt yapının rengini yansıtacak kadar geniş bir metal saha içeriyorsa set içerisinde bulunan opakerler kullanılabilir. Tamir setlerindeki opakerler kompozit veya rezin bazlı likit yapıdadırlar. Opaker uygulanması intraoral tamirin estetik ve fonksiyon açısından başarısını yükseltir(314). Opakerlerde metil metakrilat baz monomeri bulunmaktadır(285). Opakerler metal renginin yansımaları önlerken bunun yanında metal ve kompozit rezin arasında oluşan bağlantıya da katkıda bulunurlar. Opakerin kıvamı uygulama kolaylığı gösterebilmesi açısından önemlidir. Çalışmamızda kullandığımız Cimara zircon seti

hariç her tamir setinin kendi opakeri bulunmaktadır. Zirkonyum alt yapı üzerine tamir işlemi uyguladığımız için opaker uygulamayı tercih etmedik.

Kırık tamirinin klinik uygulamalarında çalışma ortamının rubber-dam gibi malzemeler yardımıyla iyice izole edilmesi özellikle kole bölgesine yakın olan kırıklarda büyük önem taşımaktadır. İntraoral ortam ve çevre dokular tamir materyallerinin özellikleri açısından önem taşımaktadır. Resin içerikli materyallerin su absorbe etmesi mekanik özelliklerini zayıflatır. Baskı kuvvetlerine maruz kalan restorasyonlar boyutsal stabiliteleri ve yayılma özelliklerine göre deformasyona uğrayabilirler.

Özcan ve Niedermeier(169), kompozit rezinle yapılan intraoral tamir sonrası meydana gelen kırıkların, travma, çiğneme kuvvetleri veya hatalı yapıştırma işlemlerinden kaynaklandığını belirtmişlerdir.

Tamir işleminde kullanılan kompozitin tipi de seramik restorasyonla kompozit arasındaki bağlanma dayanımını etkiler(285,315). Hibrid kompozitlerin bağlanma dayanımı, mikrofil kompozitlere göre daha iyidir(315). Mikrofil kompozitler mine porseleni düzeyindeki yüzeyel kırıkların tamirinde kullanılırken, kondanse edilebilen ve hibrit kompozitler, aşırı çiğneme kuvvetlerinin olduğu posterior bölgelerdeki derin kırıkların tamirinde kullanılmaktadır(316). Wolfart ve arkadaşları(317), zirkonyum seramiğinin farklı kompozit rezinlerle olan bağlantı dayanımını ölçtükleri çalışmalarında, en yüksek bağlantı dayanımı değerinin, MDP içeren kompozit rezinle tamiri yapılan kumlanmış örneklerde çıktığını belirtmişlerdir.

Kompozitler aşınmayla beraber zamanla fiziksel ve kimyasal değişiklikler gösterebilirler(247). Kompozit rezinin yüzey değişimleriyle birlikte renk uyumu da bozulmaktadır. Bunun dışında çay, kahve ve sigara gibi boyayıcı ajan bulunduran ürünlerin

tüketimi, yüzey polisajının uygun şekilde yapılmamış olması ve kötü oral hijyen gibi nedenlerde restorasyonda renk değişikliği meydana getirmektedir(311,318,319,320,321,322). Partikül büyüklükleri açısından kompozit rezinler değerlendirildiğinde, makropartiküllü kompozit rezinlerde hibrid ve mikropartiküllü olanlara göre daha fazla renklenme meydana gelir. Özcan(311) 2 hastada uygulanan anterior restorasyonlarının yapısında, polisajında ve renginde zamanla bozulmalar oluştuğunu rapor etmiştir.

Çalışmamızda kullanılan ZBK tamir yöntemindeki kompozit; mikropartiküllü Clearfil majesty, ZCK tamir yöntemindeki kompozit; mikro-hibrid Clearfil AP-X ve ZZK tamir yöntemindeki kompozit; nano-hibrid grandio SO kompozit rezinlerdir.

Kompozit rezinlerin ışıkla polimerize edilmeleri işlemi de tamir restorasyonlarının başarısı açısından önemlidir; yığılan her kompozit tabakasının kalınlığı 2 mm'den az olmalı, uygulanan ışığın yoğunluğu 280 mW/cm^2 'den fazla olmalı ve polimerizasyon süresi 60 saniye olmalıdır(323). Çalışmamızda yığılan kompozit tabakaları 1mm, ışığın yoğunluğu 500 mW/cm^2 , polimerizasyon süresi 5 yüzeyin her birinde 20 saniye olmak üzere 100 saniyedir.

Kompozit rezin restorasyonlarda düzgün yüzey elde edebilmek amacıyla bitirme ve polisajla ilgili çalışmalar hala devam etmektedir(318,319,322,324,325,326,327,328,329,330,331,332,333,334,335,336,337,338).

Pratten ve arkadaşları(338) lastiklerle, diğer aksesuarlarla yapılan polisaj işlemlerine göre daha düzgün yüzeyler elde edildiğini savunmuşlardır. Horton ve arkadaşlarına(339) göre uygun polisaj aksesuarları diskler ve cilalama bantlarıdır. Düzgün yüzey oluşturulması; kompozitin markasına, doldurucu tipine, partikül boyutlarına, doldurucu miktarına, rezin tipine ve kullanılan polisaj aletinin özelliklerine bağlıdır(340). Çalışmamızda 3M-ESPE firmasına ait Sof-Lex bitim ve cila sistemi kullanılmıştır.

Özcan(311), restorasyonların özellikle ön yüzlerinde oluşan kırıkların travma nedenli olabileceğini bildirmiştir. Okluzal çatışmalar tüm yüzeylerde oluşan kırıklarda etkili olabilmektedir. Kole kırıklarıysa metalin bu bölgede çok ince hazırlanması sonucu porselenin bağlanma dayanımındaki azalmayla meydana gelir. Endodontik giriş kaviteleri açılması esnasında susuz çalışma veya aşırı kuvvet uygulanması restorasyonun başka bölgelerinde kırık oluşumuna sebep olabilir.

Intraoral porselen tamirinde yüzey üzerinde kalan porselende özellikle çok fazla miktarda çatlak varsa veya tamir restorasyonunun çevresinde çatlak mevcutsa; yapının bütününe içsel olarak zayıflaması nedeniyle tekrardan kırık oluşumu görülebilir(284). Adeziv sistemlerdeki gelişim sayesinde restorasyonun şekli ve kalan destek yapı restorasyonun retansiyonu üzerine eskisi kadar çok etki göstermez(341,342).

Klinik çalışmalar mikrosızıntının restorasyonun retansiyonunda etkili olduğunu bildirmektedir. Meerbeek(280), restorasyonda başarısızlık olmadan önce mikrosızıntı gerçekleşebildiğini ve mikrosızıntının klinik olarak takibinin mümkün olmadığını bildirmiştir.

Burke(120,312,343), restorasyon yapısının sertliğinin tamirdeki başarıyı etkileyeceğini, yeterli sertlikte olmayan metalin esnemesiyle porselenin ayrılacağını ve kompozit tamir yapının kırılacağını bildirmiştir. Aşırı okluzal uyumlamalar nedeniyle, endodontik giriş kavitesi açılırken ve laboratuvarda yapılan hataların kırık oluşumuna sebep olabileceğini savunarak, travma nedenli olan, metal alt yapıda hasar olmayan kırıklarda tamir işleminin başarılı olabileceğini aktarmıştır.

Özcan ve arkadaşları(344), güçlendirilmiş bir seramik üzerine Bisco, Cojet ve Clearfil tamir setlerini uyguladığı çalışmalarında kompozit rezinin bağlanma dayanıklılığını mikro gerilim bağlanım direnciyle test etmişlerdir. Kuru koşullarda, Bisco tamir seti ($19.8 \pm 3.8 \text{MPa}$) Cojet ve Clearfil tamir setlerinin (sırasıyla, $12.4 \pm 4.7 \text{MPa}$ ve $9.9 \pm 2.9 \text{MPa}$) her ikisinden

belirgin ölçüde daha yüksek ($p < 0.01$) tamir bağlanma gücü gösterirken; uzun süreli su depolaması ve termal siklus işlemleri sonrasında Cojet tamir seti ($14.5 \pm 3.1 \text{ MPa}$), Bisco tamir seti ($12.1 \pm 2.6 \text{ MPa}$) ($p < 0.01$) ve Clearfil tamir seti'nin ($4.2 \pm 2.1 \text{ MPa}$) ($p < 0.001$) her ikisinden belirgin ölçüde daha yüksek sonuçlar ortaya koymuştur. Çalışmamızda kompozitle yapılan tamir işleminde termal siklus sonrası Clearfil tamir seti Bisco tamir setine göre önemli derecede daha fazla bağlanma dayanımı göstermiştir. Sonuçlardaki bu farklılığın nedeni örnek tasarımı ve farklılığı, farklı yönde kuvvet uygulayan mikrogerilim testinin kullanılması veya daha uzun süre uygulanan suda bekletme ve termal siklus işlemleri olabilir.

İntraoral porselen tamiri yapılan hastalarda parafonksiyonel alışkanlıklar mevcutsa tamir sonrası kırığın yenilenmemesi için gece koruyucu plak hazırlanmalıdır. Böylelikle tamir bölgesi zarar verebilecek kuvvetlerden korunmuş olur(307).

