



T.C.
İSTANBUL MEDİPOL ÜNİVERSİTESİ
SAĞLIK BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ

DOKTORA TEZİ

**ZİRKONYA ALT YAPILI PORSELEN RESTORASYONLARIN
TAMİRİNDE ENDİREKT FASET UYGULAMASI YÖNTEMİ
VE DİREKT TAMİR YÖNTEMİNİN BAĞLANMA
DAYANIMININ, İN VİTRO OLARAK KARŞILAŞTIRILMASI**

TUĞÇE MERVE ORDUERİ

PROTETİK DİŞ TEDAVİSİ ANABİLİM DALI

DANIŞMAN
Prof. Dr. MEHMET MUZAFFER ATEŞ

İSTANBUL - 2021

TEZ ONAY FORMU

Kurum : İstanbul Medipol Üniversitesi
Programın Seviyesi : Yüksek Lisans () Doktora (X)
Anabilim Dalı : Protetik Diş Tedavisi
Tez Sahibi : TUĞÇE MERVE ORDUERİ
Tez Başlığı : Zirkonya Alt Yapılı Porselen Restorasyonların Tamirinde
Endirekt Faset Uygulaması Yöntemi ve Direkt Tamir
Yönteminin Bağlanma Dayanımının, İn vitro Olarak
Karşılaştırılması
Sınav Yeri : İstanbul Medipol Üniversitesi Unkapanı Yerleşkesi
Sınav Tarihi : 30.06.2021

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

<u>Danışman</u>	<u>Kurumu</u>	<u>İmza</u>
Prof.Dr. Mehmet Muzaffer ATEŞ	İstanbul Medipol Üniversitesi	

Sınav Jüri Üyeleri

Prof.Dr. Hanefi KURT	İstanbul Medipol Üniversitesi
Dr.Öğr.Üyesi Caner ATALAY	İstanbul Medipol Üniversitesi
Prof.Dr.Hayrunnisa Canan B.ALAN	İstanbul Üniversitesi
Prof.Dr. Yasemin KULAK ÖZKAN	Marmara Üniversitesi

Yukarıdaki jüri kararıyla kabul edilen bu Doktora Tezi, Enstitü Yönetim Kurulu'nun
...../...../ tarih ve/..... - sayılı kararı ile şekil
yönünden Tez Yazım Kılavuzuna uygun olduğu onaylanmıştır.

Prof. Dr. Neslin EMEKLİ

Sağlık Bilimleri Enstitüsü Müdür Vekili

ETİK İLKE VE KURALLARA UYGUNLUK BEYANI

Bu tez çalışmasının kendi çalışmam olduğunu, tezin planlanmasından yazımına kadar bütün safhalarda etik dışı davranışımın olmadığını, bu tezdeki bütün bilgileri akademik ve etik kurallar içerisinde elde ettiğimi, bu tez çalışması ile elde edilmeyen bütün bilgi ve yorumlara kaynak gösterdiğimi ve bu kaynakları da kaynaklar listesine aldığımı, yine bu tez çalışması ve yazımı sırasında patent ve telif haklarını ihlal edici bir davranışımın olmadığını beyan ederim.

Tuğçe Merve Ordueri



ÖNSÖZ

Doktora eğitimim ve tez çalışmam süresince her zaman destek veren, emeğini ve anlayışını esirgemeyen ve yol gösteren tez danışmanım İstanbul Medipol Üniversitesi Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı Başkanı sayın Prof. Dr. Mehmet Muzaffer Ateş'e,

Değerli görüş, bilgi ve yardımlarını benden esirgemeyen, vakalarla ilgili tedavi planlamalarından, hayat ile ilgili görüşlerine kadar her konuda yanımda olan protetik diş tedavisi öğretim üyeleri Prof. Dr. Hanefi Kurt, Doç. Dr. Umut Çakan, Dr. Öğr. Üyesi Gülsüm Ceylan, Dr. Öğr. Üyesi İpek İşcan, Dr. Öğr. Üyesi Yeşim Ölçer Us, Dr. Öğr. Üyesi Burcu Yılmaz'a,