8.SONUÇLAR ve ÖNERİLER

Çalışmanın sınırları içerisinde elde edilen sonuçlar ve öneriler şunlardır:

- 1) Seramik parçanın simantasyonuyla yapılan tamir yönteminde en yüksek bağlanma dayanımı ortalaması Cimara Zircon tamir setinde elde edilmiştir.
- 2) Seramik parçanın simantasyonuyla yapılan tamir yönteminde en uzun bağlanma dayanımı süresi ortalaması Clearfil tamir setinde elde edilmiştir.
- 3) Kompozit restorasyonu ile yapılan tamir yönteminde en yüksek bağlanma dayanımı ortalaması Clearfil tamir setinde elde edilmiştir.
- 4) Kompozit restorasyonu ile yapılan tamir yönteminde en uzun bağlanma dayanımı süresi ortalaması Clearfil tamir setinde elde edilmiştir.
- 5) Bisco tamir setinde; seramik parçanın simantasyonuyla yapılan tamir işlemi, kompozit restorasyonu ile yapılan tamir işlemine göre daha yüksek bağlanma dayanımı ortalaması göstermiştir.
- 6) Bisco tamir setinde; kompozit restorasyonu ile yapılan tamir işlemi, seramik parçanın simantasyonuyla yapılan tamir işlemine göre daha uzun bağlanma dayanımı süresi ortalaması göstermiştir.
- 7) Clearfil tamir setinde; kompozit restorasyonu ile yapılan tamir işlemi, seramik parçanın simantasyonuyla yapılan tamir işlemine göre daha yüksek bağlanma dayanımı ortalaması göstermiştir.
- 8) Clearfil tamir setinde; kompozit restorasyonu ile yapılan tamir işlemi, seramik parçanın simantasyonuyla yapılan tamir işlemine göre daha uzun bağlanma dayanımı süresi ortalaması göstermiştir.
- 9) Cimara zircon tamir setinde; kompozit restorasyonu ile yapılan tamir işlemi, seramik parçanın simantasyonuyla yapılan tamir işlemine göre daha yüksek bağlanma dayanımı ortalaması göstermiştir.

10) Cimara zircon tamir setinde; kompozit restorasyonuyla yapılan tamir işlemi, seramik parçanın simantasyonuyla yapılan tamir işlemine göre daha uzun bağlanma dayanımı süresi ortalaması göstermiştir.

11) Elde edilen veriler ışığında; kırık zirkonyum seramik restorasyonlarda tamir işleminin kompozit rezinlerle restore edilerek yapıldığı direkt tamir yönteminin ve içeriğinde elmas frezle yüzey pürüzlendirme sistemleri bulunan bir tamir setinin tercih edilmesi önerilir.

Bulduğumuz bu sonuçlara ek olarak kırık tamirinde restorasyonun kırılma nedeninin belirlenmesi gerekir. Tamir yapılacak restorasyonun özelliklerine göre tamir materyali seçimi yapılmalıdır. Daha sonra yapılacak ilave in vivo çalışmalar ve farklı örnek dizaynında, daha uzun suda bekletme ve termal döngü işlemleri uygulanan ve daha çok tamir setinin kullanıldığı in vitro çalışmalar yapılmasının, tamir sistemlerin stabilitelerini daha doğru ve net bir biçimde ortaya koyabileceğini düşünmekteyiz.

Son zamanlarda adeziv sistemlerdeki hızlı gelişim göz önüne alındığında ilerleyen yıllarda daha güçlü bağlanma sağlayacak sistemlerin geliştirilebileceği ve adeziv sistemlerin performanslarının daha ileri tekniklerle değerlendirilebileceği görüşündeyiz.

9.KAYNAKLAR

1. Christensen GJ. Choosing an all-ceramic restorative material: porcelainfused-to-metal or zirconia-based? J Am Dent Assoc 2007;138:662-665.
2. Christensen GJ. The confusing array of tooth-colored crowns. J Am Dent Assoc 2003;134:1253-1255.
3. Schmalz G, Garhammer P. Biological interactions of dental cast alloys with oral tissues. Dent Mater 2002;18:396-406.
4. Imanishi A, Nakamura T, Ohyama T. 3-D Finite element analysis of allceramic posterior crowns. J Oral Rehabil 2003;30:818-822.
5. De Jager N, de Kler M, van der Zel JM. The influence of different core material on the FEA-determined stress distribution in dental crowns. Dent Mater 2006;22:234-242.
6. Oden A, Andersson M, Krystek-Ondracek I, Magnusson D. Five-year clinical evaluation of Procera AllCeram crowns. J Prosthet Dent 1998;80:450-456.
7. Hobo S, Shillingburg HT, Jr. Porcelain fused to metal: tooth preparation and coping design. J Prosthet Dent 1973;30:28-36.
8. Probster L. Four year clinical study of glass-infiltrated, sintered alumina crowns. J Oral Rehabil 1996;23:147-151.
9. Kheradmandan S, Koutayas SO, Bernhard M, Strub JR. Fracture strength of four different types of anterior 3-unit bridges after thermomechanical fatigue in the dual-axis chewing simulator. J Oral Rehabil 2001;28:361-369.
10. Rammelsberg P, Eickemeyer G, Erdelt K, Pospiech P. Fracture resistance of posterior metal-free polymer crowns. J Prosthet Dent 2000;84:303-308.
11. Drummond JL, King TJ, Bapna MS, Koperski RD. Mechanical property evaluation of pressable restorative ceramics. Dent Mater 2000; 16: 226-33.
12. Guazzato M, Albakry M, Ringer SP, Swain MV. Srength, fracture toughness and microstructure of a selection of all-ceramic materials. Part 2. Zirconia- based dental ceramics. Dent Mater 2004; 20: 449- 456.
13. Subbarao EC. Zirconia- an overview. In: Heuer AH, Hobbs LW, editors. Science and Technology of Zirconia. Advances in ceramics, vol. 3. Amsterdam: Elsevier, 1981: 1- 24: In “Kelly JR, Denry I. Stabilized zirconia as a structural ceramic: An overview. Dent Mater 2008; 24 (3): 289- 298”.
14. Tinschert J, Zvez D, Marx R, Anusavice KJ. Structural reliability of alumina-, feldspath-, leucite-, mica- and zirconia- based ceramics. J Dent 2000; 28: 529-535.
15. Sundh A, Sjogren G. A comparison of fracture strength of yttrium-oxide partially-stabilized zirconia ceramic crowns with varying core thickness, shapes and veneer ceramics. J Oral Rehabil 2004;31: 682-8.
16. Aboushelib MN, Kleverlaan CJ, Feilzer AJ. Microtensile Bond Strength of Different Components of Core Veneered All-Ceramic Restorations. Part 3: Double Veneer Technique. J Prosthodont 2008; 17: 9- 13.
17. Dundar M, Ozcan M, Gokce B, Comlekoglu E, Leite F, Valandro LF. Comparison of two bond strength testing methodologies for bilayered allceramics. Dent Mater 2007 May;23(5):630- 6.

18. White SN, Miklus VG, McLaren EA, Lang LA, Caputo AA. Flexural strength of a layered zirconia and porcelain dental all- ceramic system. *J Prosthet Dent* 2005; 94: 125-131.
19. De Jager N, Pallav P, Feilzer AJ. The influence of design parameters on the FEA-determined stress distribution in CAD–CAM produced all-ceramic dental crowns. *Dent Mater* 2005;21: 242–51.
20. Donovan TE. Metal-free dentistry. *J Esthet Restor Dent*. 2005;17(3):141-3.
21. Aboushelib MN, De Jager N, Pallav P, Feilzer AJ. Microtensile bond strength of different components of core veneered all- ceramic restorations. *Dent Mater* 2005; 21: 984- 991.
22. Vult von Steyern P, Carlson P, Nilner K. All-ceramic fixed partial dentures designed according to the DCZircon technique. A 2-year clinical study. *J Oral Rehabil* 2005; 32: 180-187.
23. Sailer I, Fehér A, Filser F, Lüthy H, Gauckler LJ, Schärer P, CHF Hämmerle. Prospective clinical study of zirconia posterior fixed partial dentures: 3- year follow-up. *Quintessence Int* 2006; 37: 685- 693.
24. Pjetursson BE, Sailer I, Zwahlen M, Ha¨mmerle CHF. 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 I: single crowns. *Clinical Oral Implant Research* 2007; 18: 73–85.
25. Pjetursson BE, Sailer I, Zwahlen M, Hammerle CHF. 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 partial dentures. *Clinical Oral Implant Research* 2007; 18: 86–96.
26. Craig RG, Powers JM. Restorative dental materials. 11th ed. Mosby; 2002. p.551-592.
27. Al-Dohan HM, Yaman P, Dennison JB, Razzoog M, Lang BR. Shear strength of core-veneer interface in bi-layered ceramics. *J Prosthet Dent* 2004; 91: 349- 355.
28. Appeldoorn RE, Wilwerding TM, Barkmeier WW. Bond strength of composite resin to porcelain with newer generation porcelain repair systems. *J Prosthet Dent* 1993;70(1):6-11.
29. Pameijer CH, Louw NP, Fischer D. Repairing fractured porcelain: how surface preparation affects shear force resistance. *J Am Dent Assoc* 1996;127(2):203-9.
30. Kelsey WP, 3rd, Latta MA, Stanislav CM, Shaddy RS. Comparison of composite resin-to-porcelain bond strength with three adhesives. *Gen Dent* 2000;48(4):418-21.
31. Gregory WA, Moss SM. Effects of heterogeneous layers of composite and time on composite repair of porcelain. *Oper Dent* 1990;15(1):18-22.
32. Ozcan M. Evaluation of alternative intraoral repair techniques for fractured ceramic-fused-to-metal restorations. *J Oral Rehabil* 2003;30:194-203.
33. Tulunoglu IF, Beydemir B. Resin shear bond strength to porcelain and a base metal alloy using two polymerization schemes. *J Prosthet Dent* 2000;83(2):181-6.
34. Cobb DS, Vargas MA, Fridrich TA, Bouschlicher MR. Metal surface treatment: characterization and effect on composite-to-metal bond strength. *Oper Dent* 2000;25(5):427- 33.
35. Shahverdi S, Canay S, Sahin E, Bilge A. Effects of different surface treatment methods on the bond strength of composite resin to porcelain. *J Oral Rehabil* 1998;25(9):699-705.
36. Knight JS, Holmes JR, Bradford H, Lawson C. Shear bond strengths of composite bonded to porcelain using porcelain repair systems. *Am J Dent* 2003;16(4):252-4.
37. Chen JH, Matsumura H, Atsuta M. Effect of etchant, etching period, and silane priming on bond strength to porcelain of composite resin. *Oper Dent* 1998;23(5):250-7.

38. Thurmond JW, Barkmeier WW, Wilwerding TM. Effect of porcelain surface treatments on bond strengths of composite resin bonded to porcelain. *J Prosthet Dent* 1994;72(4):355-9.
39. Ozcan M, Vallittu PK. Effect of surface conditioning methods on the bond strength of luting cement to ceramics. *Dent Mater* 2003;19:725-31.
40. Valandro LF, Ozcan M, Bottino MC, Bottino MA, Scotti R, Della Bona A. Bond strength of a resin cement to high-alumina and zirconia-reinforced ceramics: the effect of surface conditioning. *J Adhes Dent* 2006;8:175-81.
41. Matinlinna JP, Lassila LV, Ozcan M, Yli-Urpo A, Vallittu PK. An introduction to silanes and their clinical applications in dentistry. *Int J Prosthodont* 2004;17:155-64.
42. Guggenberger R. Rocatec system-adhesion by tribochemical coating. *Dtsch Zahnärztl Z* 1989;44:874-6.
43. Ozcan M. The use of chairside silica coating for different dental applications: a clinical report. *J Prosthet Dent* 2002;87:469-72.
44. Kern M, Thompson VP. Bonding to glass infiltrated alumina ceramic: adhesive methods and their durability. *J Prosthet Dent* 1995;73:240-9.
45. Goia TS, Leite FP, Valandro LF, Ozcan M, Bottino MA. Repair bond strength of a resin composite to alumina-reinforced feldspathic ceramic. *Int J Prosthodont* 2006;19:400-2.
46. De Melo RM, Valandro LF, Bottino MA. Microtensile bond strength of a repair composite to leucite-reinforced feldspathic ceramic. *Braz Dent J* 2007;18:314-9.
47. Jones DW. Development of dental ceramics. An historical perspective. *Dent Clin North Am.* 1985; 29: 621- 644.
48. Anusavice KJ. Phillips' Science of Dental Materials. (11. Ed) Saunders, pp 2003;660-663.
49. 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. *Dent Mater*, 2004;20, 441-448.
50. Raigrodski, A. J. Contemporary materials and technologies for all-ceramic fixed partial dentures: A review of the literature. *J Prosthet Dent*; 2004;92: 557-62.
51. Fischer, H., Weber, M., Marx, J. Lifetime prediction of all-ceramic bridges by computational methods. *Dent Res.* 2003;82(3): 238-242.
52. Tinschert J, Mautsch W, Augthun M, Spiekermann H. Fracture resistance of lithium disilicate-, alumina- and zirconia- based three- unit fixed partial dentures: a laboratory study. *Int J Prosthodont* 2001; 14: 231- 238.
53. Björkner B, Bruze M, Möller H. High frequency of contact allergy to gold sodium thiosulphate. An indication of gold allergy? *Contact Dermatitis* 1994; 3: 144- 151.
54. White SN, Zhao XY, Zhaokun Y, Li ZC. Cyclic mechanical fatigue of a feldspathic dental porcelain. *Int J Prosthodont* 1995; 8 (5): 413- 420.
55. Mc Lean, J. W. The Science and Art of Dental Ceramics. The Nature of Dental Ceramics and their Clinical Use. 1974;1: 23-30.
56. Shillingburg, H. T. Fundamentals of fixed prosthodontics. Quintessence Pub.p.:433-36
57. Borges, G. A, Sophr, A.M. , de Goes, M. F., Sobrinho, L. C., Chan, D. C. N. Effect of etching and airborne particle abrasion on the microstructure of different dental ceramics. *J Prosthet Dent*; 2003;89: 479-88.
58. Mc Lean, JW. The Strengthening of Dental Porcelain . The science of dental Ceramics. 1979;(s. 55-63). Quintessence, Chicago.
59. Mc Lean, J. W. Alumina reinforced ceramics special applications. In: The science and art of dental ceramics. Bridge design and laboratory procedures in dental ceramics. Chicago: Quintessence. 1982;2: 474-9.

60. Deany, IL. Recent advances in ceramics for dentistry. *Crit Rev Oral Biol Med*, 1996;7(2), 134-143.
61. Wen, MY., Mueller, HJ., Chai, J., Wozniak, WT. Comparative mechanical property characterization of 3 all-ceramic core materials. *Int J Prosthodont*, 1999;12(6), 534-541.
62. Yılmaz, H., Ayten, C., Gul, BE. Flexural strength and fracture toughness of dental core ceramics. *J Prosthet Dent*, 2007;98(2), 120-128.
63. Piconi C, Maccauro G. Zirconia as a ceramic biomaterial. *Biomaterials* 1999;20(1):1-25.
64. Bal BS, Garino J, Ries M, Rahaman MN. A review of ceramic bearing materials in total joint arthroplasty. *Hip Int* 2007;17:21-30.
65. Manicone PF, Rossi Iommetti P, Raffaelli L. An overview of zirconia ceramics: basic properties and clinical applications. *J Dent* 2007;35:819-826.
66. Christel, P., Meunier, A., Dorlot, JM., Crolet JM., Witvoet, J., Sedel, L., Boutin, P. Biomechanical compatibility and design of ceramic implants for orthopaedic surgery. Bioceramics: material characteristics versus in vivo behavior. *Ann NY Acad Sci*, 1988;523, 236-256.
67. Tosun T. Kuron ve köprü protezlerinde zirkonyum. *Dentalife*. 2007; 22: 18- 26.
68. Donovan TE. Factors essential for successful all-ceramic restorations. *J Am Dent Assoc* 2008;139 Suppl:14S-18S.
69. Hisbergues M, Vendeville S, Vendeville P. Zirconia: Established facts and perspectives for a biomaterial in dental implantology. *J Biomed Mater Res B Appl Biomater* 2009;88:519-529.
70. Suttor D. Lava zirconia crowns and bridges. *Int J Comput Dent* 2004;7:67-76.
71. Luthardt R.G., Holzhueter M., Sandkuhl O., Herold V., Schnapp J.D., Kuhlisch E., and Walter M. Reliability and Properties of Ground Y-TZP-Zirconia Ceramics *J.Dent.Res* 2002;81;487-491.
72. Akagawa Y., Ichikawa Y., Nikai H., Tsuru H. Interface histology of unloaded and early loaded partially stabilized zirconia endosseous implant in initial bone healing. *J. Prosthet Dent* 1993;69:599-604.
73. 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. *Dent Mater* 2002; 18: 590- 595.
74. Christel P, Meunier A, Heller M, Torre JP, Peille CN. Mechanical properties and short-term in-vivo evaluation of yttrium-oxide-partially stabilized zirconia. *J Biomed Mater Res* 1989;23:45-61.
75. Kelly JR, Denry I. Stabilized zirconia as a structural ceramic: an overview. *Dent Mater* 2008;24:289-298.
76. Denry I, Kelly JR. State of the art of zirconia for dental applications. *Dent Mater* 2008;24:299-307.
77. Lüthy H, Loeffel O, Hammerle CHF. Effect of thermocycling on bond strength of luting cements to zirconia ceramic. *Dent Mater* 2006; 22: 195- 200.
78. Sorensen JA. The Lava system for CAD/CAM production of high-strength precision fixed prosthodontics. *Quintessence Dent Technol* 2004; 26: 57- 67.
79. Chevalier J, Gales B, Drouin JM. Low temperature aging of Y- TZP ceramics. *J Am Ceram Soc* 1999; 82: 2150- 2154.
80. Sundh A, Molin M, Sjögren G. Fracture resistance of yttrium oxide partially stabilized zirconia all-ceramic bridges after veneering and mechanical fatigue testing. *Dent Mater* 2005; 21: 476- 482.
81. Garvie, RC., Hannink, RH., Pascoe, RT. Ceramic steel. *Nature*, 1975;258, 703-704.

82. Kosmac, 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. *Dent Mater*, 1999;15, 426-433.
83. Curtis, AR., Wright, AJ., Fleming, GJP. The influence of surface modification techniques on the performance of a Y-TZP dental ceramic. *J Dent*, 2006;34(3), 195-206.
84. Kohorst P, Herzog TJ, Borchers L, Stiesch-Scholz M. Load-bearing capacity of all-ceramic posterior four-unit fixed partial dentures with different zirconia frameworks. *Eur J Oral Sci* 2007;115:161-166.
85. Garvie RC HR, Pascoe RT Ceramic steel? . *Nature* 1975;258:703-704
86. Sundh A, Sjogren G. Fracture resistance of all-ceramic zirconia bridges with differing phase stabilizers and quality of sintering. *Dent Mater* 2006;22:778-784.
87. Chevalier J. What future for zirconia as a biomaterial? *Biomaterials* 2006;27:535-543.
88. Sato TS SM. Transformation of yttria-doped tetragonal ZrO₂ polycrystals by annealing in water. *J Amer Ceram Soc* 1985;68:356-359.
89. Covacci V, Bruzzese N, Maccauro G, Andreassi C, Ricci GA, Piconi C et al. In vitro evaluation of the mutagenic and carcinogenic power of high purity zirconia ceramic. *Biomaterials* 1999;20:371-376.
90. Josset Y, Oum'Hamed Z, Zarrinpour A, Lorenzato M, Adnet JJ, Laurent- Maquin D. In vitro reactions of human osteoblasts in culture with zirconia and alumina ceramics. *J Biomed Mater Res* 1999;47:481-493.
91. Ichikawa Y, Akagawa Y, Nikai H, Tsuru H. Tissue compatibility and stability of a new zirconia ceramic in vivo. *J Prosthet Dent* 1992;68:322-326.
92. Linkevicius T, Apse P. Influence of abutment material on stability of peri-implant tissues: a systematic review. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2008;23:449-456.
93. Rimondini L, Cerroni L, Carrassi A, Torricelli P. Bacterial colonization of zirconia ceramic surfaces: an in vitro and in vivo study. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2002;17:793-798.
94. Scarano A, Piattelli M, Caputi S, Favero GA, Piattelli A. Bacterial adhesion on commercially pure titanium and zirconium oxide disks: an in vivo human study. *J Periodontol* 2004;75:292-296.
95. Beuer F, Schweiger J, Edelhoff D. Digital dentistry: an overview of recent developments for CAD/CAM generated restorations. *Br Dent J* 2008;204:505-511.
96. Strub JR, Rekow ED, Witkowski S. Computer-aided design and fabrication of dental restorations: current systems and future possibilities. *J Am Dent Assoc* 2006;137:1289-1296.
97. Liu PR. A panorama of dental CAD/CAM restorative systems. *Compend Contin Educ Dent* 2005;26:507-508, 510, 512 passim; quiz 517, 527.
98. Tinschert J, Natt G, Hassenpflug S, Spiekermann H. Status of current CAD/CAM technology in dental medicine. *Int J Comput Dent* 2004;7:25-45.
99. Young, JM., Altschuler, BR. Laser holography in dentistry. *J Prosthet Dent*, 1977;38, 216-225.
100. Liu, PR. A panorama of dental CAD/CAM restorative systems. *Compend Contin Educ Dent*, 2005; 26(7), 507-512.
101. Stumpel LJ, 3rd, Haechler WH. The all-ceramic cantilever bridge: a variation on a theme. *Compend Contin Educ Dent* 2001;22:45-50, 52.
102. Att, W., Grigoriadou, M., Strub, JR. ZrO₂ three-unit fixed partial dentures: comparison of failure load before and after exposure to a mastication simulator. *J Oral Rehabil*, 2007;34, 282-290.