Tez çalışmalarımın başından sonuna kadar destek veren, materyal temini konusunda desteklerini esirgemeyen, her zaman motivasyon sağlayan çok kıymetli hocam Prof. Dr. Mutlu Özcan'a,

Doktora eğitimim süresince, tüm mesleki birikimini cömert biçimde paylaşan, tez çalışmamda malzeme temini konusunda destek veren hocam Prof. Dr. Barış Kara'ya,

Doktoraya ilk girdiğim yıl fakültemizde hizmet veren, sonrasında başka üniversitelerde bilime ışık tutmaya devam eden, akademik ve mesleki desteğini hep hissettiğim Doç. Dr. Emir Yüzbaşıoğlu'na,

Doktora eğitimim süresince gösterdiği destek ve paylaşımlarıyla birlikte çalışmaktan keyif aldığım bölüm arkadaşlarım sayın Dr. Dt. Ferruh Smail, Dt. Asena Kaptanoğlu, Dr. Dt. Ceren Aygüzen ve Dt. Gülçin Yılmaz başta olmak üzere çalışma arkadaşlarıma,

Diş hekimliği fakültesini bitirdikten uzun yıllar sonra doktora başlamam konusunda beni teşvik eden Dr. Zeynep Set'e, bu uzun yolculukta desteğini her günün sabahında, her akşamın karanlığında hissettiğim sevgili babam Ahmet Ordueri'ye, bu süreçte kızım Ela'nın annesi olarak omuzlarımda seve seve taşıdığım o kocaman sorumluluğu benimle paylaşan ve kızımın her daim yanında olan çok kıymetli annem Nuran Ordueri'ye,

Sonsuz teşekkürler.

İÇİNDEKİLER

TEZ ONAY FORMU.....	i
ETİK İLKE VE KURALLARA UYGUNLUK BEYANI	ii
ÖNSÖZ.....	iii
KISALTMALAR VE SİMGELER LİSTESİ.....	viii
TABLolar LİSTESİ.....	x
ŞEKİLLER LİSTESİ.....	xi
RESİMLER LİSTESİ.....	xiii
1. ÖZET.....	1
2. ABSTRACT	2
3. GİRİŞ VE AMAÇ	3
4. GENEL BİLGİLER.....	6
4.1. Dental Seramiklerin Tarihsel Gelişimi.....	6
4.2. Dental Seramiklerin Yapısı	7
4.3. Dental Seramiklerin Sınıflandırılması.....	9
4.3.1. Cam Seramikler.....	12
4.3.1.1. Lössit Kristalleri ile Güçlendirilmiş Cam Seramikler	12
4.3.1.2. Lityum Disilikat Kristalleri ile Güçlendirilmiş Cam Seramikler.....	12
4.3.1.3. Feldspatik Seramikler	14
4.3.1.4. Alumina Esaslı Seramikler.....	15
4.3.1.4.1. In-Ceram Alumina (Vita, Bad Säckingen, Almanya)	15
4.3.1.4.2. In-Ceram Spinell (Vita, Bad Säckingen, Almanya).....	16
4.3.1.4.3. In-Ceram Zirkonya (Vita, Bad Säckingen, Almanya)	16
4.3.1.4.4. Procera AllCeram (Vita, Bad Säckingen, Almanya)	16
4.3.1.4.5. Synthoceram (Cicero, Hoorn, Hollanda)	16
4.3.1.5. Zirkonya Esaslı Seramikler	17
4.3.1.5.1. Lava (3M Espe Dental AG, Seefeld, Almanya).....	19
4.3.1.5.2. Procera AllZirkon (Nobel Biocare, Göteborg, İsveç)	19
4.3.1.5.3. Everest (Kavo Dental, Biberach, Almanya).....	20
4.3.1.5.4. Hint-Els (Digident, Griesheim, Almanya)	20