103. Heydecke, G., Butz, F., Binder, JR., Strub, JR. Material characteristics of a novel shrinkage-free ZrSiO₄ ceramic for the fabrication of posterior crowns. *Dent Mater*, 2007;23, 785-791.
104. Miyazaki, T., Hotta, Y., Kunii, J., Kuriyama, S., Tamaki, Y. A review of dental CAD/CAM: current status and future perspectives from 20 years of experience. *Dent Mater J*, 2009;28(1), 44-56.
105. 3M- ESPE Dental ürün kataloğu.
106. Fuster-Torres MA, Albalat-Estela S, Alcaniz-Raya M, Penarrocha-Diago M. CAD / CAM dental systems in implant dentistry: update. *Med Oral Patol Oral Cir Bucal* 2009;14:E141-145.
107. Witkowski S. (CAD-)CAM in Dental Technology. *quintessence Dent Technol* 2005;1-16.
108. Studart AR, Filser F, Kocher P, Lüthy H, Gauckler LJ. Mechanical and fracture behavior of veneer-framework composites for all-ceramic dental bridges. *Dent Mater* 2007; 23: 115- 123.
109. Isgro G, Pallav P, van der Zel JM, Feilzer AJ. The influence of the veneering porcelain and different surface treatments on the biaxial flexural strength of a heat-pressed ceramic. *J Prosthet Dent* 2003; 90: 465- 473.
110. Al-Shehri SA, Mohammed H, Wilson CA. Influence of lamination on the flexure strength of dental castable glass ceramic. *J Prosthet Dent* 1996; 76: 23-28.
111. Guazzato M, Proos K, Sara G, Swain MV. Strength, reliability and mode of fracture of bilayered porcelain- core ceramics. *Int J Prosthodont* 2004; 17: 142-149.
112. Hsueh CH, Luttrell CR, Becher PF. Analyses of multilayered dental ceramics subjected to biaxial flexure tests. *Dental Mater* 2006; 22: 460- 469.
113. Wakabayashi N, Anusavice KJ. Crack initiation modes in bilayered alumina/porcelain disks as a function of core/veneer thickness ratio and supporting substrate stiffness. *J Dent Res* 2000; 79: 1398-404.
114. Zeng K, Oden A, Rowcliffe D. Evaluation of mechanical properties of dental ceramic core materials in combination with porcelains. *Int J Prosthodont* 1998; 11: 183-9.
115. Proos KA, Swain MV, Ironside J, Steven GP. Influence of core thickness on a restored crown of a first premolar using finite element analysis. *Int J Prosthodont* 2003; 16: 474-80.
116. Taskonak, B., Mecholsky, Jr. JJ., Anusavice, KJ. Residual stresses in bilayer dental ceramics. *Biomaterials*, 2005;26, 3235-3241.
117. Aboushelib, MN., Kleverlaan, CJ., Feilzer, AJ. Microtensile bond strength of different components of core veneered all-ceramic restorations. Part II: Zirconia veneering ceramics. *Dent Mater*, 2006;22(9), 857-863.
118. Aboushelib, MN., de Jager, N., Kleverlaan, CJ., Feilzer, AJ. Microtensile bond strength of different components of core veneered all-ceramic restorations. *Dent Mater*, 2005;21(10), 984-991.
119. Aboushelib, MN., Kleverlaan, CJ., Feilzer, AJ. Effect of zirconia type on its bond strength with different veneer ceramics. *J Prosthodont*, 2008;17(5), 401-408.
120. Burke F.J.T., Grey N.J.A. Repair of Fractured Porcelain Units: Alternative Approaches, *Br Dent J*, 1994;176:251-256.
121. Llobell A. Nicholls J.I., Kois J.C., Daly C.H. Fatigue Life of Porcelain Repair Systems. *Int J Prosthodont*, 1992;5:205-213.
122. Pratt R.C., Burgess J.O., Schwartz R.S., Smith J.H. Evaluation of Bond Strength of Six Porcelain Repair Systems. *J Prosthet Dent*, 1989;62:11-13.
123. Diaz-Arnold A.M., Schneider R.L., Aquilino S.A. Bond Strengths of Intraoral Porcelain Repair Materials. *J Prosthet Dent*, 1989;61:305-309.

124. Diaz-Arnold A.M., Aquilino S.A. An Evaluation of The Bond Strengths of Four Organosilane Materials in Response The Thermal Stress. *J Prosthet Dent*, 1989;62:257-260.
125. Rada R.E. Intraoral Repair of Metal Ceramic Restorations. *J Prosthet Dent*, 1991;65:348-350.
126. Margeas R.C. Salvaging a Porcelain-Fused-to-Metal Bridge with Intraoral Ceramic Repair. *Compend Cont Educ Dent*, 2002;23:952-956.
127. Değer S., Caniklioğlu B. Metal-Seramik Restorasyonların Ağız-ıçi Tamir Yöntemleri. *Dışhek Der*, 1997;26:184-190.
128. Cohen B., Weiner S. Restoration of Fixed Partial Dentures with Fractured Porcelain Veneers Using an Overcasting. *J Prosthet Dent*, 1989;62:390-392.
129. Guzman A., Moore B.K. Influence of Surface Treatment on Bond Strength Between a Heat-Activated and a Light-Activated Resin Composite. *Int Prosthodont*, 1995;8:179-186.
130. Kupiec K.A., Wuertz K.M., Barkmeier W.W., Wilwerding T.M. Evaluation of Porcelain Surface Treatments and Agents for Composite-to-Porcelain Repair. *J Prosthet Dent*, 1996;76:119-124.
131. Salonga I.P., Matsumura H., Sasuda K., Yamabe Y. Bond Strength of Adhesive Resin to Three Nickel-Chromium Alloys with Varying Chromium Content. *J Dent Res*, 1983;62:297-301.
132. Sorensen J.A., Engelman M.J., Torres T.J., Avera S.P. Shear Bond Strength of Composite Resin to Porcelain. *Int J Prosthodont*, 1991;4:17-23.
133. Suliman A.H., Swift E.J., Perdiago J. Effects of Surface Treatments and Bonding Agents on Bond Strength of Composite Resin to Porcelain. *J Prosthet Dent*, 1993;70:118-120.
134. Tyas M.J., Alexander S.B., Beech D.R., Brockhurst P.J., Cook W.D. Bonding-Retrospect and Prospect. *Aust Dent J*, 1988;33:364-374.
135. Yoshida K., Tara Y., Matsumura H., Atsuta M. Effect of Adhesive Metal Primers on Bonding a Prosthetic Composite Resin to Metals. *J Prosthet Dent*, 1993;69:357-362.
136. Nowlin T.P., Barghi N., Norling B. Evaluation of The Bonding of Three Porcelain Repair Systems. *J Prosthet Dent*, 1981;46:516-518.
137. Wolf D.M., Powers J.M., O'Keefe K.L. Bond Strengths of Composite to Porcelain Treated With New Porcelain Repair Agents. *Dent Mater*, 1992;8:158-161.
138. Tjan A.H.L., Nematz H. A Comparison of the Shear Bond Strength Between Two Composite Resins and Two Etched Ceramic Materials. *Int J Prosthodont*, 1988;1:73-79.
139. Jablonsky S. *Illustrated Dictionary of Dentistry*. Philadelpha: WB Saunders Company, 1982;12:112.
140. Matinlinna, J. P., Valittu, P. K. Bonding of resin composites to etchable ceramic surfaces an insight review of the chemical aspects on the surface conditioning. *J Oral Rehab*. 2007;34: 622-630.
141. Blatz, M., Sadan, A., Kern, M. Resin-ceramic bonding: a review of the literature. *J Prosthet Dent*. 2003;89(3): 268-74.
142. Atsu, S. S., Kılıçarslan, M. A., Küçükeşmen, C., Aka, S. Effect of zirconium oxide ceramic surface treatments on the bond strength to adhesive resin. *J Prosthet Dent*; 2006;95: 430-6.
143. Blatz, M. B., Chiche, G., Holst, S., Sadan, A. Influence of surface treatment and simulated aging on bond strengths of luting agents to zirconia. *Quintessence*. 2007;38: 745-753.
144. Stangel I., Nathanson D., Hsu C.S. Shear Strength of The Composite Bond to Etched Porcelain. *J Dent Res*, 1987;66:1460-1465.