4.3.1.5.5. Cercon (DeguDent, Hanau, Almanya)	20
4.3.1.5.7. Cerec InLab Sistemi (Sirona, Bensheim, Almanya)	22
4.3.1.5.8. Celay (Vita, Bad Sackingen, Almanya)	22
4.3.1.5.9. ZENO Tec (Wieland, Pforzheim, Almanya).....	23
4.3.1.5.10. Zirkonzahn (Teger, Ahrntal, İtalya)	23
4.3.1.5.11. In-Ceram YZ (Vita, Bad Sackingen, Almanya).....	24
4.3.1.5.12. IPS e.max ZirCAD (Ivoclar Vivadent, Lihtenştayn)	24
4.3.1.5.13. IPS e.max ZirPress (Ivoclar Vivadent, Lihtenştayn)	25
4.4. Zirkonya Alt Yapı Üzerine Porselenin Uygulanması	25
4.5. Zirkonya Alt Yapı ile Üst Yapı Seramiğinin Bağlanma Dayanımını Etkileyen Faktörler.....	25
4.6. Lamina Veneerler.....	27
4.6.1. Lamina veneerlerin avantajları.....	27
4.6.2. Lamina veneerlerin dezavantajları	28
4.6.3.Lamina veneerlerin endikasyonları.....	28
4.6.4. Lamina veneer restorasyonların kontraendikasyonları	29
4.6.5. Lamina veneerlerin sınıflandırılması	29
4.6.5.1. Direkt uygulanan lamina veneerler	29
4.6.5.2. İndirekt uygulanan lamina veneerler.....	29
4.7. Kompozit Rezinler	31
4.7.1. Kompozit rezinlerin yapısı.....	31
4.7.2. Kompozit rezinlerin sınıflandırılması	33
4.7.3. Tamir materyalleri olarak kompozit rezinler	34
4.8. Diş Hekimliğinde Kullanılan Rezin Simanlar.....	34
4.8.1. Rezin simanların yapısı	35
4.8.2. Rezin simanların polimerizasyonlarına göre sınıflandırılması	36
4.9. Porselen Kırığında Tamir Yöntemleri.....	38
1.9.1. Ağız dışı tamir yöntemleri ve materyalleri	38
4.9.2. Ağız içi porselen tamir yöntemleri ve materyalleri.....	39
4.9.3. Ağız içi tamirinin önemi	40
4.9.4. Porselen tamirinde uygulanan yüzey işlemleri	40

4.10. Ağız Ortamını Simüle Eden Testler.....	43
4.10.1. Termal siklus.....	43
4.10.2. Bağlantı kuvveti ve test yöntemleri	44
4.11. Kırık Yüzeyi Analiz Yöntemleri.....	48
4.11.1. Taramalı elektron mikroskobu (SEM)	48
4.11.2. Fraktografi.....	48
5. MATERYAL VE METOD	49
5.1. Deney Gruplarının Oluşturulması.....	52
5.2 Zirkonya Alt Yapıların Hazırlanması.....	55
5.3 Üst Yapı Seramiklerinin Uygulanması	56
5.4 Sinterlenmiş Zirkonya Alt Yapılara ve Porselenlere Yüzey İşlemleri Uygulanması	59
5.5 Lamina Veneerlerin Hazırlanması	60
5.6 Lamina Veneerlerin İç Yüzeylerinin Hazırlığı	62
5.7 Lamina Veneerlerin Zirkonya ve Zirkonya Alt Yapılı Seramiklere Simantasyonu	62
5.8 Zirkonya ve Zirkonya Alt Yapılı Porselenlere Kompozit Uygulaması	63
5.9 Termal Siklus İşlemi	63
5.10 Bağlanma Dayanımının Ölçülmesi	64
5.11. Taramalı Elektron Mikroskobu İncelemesi (SEM).....	65
5.12.Kırık Tiplerinin İncelenmesi.....	65
5.13 İstatiksel Değerlendirme	65
6. BULGULAR	66
6.1 Makaslama Testi Sonuçları.....	66
6.2 SEM Bulguları	70
6.3 Stereomikroskop Bulguları	71
7. TARTIŞMA	76

8. SONUÇ.....	88
9. KAYNAKLAR	90
10. ÖZGEÇMİŞ.....	118



KISALTMALAR VE SİMGELER LİSTESİ

MPa	: Megapaskal
Al₂O₃	: Alüminyum Oksit
Y-TZP	: Yitriyum Tetragonal Zirkonya Polikristal
Zr	: Zirkonyum
g	: Gram
cm³	: Santimetreküp
°C	: Santigrat Derece
ZrO₂	: Zirkonya
SiO₂	: Zirkon
A.B.D	: Amerika Birleşik Devletleri
O₂	: Oksijen
µm	: Mikrometre
MgO	: Magnesia
CaO	: Calcia
Y₂O₃	: Yttria
TZP	: Tetragonal Zirkonya Polikristal
CAD	: Computer Aided Design
CAM	: Computer Aided Manufacturing
HIP	: Hot Isostatic Pressing
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)