145. Calamia J.R., Vaidyanathan J., Vaidyanathan T.K. Shear Bond Strength of Etched Porcelains(Abstract). *J Dent Res*, 1985;64:296.
146. Sheet J., Jensen M., Tolliver D. Effects of Surface Treatment on Etched Porcelain Bond. *Dent Mater* 1988;4:328-333.
147. Goharian R., Maleknejad F., Salari T., Ghavamnasiri M., Derhami M. Effect of Adhesives on Bond Strength of Porcelain Vener to Base Metal Alloy. *Quint Int*, 2002;33:595-599.
148. Jardel V., Degrange M., Picard B., Derrien G. Surface Energy of Etched Ceramic. *Int J Prosthodont*, 1999;8:187-194.
149. Jardel V., Degrange M., Picard B., Derrien G. Correlation of Topography to Bond Strength of Etched Ceramic. *Int J Prosthodont*, 1999;12:59-64
150. Chen JH, Matsumura H, Atsuta M. Effect of Different Etching Period on the Bond Strength of a Composite Resin to a Mechinal Porcelain. *J Dent*, 1998; 26:53-58.
151. Denehy G., Bouschlicher M., Vargas M. Intraoral Repair of Cosmetic Restorations. *Dent Clin North Am*, 1998;42:719-737.
152. Newburg R., Pameijer C.H. Composite Resins Bonded to Porcelain with Silane Solution. *JADA*, 1978;96:288-291.
153. Sposetti V., Shen C., Levin A. The Effect of Topical Fluoride Application on Porcelain Restorations. *J Prosthet Dent*, 1986;55:677-681.
154. Wunderlich R.C., Yaman P. In Vitro Effect of Topical Fluoride on Dental Porcelain. *J Prosthet Dent*, 1986;55:385-388.
155. Abbasi J., Bertolotti R.L., Lacy A.M., Watanabe L.G. Bond Strengths of Porcelain Repair Monomers. *J Dent Res*, 1988;67:223-227.
156. Kato H., Matsumura H., Tanaka T., Atsuta M. Bond Strength and Durability of Porcelain Bonding Systems. *J Prosthet Dent*, 1996;75:163-168.
157. Tylka D.F., Stewart C.P. Comparison of Acidulated Phosphate Fluoride Gel and Hydrofluoric Acid Etchants for Porcelain Composite Repair. *J Prosthet Dent*, 1994;72:121-127.
158. Lacy A.M., LaLuz J., Watanabe L.G., Dellinges M. Effect of Porcelain Surface Treatment on The Bond to Composite. *J Prosthet Dent*, 1988;60:288-294.
159. Senda A., Suzuki M., Jordan R.E. The Effect of Fluorides and Hydrofluoric Acids on Porcelain Surfaces.(Abstract). *J Dent Res*, 1989;68:236.
160. Al Edris A., Al Jabr A., Cooley R.L., Barghi N. SEM Evaluation of Etch Patterns by Three Etchants on Three Porcelains. *J Prosthet Dent*, 1990;64:734-739.
161. Tiller H.J., Magnus B., Göbel R., Musil R., Garschke A. Der Sandstrahlprozeß und Seine Einwirkung auf den Oberflächenzustand von Dentallegierungen(I). *Quintessenz*, 1985a;36:1927-1934.
162. Tiller H.J., Magnus B., Göbel R., Musil R., Garschke A., Lockowandt P., Odén A. Der Sandstrahlprozeß und Seine Einwirkung auf den Oberflächenzustand von Dentallegierungen(I). *Quintessenz*, 1985b;36:2151-2158.
163. Kern M., Thompson V.P. Sandblasting and Silica Cating of a Glass-Infiltrated Alumina Ceramic: Volume Loss, Morphology, and Changes in The Surface Composition. *J Prosthet Dent*, 1993;71:453-461.
164. Kern M., Thompson V.P. Sandblasting and Silica Cating of Dental Alloys: Volume Loss, Morphology, and Changes in The Surface Composition. *Dent Mater*, 1993;9:155-161.
165. Henning G. Die Metall/Keramik-Bindung. *Dental Labor*, 1976;24:1065-1071.
166. Schneider W., Powers J.M., Pierpoint H.P. Bond Strengths of Composites to etched and Silica Coated Porcelain Fusing Alloys. *Dent Mater*, 1992;8:211-215.
167. Amaral, R., Ozcan, M., Bottino, M. A., Valandro, L. F. Microtensile bond strength of a resin cement to glass infiltrated zirconia-reinforced ceramic: The effect of surface conditioning. *Dent Mater*.2006;22: 283-90.

- 168.Sun R., Suansuwan N., Kilpatrick N., Swain M. Characterisation of Tribochemically Assisted Bonding of Composite Resin to Porcelain and Metal. *J Dent*, 2000;28:441-445.
- 169.Ozcan M., Niedermeier W. Clinical Study on the Reasons for and Location of Failures of Metal-Ceramic Restorations and Survival of Repairs. *Int J Prosthodont*, 2002;15:299-302.
- 170.Ozcan M., Pfeiffer P., Nergiz I. A Brief History and Current Status of Metal and Ceramic Surface-Conditioning Concepts for Resin Bonding in Dentistry. *Quintessence Int* 1998;29:713-724.
- 171.Proano P., Pfeiffer P., Nergiz I., Nidermeier W. Shear Bond Strength of Repair Resin Using an Intraoral Tribichemical Coating on Ceramometal, Ceramic and Resin Surfaces. *J Adhes Sci and Tech*, 1998;12:1121-1125.
- 172.Wood M., Litkowski L.J., Thompson V.P., Church T. Repair of Porcelain/Metal Restoration with Resin Bonded Overcasting. *J Esthet Dent*, 1992;4:110-117.
- 173.Derand, P., Derand, T. Bond strength of luting cements to zirconium oxide ceramics. *Int J Prosthodont*. 2000;(13): 131-5.
- 174.Matinlinna, J. P., Lassila, L. V., Ozcan, M., Yli-Urpo, A., Vallittu, P.K. An introduction to silanes and their clinical applications in dentistry. *Int J Prosthodont*. 2004;17(2): 155-64.
- 175.Aida M., Hayakawa T., Mizukawa K. Adhesion of Composite to Porcelain with Various Surface Conditions. *J Prosthet Dent*, 1995;73:464-470.
- 176.Onal B. Restoratif Dişhekimliğinde Maddeler Bilgisi. Bornova, İzmir, E.Ü. Dişhekimliği Fakültesi Yayınları 2001;No. 15, sayfa 47,101.
- 177.Bjorksten J., Yaeger L.L., Vinyl Silane Size for Glass Fabric. *Mod Plast*, 1952;29:124,188
- 178.Vanderbilt B.M., Simko J.P. Silane Coupling Agents in Glass Reinforced Plastics. *Mod Plast*, 1960;38:135-139.
- 179.Pleuddermann E.P., Clark H.A., Nelson L.E., Hoffman K.R. New Silane Coupling Agents for Reinforced Plastics. *Mod Plast*, 1962;39:135-138.
- 180.Pleuddermann E.P. Silane Coupling Agents. New York: Plenum Press, 1982;pp.111-139.
- 181.Paffenbarger G.L., Sweeney W.T., Bowen R.I. Bonding Porcelain Teeth to Acrylic Resin Dentura Bases. *JADA*, 1967;74:1018-1023.
- 182.Semmelhan J.O., Kulp P.R. Silane Bonding Porcelain Teeth to Acrylic. *JADA*, 1968;76:69-73.
- 183.Ferrando J.M., Graser G.N., Tallents R.H., Jarvis R.H. Tensile Strength and Microleakage of Porcelain Repair Materials. *J Prosthet Dent*, 1983;50:44-50.
- 184.Newman S.M., Dressler K.B., Grenadier M.R. Direct Bonding of Orthodontic Brackets to Esthetic Restorative Materials Using a Silane. *Am J Orthod*, 1984;87:503-506.
- 185.Wood D.P., Jordan R.E., Way D.C., Galil K.A. Bonding to Porcelain and Gold. *Am J Orthod*, 1986;89:194-205.
- 186.Della Bona A., van Noort R. Shear vs. Tensile Bond Strength of Resin Composite Bonded to Ceramic. *J Dent Res*, 1995;74:1591-1596.
- 187.Montes-G G.M., Draughn R.A. In Vitro Surface Degradation of Composites by Water and Thermal Cycling. *Dent Mater*, 1986;2:193-197,
- 188.Montes-G G.M., Draughn R.A. Slow Crack Propagation in Composite Restorative Materials. *J Biomed Mater Res*, 1987;21:629-642.
- 189.Drummond J.L. Cyclic Fatigue of Composite Restorative Materials. *J Oral Rehabil*, 1989;16:509-520.
- 190.Stokes A.N., Hood J.A., Tidmarsh B.G. Effect of Six-Month Water Storage on Silane Treated Resin-Porcelain Bonds. *J Dent*, 1988;16:294-296.
- 191.Calamia J.R., Simonsen R.J. Effects of Coupling Agents on Bonding Strength of Etched Porcelain(Abstract). *J Dent Res*, 1984;63:179.