TABLÖLAR LİSTESİ

Tablo 4. 1	Partikül Büyüklüğüne Göre Kompozit Resinler	34
Tablo 5. 1	Çalışmada Kullanılan Materyaller	49
Tablo 5. 2	Çalışmada Kullanılan Cihazlar	51
Tablo 5. 3	Endirekt Faset Uygulaması ile Tamir Yöntemi ve Direkt Tamir Yöntemi.....	55
Tablo 6. 1	Gruplara Göre Karşılaştırmalar.....	66



ŞEKİLLER LİSTESİ

Şekil 4. 1	Dental Seramiklerin Yapısı Tetrahedral (SiO_4)	7
Şekil 4. 2	Dental seramiklerin yapım tekniklerine göre sınıflandırılması	10
Şekil 4. 3	Kompozit Rezinlerin Yapısı	33
Şekil 4. 4	Bağlanmış Parçalara Uygulanan Çekme Testi	46
Şekil 4. 5	Çekme Direnci Testi İçin Kullanılan Düzenek.....	46
Şekil 4. 6	Bağlanmış Parçalara Uygulanan Makaslama Testi	47
Şekil 4. 7	Makaslama Testi İçin Kullanılan Düzenek.....	47
Şekil 5. 1	Grup A, 5*10*5 mm Zirkonya Örnekler.....	53
Şekil 5. 2	Grup B, 5*10*5 örnekte üst Yüzeyde 5*3*2 mm ³ lük Porselen Boşluğu Olan Zirkonya Örnekler	53
Şekil 5. 3	Grup C, 5*10*5 mm Örnekte Üst Yüzeyde 5*5*2 mm ³ lik Porselen Boşluğu Olan Zirkonya	53
Şekil 5. 4	Grup D, 5*10*5 mm Örnekte Üst Yüzeyde 5*7*2 mm ³ lik Porselen Boşluğu Olan Zirkonya Örnekler	54
Şekil 5. 5	Grup E, 5*10*3 mm Zirkonya Örnekler.....	54
Şekil 6. 1	Bağımsız Örnekler T Test İstatistiği.....	66
Şekil 6. 2	%100 Zirkon (A1: Endirekt Faset Yöntemi ile Tamir, A2: Kompozit ile Tamir).....	67
Şekil 6. 3	% 70 Zirkon %30 Porselen (B1 Endirekt Faset Yöntemi ile Tamir, B2: Kompozit ile Tamir	67
Şekil 6. 4	% Zirkon %50 Porselen (C1: Endirekt Faset Yöntemi ile Tamir, C2: Kompozit ile Tamir	68
Şekil 6. 5	%30 Zirkon %70 Porselen (D1 Endirekt Faset Yöntemi ile Tamir, D2 Kompozit ile Tamir	68
Şekil 6. 6	%100 Porselen (E:1 Endirekt Faset Yöntemi ile Tamir, E2: Kompozit ile Tamir	69
Şekil 6. 7	A1-A2 Karşılaştırma grafiği	73
Şekil 6. 8	B1-B2 Karşılaştırma Grafiği.....	73
Şekil 6. 9	C1-C2 Karşılaştırma Grafiği.....	74
Şekil 6. 10	D1-D2 Karşılaştırma Grafiği	74

Şekil 6. 11	Karşılaştırma Grafiği	75
Şekil 6. 12	Lamina- Kompozit kıyaslaması.....	75