192. Bertolotti R.L., Lacy A.M., Watanabe L.G. Adhesive Monomers for Porcelain Repair. *Int J Prosthodont*, 1989;2:483-489.
193. Chung K.H., Hwang Y.C. Bonding Strengths of Porcelain Repair Systems With Various Surface Treatments. *J Prosthet Dent*, 1997;78:267-274.
194. Ozcan M., Van der Sleen J.M., Vallittu P.K. In Vitro Comparison of Intra-Oral Repair Methods for Ceramic-Fused-to-Metal Crowns. *The Third International Symposium on Fibre-Reinforced Plastics in Dentistry*, Vallittu P.K. (editor), 2002;pp.96-99.
195. Bondioli IR, Bottino MA. Evaluation of shear bond strength at the interface of two porcelains and pure titanium injected into the casting mold at three different temperatures. *J Prosthet Dent* 2004; 91: 541-7.
196. Filho AM, Vieira LC, Araujo E, Monteiro Junior S. Effect of different ceramic surface treatments on resin microtensile bond strength. *J Prosthodont*.2004 Mar; 13 (1): 28-35.
197. El Zohairy AA, De Gee AJ, Mohsen MM, Feilzer AJ. Microtensile bond strength testing of luting cements to prefabricated CAD/CAM ceramic and composite blocks. *Dent Mater* 2003; 19: 575-83.
198. Della Bona, A., Van Noon, R. Shear vs. tensile bond strength of resin composite bonded to ceramic. *J Dent Res*. 1995;74:1591-6.
199. Phrukkanon, S., Burrow, M. F., Tyas, M. J. The influence of cross-sectional shape and surface area on the microtensile bond test *Dental Materials* 1998;14(3) 212-221.
200. Della Bona, A., Northeast, S. E. Shear bond strength of resin bonded ceramic after different try-in procedures. *J Dent*. 1994;22(2): 103-7.
201. Yıldırım, S., Tosun G., Koyutürk A.,E., Şener Y., Şengün, A., Özer, F., İmazato, S. Microtensile and Microshear Bond Strength of an Antibacterial Self-Aşındırma System to Primary Tooth Dentin. *Eur J Dent*. 2008;2: 11-17.
202. Shimada, Y., Yamaguchi, S., Tagami, J. Micro-shear bond strength of dual-cured resin cement to glass ceramics. *Dent Mater*. 2002;18: 380-388.
203. de Melo R, Travassos AC, Neisser MP. Shear bond strengths of a ceramic system to alternative metal alloys. *J Prosthet Dent* 2005; 93: 64-9.
204. Matsumura H, Kato H, Atsuta M. Shear bond strength of feldspathic porcelain of two luting cements in combination with three surface treatments. *J Prosthet Dent* 1997; 5: 511-7
205. Piwowarczyk A, Lauer HC, Sorensen JA. In vitro shear bond strength of cementing agents to fixed prosthodontic restorative materials. *J Prosthet Dent* 2004; 92: 265-73.
206. Abo-Hamar SE, Hiller KA, Jung H, Federlin M, Friedl KH, Schamalz G. Bond strength of a new universal self-adhesive resin luting cement to dentin and enamel. *Clin Oral Invest* 2005; 9: 161-7.
207. Szep S, Schmid C, Weigl P, Hahn L, Heidemann D. Effect of silicone disclosing procedure on the shear bond strength of composite cements to ceramic restorations. *J Prosthet Dent* 2003; 89: 60-5.
208. Begazo CC, De Boer HD, Kleverlaan CJ, van Waas MAJ, Feilzer AJ. Shear bond strength of different types of luting cements to an aluminium oxide-reinforced glass ceramic core material. *Dent Mater* 2004; 20: 901-7.
209. Blixt M, Adamczak E, Linden LA, Oden A, Arvidson K. Bonding to densely sintered alumina surfaces: effect of sandblasting and silica coating on shear bond strength of luting cements. *Int J Prosthodont* 2000; 13: 221-6.
210. Kern M, Wegner SF. Bonding to zirconia ceramic: adhesion methods and their durability. *Dent Mater* 1998; 14: 64-71.
211. Della Bona A, Anusavice KJ, Mecholsky JJ. Failure analysis of resin composite bonded to ceramic. *Dent Mater* 2003; 19: 693-9.

212. Nikaido T, Cho E, Nakajima M, Tashiro H, Toba S, Burrow MF, Tagami J. Tensile bond strengths of resin cements to bovine dentin using resin coating. *Am J Dent* 2003; 16 Spec No: 41A-46A
213. Seitavuopio, P. The roughness and imaging characterisation of different pharmaceutical surfaces. Academic dissertation. 2006 Helsinki University.
214. Üşümez A. Farklı asitler ve Er, Cr: YSGG lazer sistemi ile pürüzlendirilen diş yüzeylerine porselen laminate veneerlerin bağlantılarının karşılaştırılması, Doktora Tezi, Konya, 2001.
215. Douglas, S. A., James, HF., Timothy, N. A. Çevirmenler: Esma,K., Köseoğlu, F., Yılmaz, H. Enstrümantal Analiz 1999.
216. Blanchard, C. R. Atomic Force Microscopy. *The Chemical Educator*.1996;(1): 1-8.
217. Bourauel, C., Fries, T., Drescher, D., Plietsch, R. Surface roughness of orthodontic wires via atomic force microscopy, laser specular reflectance and profilometry. *Eur. J. Orthod.*, 1998;(20): 79–92.
218. Whitehead, S. A., Shearer, A. C., Watts, D.C., Wilson, N.H.F. Comparison of methods for measuring surface roughness of ceramic. *J.Oral Rehab.* 1995;(22): 421–7.
219. Gomis, J. M., Bizar, J., Anglada, J. M., Samso, J., Paraire, M. Comparative evaluation of four finishing systems on one ceramic surface. *Int. J. Prosthodont.* 2003;(16): 74–7.
220. Anıl, N. Dental materyallerin ıslanabilirliği. *Hacettepe Diş. Hek. Fak. Derg.*, 1997;(21):84-91.
221. Boening, K. W., Walter, M. H., Schuette, U. Clinical significance of surface activation of silicone impression materials. *J Dentistry.* 1998;(26): 447-452.
222. Sezen, H. İnce PS/PMMA polimer filmlerin elektriksel özelliklerinin dinamik XPS ile incelenmesi. Yüksek Lisans Tezi, Bilkent Üniv. Kimya Bölümü 2008.
223. Schmitz K, Schulmeyer H. [Determination of the adhesion of dental metal-porcelain bonding systems]. *Dental Labor* 1975;23:1416–20.
224. Tsalouchou E, Cattell MJ, Knowles JC, Pittayachawan P, McDonald A. Fatigue and fracture properties of yttria partially stabilized zirconia crown systems. *Dent Mater* 2008;24(3):308-18.
225. Raigrodski AJ, Chicche GJ, Potiket N, Hochstedler JL, Mohamed SE, Biliot S, et al. The efficacy of posterior three-unit zirconium-oxide-based ceramic fixed partial dental prostheses: a prospective clinical pilot study. *J Prosthet Dent* 2006;96:237–44.
226. Herrmann M, Rottenegger R, Tinschert J, Marx R. The effect of corrosive environment on the porcelain-to-metal bond--a fracture mechanics investigation. *Dent Mater* 1992;8(1):2-6.
227. Tinschert J, Natt G, Mautsch W, Augthun M, Spiekermann H. Fracture resistance of lithium disilicate-, alumina-, and zirconia-based three-unit fixed partial dentures: a laboratory study. *Int J Prosthodont* 2001;14(3):231-8.
228. Blatz MB. Long-term clinical success of all-ceramic posterior restorations. *Quintessence Int* 2002;33(6):415-26.
229. Kilicarslan MA, Kedici PS, Kucukesmen HC, Uludag BC. In vitro fracture resistance of posterior metal-ceramic and all-ceramic inlay-retained resin-bonded fixed partial dentures. *J Prosthet Dent* 2004;92(4):365-70.
230. Vult von Steyern P. All-ceramic fixed partial dentures. Studies on aluminum oxide- and zirconium dioxide-based ceramic systems. *Swed Dent J Suppl* 2005(173):1-69.
231. Larsson C, Vult von Steyern P, Sunzel B, Nilner K. All-ceramic two- to five-unit implant-supported reconstructions. A randomized, prospective clinical trial. *Swed Dent J* 2006;30(2):45-53.

232. Nikaido T, Kunzelmann KH, Chen H, Ogata M, Harada N, Yamaguchi S, Cox CF, Hickel R, Tagami J. Evaluation of thermal cycling and mechanical loading on bond strength of a self-etching primer system to dentin. *Dent Mater*. 2002 May;18(3):269-75.
233. Simonsen R.J., Calamia J.R. Shear Strength of The Composite Bond to Etched Porcelain.(Abstract). *J Dent Res*, 1983;62:297.
234. Simonsen R.J., Calamia J.R. Tensile Bond Strength of Etched Porcelain. (Abstract). *J Dent Res*, 1983;62:297
235. Bertolotti R.L. Porcelain-to-Metal Bonding and Compatibility. In: McLean JW (ed). *Dental Ceramics*, First ISC. Chicago; Quintessence, pp. 1983;415-441.
236. Rosen H. Chairside Repair of Ceramometal Restorations. *J Can Dent Assoc*, 1990;56:1029-1033.
237. Ozcan M, Valandro LF, Amaral R, Leite F, Bottino MA. Bond strength durability of a resin composite on a reinforced ceramic using various repair systems. *Dent Mater* 2009;25(12):1477-83.
238. Akyil MS, Yilmaz A, Karaalioglu OF, Duymus ZY. Shear bond strength of repair composite resin to an acid-etched and a laser-irradiated feldspathic ceramic surface. *Photomed Laser Surg* 2010;28(4):539-45.
239. 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. *Dent Mater*, 1992;8:238-240.
240. Phoenix R.D., Shen C. Characterization of Treated Porcelain Surfaces via Dynamic Contact Angle Analysis I. *Int J Prosthodont*, 1995;8:187-194.
241. Phoenix R.D., Shen C. Characterization of Treated Porcelain Surfaces via Dynamic Contact Angle Analysis II. *Int J Prosthodont*, 1995;12:415-418.
242. Kamada K., Yoshido K., Atsuta M., Effects of Surface Treatments on the Bond of Four Resin Luting Agents to a Ceramic Material. *J Prosthet Dent*, 1998;79:508-513.
243. Perelmutter S., Montagnon J. Reinforced Jacket Crowns. *Cah Prothese*, 1981;36:97-109
244. Leibrock A., Degenhart M., Behr M., Rosntritt M., Handel G. In Viro Study of the Effect of Thermo- and Load_Cycling on The Bond Strength of Porcelain Repair Systems. *J Oral Rehabil*, 1999;26:130-137.
245. Della Bona A., Anusavice K., Hood J.A.A. Effect of Ceramic Surface Treatment on Tensile Bond Strength to a Resin Cement. *Int J Prosyhodont*, 2002;15:248-253.
246. Shiu P, De Souza-Zaroni WC, Eduardo Cde P, Youssef MN. Effect of feldspathic ceramic surface treatments on bond strength to resin cement. *Photomed Laser Surg* 2007;25(4):291-6.
247. Fan P.L. Porcelain Repair Materials. Council on Dental Materials, Instruments, and Equipment. *JADA*, 1991;122:124-130.
248. Swift E.J. Jr. New Adhesives Resins. A Status Report for the American Journal of Dentistry. *Am J Dent*, 1989;2:258-260.
249. El-Sherif M.H., El-Messery A., Halhoul M.N. The Effect of Alloy Surface Treatments and Resins on the Retention of Resin-Bonded Retainers. *J Prosthet Dent*, 1991;65:782-786
250. Williams V.D., Arnold A.D., Aquilino S. Bond versus Rebond Strengths of Three Luting Agents for Resin Bonded Fixed Partial Dentures. *J Prosthet Dent*, 1992;67:289-292.
251. Moore P.A., Manor R.C. Hydrofluoric Acid Burns. *J Prosthet Dent*, 1982;47:338-339.
252. Frankenberger R., Kramer N., Sindel J. Repair Strength of Etched vs Silica-Coated Metal-Ceramic and All-Ceramic Restorations. *Oper Dent*, 2000;25:209-215.

253. Re G.J., Kaiser D.A., Malone W.F., Garcia-Godoy F. Shear Bond Strengths and Scanning Electron Microscope Evaluation of Three Different Retentive Methods for Resin-Bonded Retainers. *J Prosthet Dent*, 1988;59:568-573
254. Tenjoma L.T., Nicholls J.I., Townsend J.T., Harper R.J. Chemical Retention of Composite Resin to Metal. *Int J Prosthodont*, 1990;3:78-88.
255. Chang J.C., Powers J.M., Hart D. Bond Strength of Composite to Alloy Treated with Bonding Systems. *J Prosthodont*, 1993;2:110-114.
256. Laufer B.Z., Nicholls J.I. Time Delay Effects on the Tensile Bond Strength Developed by the Silicoater. *Quintessence Dent Technol*, 1987;11:199-203.
257. Attia A. Influence of surface treatment and cyclic loading on the durability of repaired all-ceramic crowns. *J Appl Oral Sci* 2010;18(2):194-200.
258. Ozcan M, Lassila L, Readechelders J, Matinlinna JP, Valittu PK. Effect of some parameters on silica-deposition on a zirconia ceramic. *J Dent Res* 2005;84.
259. de Oyague RC, Monticelli F, Toledano M, Osorio E, Ferrari M, Osorio R. Influence of surface treatments and resin cement selection on bonding to densely-sintered zirconium-oxide ceramic. *Dent Mater* 2009;25(2):172-9.
260. Zhang Y, Lawn BR, Malament KA, Van Thompson P, Rekow ED. Damage accumulation and fatigue life of particle-abraded ceramics. *Int J Prosthodont* 2006;19(5):442-8.
261. Zhang Y, Lawn BR, Rekow ED, Thompson VP. Effect of sandblasting on the long-term performance of dental ceramics. *J Biomed Mater Res B Appl Biomater* 2004;71(2):381-6.
262. Guazzato M, Albakry M, Quach L, Swain MV. Influence of grinding, sandblasting, polishing and heat treatment on the flexural strength of a glass-infiltrated alumina-reinforced dental ceramic. *Biomaterials* 2004;25(11):2153-60.
263. Jochen D.G., Caputo A.A. Composite Resin Repair of Porcelain Denture Teeth. *J Prosthet Dent*, 1977;38:673-679.
264. Şen D., Nayır E.H. Pürüzlendirme İşlemlerinin Porselen Laminate Veneerlerin Bağlantı Dayanıklılığı Üzerine Etkileri. *Dışhekimliğinde Klinik Dergisi*, 1997;4:197-200.
265. Raymond L.U., Harcourt J.K., Tyas M.J., Alexander B. An Investigation of the Composite Resin/Interface. *Aust Dent*, 1992;37:12-19
266. Akyil MS, Uzun IH, Bayindir F. Bond strength of resin cement to yttrium-stabilized tetragonal zirconia ceramic treated with air abrasion, silica coating, and laser irradiation. *Photomed Laser Surg* 2010;28(6):801-8.
267. da Silva Ferreira S, Hanashiro FS, de Souza-Zaroni WC, Turbino ML, Youssef MN. Influence of aluminum oxide sandblasting associated with Nd:YAG or Er:YAG lasers on shear bond strength of a feldspathic ceramic to resin cements. *Photomed Laser Surg* 2010;28(4):471-5.
268. Van Noort R.J., Davis L.G. The Surface Finish of Composite Resin Restorative Materials. *Br Dent J*, 1984;157:360-363.
269. Ural C, Kulunk T, Kulunk S, Kurt M. The effect of laser treatment on bonding between zirconia ceramic surface and resin cement. *Acta Odontol Scand* 2010;68(6):354-9.
270. Roulet J.F., Degrange M. Adhesion: The Silent Revolution in Dentistry. Tokyo: Quintessence Publishing Co Inc. 2000.
271. Didier D., Spreafico R. Adhesive Metal Free Restorations. London: Quintessence Publishing Co Inc, 1999;192-197
272. Stokes A.N., Tay W.M., Pereira B.P. Shear Bond of Resin Cement to Post-Cured Hybrid Composites. *Dent Mater*, 1993;9:370-374
273. Rochette A.L. A Ceramic Bonded by Etched Enamel and Resin for Fractured Incisors. *J Prosthet Dent*, 1975;33:287-293.

- 274.O'Kray K., Suchak A.J., Stanford J.W. Shear Strength of Porcelain Repair Materials. *J Dent Res*, 1987;66:207-211.
- 275.Culler S.R., Krueger D.D., Joos R.W. Investigations of Silane Priming Slutions to Repair Fractured Porcelain Crowns (Abstract). *J Dent Res*, 1986;65:191.
- 276.Peumans M., Van Meerbeek B., Lambrechts P., Vanherle G. Porcelain Veneers: a Review of the Literature. *J Dent*, 2000;28:163-177.
- 277.Bottino MA, Valandro LF, Scotti R, Buso L. Effect of surface treatments on the resin bond to zirconium-based ceramic. *Int J Prosthodont* 2005;18(1):60-5.
- 278.Valandro LF, Della Bona A, Antonio Bottino M, Neisser MP. The effect of ceramic surface treatment on bonding to densely sintered alumina ceramic. *J Prosthet Dent* 2005;93(3):253-9.
- 279.Ernst CP, Cohnen U, Stender E, Willershausen B. In vitro retentive strength of zirconium oxide ceramic crowns using different luting agents. *J Prosthet Dent*2005;93(6):551-8.
- 280.Meerbeek B.V., Peumans M., Verschueren M., Glayds S., Braem M., Lambrechts P., Vanherle G. Clinical Status of Ten Dentin Adhesive Systems. *J Dent Res* 1994;73:1690-1702.
- 281.Burrow M.F., Sano H., Nakajima M., Harada N., Tagami J. Bond Strength to Crown and Root Dentin. *Am J Dent*, 1996;9:223-229.
- 282.Perdiago J., Ramos J.C., Lambrechts P. In Vitro Interfacial Relationship Between Human Dentin and One-Bottle Dental Adhesives. *Dent Mater*, 1997;13:218-227
- 283.Bailey J.H. Porcelain-to-Composite Bond Strengths Using Four Organosilane Materials. *J Prosthet Dent*, 1989;61:174-177.
- 284.Chadwick R.G., Mason A.G., Sharp W. Attempted Evaluation of Three Porcelain Repair Systems-What Are We Really Testing? *J Oral Rehabil*, 1998;25:610-615
- 285.Matsumara H., Kawahara M., Tanaka T., Atsuta M. New Porcelain Repair System with a Silane Coupler, Ferric Chloride, and Adhesive Opaque Resin. *J Dent Res*, 1989;68:813-818.
- 286.Beck D.A., Janus C.E., Douglas H.B. Shear Bond Strength of Composite Resin Porcelain Repair Materials Bonded to Metal and Porcelain. *J Prosthet Dent*, 1990;64:529-533.
- 287.Diaz-Arnold A.M., Wistrom D.W., Aquilino S.A., Swift E.J Jr. Bond Strengths of Porcelain Repair Adhesive Systems. *Am J Dent*, 1993;6:291-294.
- 288.Shiau J.Y., Rasmussen S.T., Phelps A.E., Enlow D.N., Wolf D.R. Analysis of the "Shear" Bond Strength of Pretreated Aged Composites Used in Some Indirect Bonding Techniques. *J Dent Res* 1993;72:1291-1297.
- 289.Nelson E., Barghi N. Effect of APF Etching Time on Resin Bonded Porcelain. (Abstract). *J Dent Res*, 1989;68:271.
- 290.Philiphs R.W., Avery D.R., Mehra R. One-Year Observations on an Composite Resin for Class II Restorations. *J Prosthet Dent*, 1971;26:68-77.
- 291.Kumbuloglu O., User A., Toksavul S., Vallittu P.K. Intra-oral adhesive systems for ceramic repairs: a comparison. *Acta Odontol Scand* 2003 Oct;61(5):268-72.
- 292.Zaimoğlu A., Ozden N., AkaltenF., Imirzalioglu P. Bond Strength of Porcelain Repair Materials. 79th Annual World Dental Congress of FDI, Milan 1991.
- 293.Coornaert J., Adriaens P., De Boever J. Long-Term Clinical Study of Porcelain-Fused-to-Gold Restorations. *J Prosthet Dent*, 1984;51:338-342.
- 294.Berksun S., Saadet S. Shear Strength of Composite Bonded Porcelain-to-Porcelain in a New Repair System. *J Prosthet Dent*, 1994;71:423-428.
- 295.Eames W.B., Strain J.D., Weitman R.T., Williams A.K. Clinical Comparison of Composite, Amalgam, and Silicate Resorations. *JADA*, 1974;89:1111-1117.
- 296.Myerson R.L. Effects of Silane Bonding of Acrylic Resins to Porcelain on Porcelain Structure. *JADA*, 1969;78:113-119.

297. Draughn R.A. Effects of Temperature on Mechanical Properties of Composite Dental Restorative Materials. *J Biomed Mater Res*, 1981;15:489-495.
298. Thomas C.A., Haetsock T.E., Dossett J., Mitchell R.J. Thermocycling, Silanization and Tensile Bond Strength of Resin to Porcelain. *J Dent Res*, 1987;66:207-213.
299. Lei R.T., Mittelman G., Thompson V.P. Porcelain Repair Systems: Immediate and Thermal Cycled Tensile Bond Strength (Abstract). *J Dent Res*, 1989;68:869.
300. Hirasawa T., Hirano S., Hirabayashi S., Harashima I., Aizawa M. Initial Dimensional Change of Composites in Dry and Wet Conditions. *J Dent Res*, 1983;62:28-31.
301. Soderholm K.J., Roberts M.J. Influence of Water Exposure on the Tensile Strength of Composites. *J Dent Res*, 1990;69:1812-1816.
302. Soderholm K.J. Degradation of Glass Filler in Experimental Composites. *J Dent Res*, 1981;60:1867-1875.
303. Soderholm K.J., Zigan M., Ragan M., Fischlschweiger W., Bergman M. Hydrolytic Degradation of Dental Composites. *J Dent Res*, 1984;63:1248-1254.
304. Rosentritt, M., Behr, M., Kolbeck, C., Handel, G. In Vitro Repair of Three-Unit Fiber-Reinforced Composite FPDs. *International Journal of Prosthodontics*, 2001;14, 344 -349.
305. Kallio, T.T., Lastumaki, T.M., Vallittu, P.K. Bonding of Restorative and Veneering Composite to Some Polymeric Composites. *Dental Materials*, 2001;17:80-86.
306. Bagis B, Ustaomer S, Lassila LV, Vallittu PK. Provisional repair of a zirconia fixed partial denture with fibre-reinforced restorative composite: a clinical report. *J Can Dent Assoc*. 2009 Mar;75(2):133-7.
307. Hirschfeld Z., Rehany A. Esthetic Repair of Porcelain in a Complete-Mouth Reconstruction: A Case Report. *Quint Int*, 1991;22:945-947.
308. Crim G.A., Garcia-Godoy F. Microleakage: The Effect of Storage and Cycling Duration. *J Prosthet Dent*, 1987;57:574-576.
309. Mowery A. Intraoral repair of a zirconia-based restoration. *Dent Today*. 2011 Jul;30(7):128-30.
310. Blatz MB, Sadan A, Arch GH, Jr., Lang BR. In vitro evaluation of long-term bonding of Procera AllCeram alumina restorations with a modified resin luting agent. *J Prosthet Dent* 2003;89(4):381-7.
311. Ozcan M. Fracture Strengths of Ceramic-Fused-to-Metal Crowns Repaired with Two Intraoral Air-Abrasion Techniques and Some Aspects of Silane Pretreatment-A Laboratory and Clinical Study (Thesis). Cologne:University of Cologne 1999.
312. Burke F.J.T. Repair of Metal-Ceramic Restorations Using an Abrasive Silica-Impregnating Technique: Two Case Reports. *Dent Update*, 2002;29:398-402.
313. Creugers N.H.J, Snoek P.A., Käyser A.F. An Experimental Porcelain Repair System Evaluated Under Controlled Clinical Conditions. *J Prosthet Dent*, 1992;68:724-727.
314. Latta M.A., Barkmeier W.W. Approches for Intraoral Repair of Ceramic Restorations. *Compend Cont Educ Dentium*, 2000;21:635-644.
315. Gregory WA, Hagen CA, Powers JM. Composite resin repair of porcelain using different bonding materials. *Oper Dent* 1988;13(3):114-8.
316. Ahmad G. Point of Care. *J Can Dent Assoc* 2004;70(11):786-7.
317. Wolfart M, Lehmann F, Wolfart S, Kern M. Durability of the resin bond strength to zirconia ceramic after using different surface conditioning methods. *Dent Mater* 2007;23(1):45-50.
318. Lutz f., Phillips R.W. A Classification and Evaluation of Composite Resin systems. *J Prosthet Dent*, 1983;50:480-483.
319. Lutz F., Setco J., Philips R. New Finishing Instruments for Composite Resins. *JADA*, 1983;107:575-580.

320. Hergott A.M.L., Ziemiecki T.L., Dennison J.B. An Evaluation of Different Composite Systems Finished with Various Abrasives. *JADA*, 1989;119:729-733.
321. Dörter C., Gömeç Y., Efes B.G., Yıldız E. Effect of Polishing Procedures on Surface Characteristics of Tooth-Colored Restoratives (Abstract). *J Dent Res* 1998;77:2532
322. Dennison J.B., Fan P.L., Powers J.M. Surface Roughness of Microfilled Composites. *JADA*, 1981;102:859-862.
323. Caughman W.F., Rueggeberg F.A., Curtis J.W. Clinical Guidelines for Photocuring Restorative Resins. *JADA*, 1995;126:1280-1284.
324. Staley C., Kopel H. Smoothness of Composite Restorations Polished by Various Abrasives: A Comparison by Scanning Electron Microscopy. *Oper Dent*, 1979;4:140-148.
325. Bauer J.G., Caputo A.A. The Surface of Composite Resin Finished with Instruments and Matrixes. *J Prosthet Dent*, 1983;50:351-357.
326. Calatrava L., Dennison J., Charbeneau G. Clinical Evaluation of Two Glazing Agents for Composite Resin: a Preliminary Report. *Oper Dent*, 1976;1:82-90
327. Christensen R.P., Christensen G.J. Comparison of Instruments and Commercial Pastes Used for Finishing and Polishing Composite Resin. *Gen Dent*, 1981;29:40-45
328. Ferreira M.R., De Wet F.A. Effect of Finishing Agents on New Restorative Resins: a SEM Study (Abstract). *J Dent Res*, 1982;61:105.
329. Louka A.N., Stillwater J.C. Effectiveness of Different Finishing Systems on Composite Resin Surfaces (Abstract). *J Dent Res*, 1982;61:302.
330. Lambrechts P., Vanherle G. Observation and Comparison of Polished Composite Surface with the Aid of SEM and Profilometer. Part I. *J Oral Rehabil*, 1982;9:169-182.
331. Lambrechts P., Vanherle G. Observation and Comparison of Polished Composite Surface with the Aid of SEM and Profilometer. Part II. *J Oral Rehabil*, 1982;9:203-216.
332. Kanter J., Koski R.E. An Evaluation of New Methods for Polishing Composite Restorative Resins. *Quint Int*, 1980;8:91-95.
333. Kanter J., Koski R.E., Bogdan M.S. How to Achieve the Best Surface Polish on Composite Resins. *Can Dent Assoc J*, 1983;5:40-45.
334. Pearson G.J., Messing J.J. The Abrasivity of Finishing Agents Used on Composite Filling Material. *J Dent* 1979;7:105-110.
335. Quiroz L., Lentz D.L. The Effect of Polishing Procedures on Light-Cured Composite Restorations. *Compend Cont Educ Dent*, 1985;6:437-442
336. Reinhardt J.W. Determining Smoothness of Polished Microfilled Composite Resins. *J Prosthet Dent*, 1983;49:485-490.
337. Hassan K., Dhuru V., Brantley W. Comparison of Efficiency of Two Composite Finishing Systems-a Laboratory Study (Abstract). *J Dent Res*, 1987;66:211.
338. Pratten D., Johnson G. An Evaluation of Finishing Instruments for an Anterior and a Posterior Composite Resin. *J Prosthet Dent*, 1988;60:154-158.
339. Horton C.B., Paulus H.M., Pelleu G.B., Rudolph J.J. An Evaluation of Commercial Pastes for Finishing Composite Resin Surfaces. *J Prosthet Dent*, 1977;37:674-679.
340. Stoddard J.W., Johnson G.H. An Evaluation of Polishing Agents for Composite Resins. *J Prosthet Dent*, 1991;65:491-495.
341. Van Meerbeek B., Inokoshi S., Brean M., Lambrechts P., Vanherle G. Morphological Aspects of the Resin-Dentin Interdiffusion Zone with Different Dentin Adhesive Systems. *J Dent Res*, 1992;71:1530-1540.
342. Powell L.V., Johnson G.H., Gordon G.E. Factors Associated with Clinical Success of Cervical Abrasion/Erosion Restorations. *Oper Dent*, 1995;20:7-13
343. Burke F.J.T. Fracture Resistance of Teeth Restored with Dentin-Bonded Crowns: The Effect of Increased Tooth Preparation. *Quint Int*, 1996;27:115-121.

- 344.** Ozcan M., Valandro L.F., Amaral R., Leite F., Bottino M.A. Bond strength durability of a resin composite on a reinforced ceramic using various repair systems. *Dent Mater.* 2009 Dec;25(12):1477-83. doi: 10.1016/j.dental.2009.06.020. Epub 2009 Aug 9.

ÖZGEÇMİŞ

1980 yılında Elazığ'da doğdum. 1996 yılında Elazığ Mehmet Akif Ersoy lisesinden mezun oldum. 1997 yılında Fırat Üniversitesi Fen Edebiyat Fakültesi Kimya bölümünü kazandım. 2 yıl eğitim gördükten sonra 1999 yılında Ondokuz mayıs Üniversitesi Diş hekimliği fakültesini kazandım. 2004 yılında Diş hekimliği fakültesinden mezun oldum. 2005 yılında Şırnak Uludere'de diş tabip asteğmen olarak askeri görevimi yaptım. 2007 yılında Elazığ ağız ve diş sağlığı merkezine atandım. 2009 Eylül ayında Dicle Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalında doktora programına başladım.