RESİMLER LİSTESİ

Resim 4. 1	(a) Baddeleyite (ZrO_2) materyali (b) Zirkon ($ZrSiO_4$) materyali.....	17
Resim 5. 1	Kazınan Zr Alt Yapı Örnekler.....	55
Resim 5. 2	Kazınan Zr Alt Yapılar Sinterizasyon Fırınına Girmeden	56
Resim 5. 3	Zr Alt yapılar Sinterizasyon Fırında.....	56
Resim 5. 4	Porselen Yüklenirken	57
Resim 5. 5	Porselen Yükleme Sonrası, Porselen Fırınına Girmeden.....	57
Resim 5. 6	Numuneler Porselen Fırınında.....	57
Resim 5. 7	Porselen Fırını Sonrası, Grup B'den Bir Örnek.....	58
Resim 5. 8	Pleksi ve İlk Deneme Akriliği	58
Resim 5. 9	Numunenin İşlem Yapılacak Yüzeyi Akriliğe Sıfırlanmış Halde Görüntüsü.....	59
Resim 5. 10	Polisaj Makinesi	59
Resim 5. 11	Kumlama Cihazı.....	60
Resim 5. 12	Laminaların İstenen Boyutta Bloкта Dijital Olarak Yerleştirildikten Sonraki Görüntüsü	61
Resim 5. 13	Laminaların Kazınması	61
Resim 5. 14	Lamina Veneerlerin İç Yüzeylerinin Hazırlığı.....	62
Resim 5. 15	Simantasyon Hazırlığı	63
Resim 5. 16	Termal Siklüs Cihazı	64
Resim 5. 17	Numuneler Universal Test Cihazında	64
Resim 5. 18	Numunelerin İncelendiği Taramalı Elektron Mikroskobu	65
Resim 5. 19	Numunelerin İncelendiği Yüzey Mikroskobu.....	65
Resim 6. 1	Sem Bulguları.....	70
Resim 6. 2	Sem Bulguları.....	70
Resim 6. 3	Sem Bulguları.....	71
Resim 6. 4	Adeziv kırık.....	71
Resim 6. 5	Koheziv kırık.....	72
Resim 6. 6	Miks kırık	72

1. ÖZET

ZİRKONYA ALT YAPILI PORSELEN RESTORASYONLARIN TAMİRİNDE ENDİREKT FASET UYGULAMASI YÖNTEMİ VE DİREKT TAMİR YÖNTEMİNİN BAĞLANMA DAYANIMININ, İN VİTRO OLARAK KARŞILAŞTIRILMASI

Bu çalışmanın amacı, zirkonya (Zr) alt yapılı restorasyonlarda karşılaşılan kırıkların, lamina veneerler ile indirekt ve kompozit sistemlerle yapılan direkt tamir yöntemlerinin bağlanma dayanımlarını karşılaştırmaktır. Çalışmada gruplar ağız içerisindeki porselen kırıklarını taklit edecek şekilde farklı porselen yüzdeleri ile oluşturuldu. Grup A = %100 Zr alan; Grup B= %70 Zr, %30 porselen alan; Grup C= %50 Zr, %50 porselen alan; Grup D= %30 Zr, %70 porselen alan; Grup E= %100 porselen alan, olmak üzere deney örnekleri hazırlandı. Grupların yarısına kompozit ile direkt tamir, diğer yarısına porselen lamina veneer ile indirekt tamir yapıldı. Örnekler, yüzey işlemleri ve tamir uygulanmadan önce akrilik bloklara gömüldü. Sonrasında yüzey işlemlerini takiben, 1. gruplara lamina veneerler, 2. gruplara kompozit tamir sistemleri uygulandı. Tüm numuneler termal siklus cihazında yaşlandırma işlemine tabii tutulduktan sonra, universal test cihazında bağlanma dayanımı değerlendirildi ve elde edilen veriler kayıt altına alındı. Örnekler stereomikroskop ile incelendi ve kırık tiplerine göre sınıflandırıldı (adeziv/ koheziv/ kombine). Bağlanma kuvveti verileri, bağımsız örnekler t testi ile değerlendirildi. Gruplar arasında, lamina ile yapılan tamirlerin bağlanma dayanımı, kompozit ile yapılan tamirlerden daha yüksek bulundu. İstatiksel olarak, Grup C hariç diğer bütün gruplarda indirekt tamir grupları lehine anlamlı fark bulundu. En yüksek bağlanma dayanımı Grup A da indirekt tamir yönteminde bulunurken, en düşük bağlanma dayanımı Grup E de direkt tamir yönteminde bulundu. En çok adeziv kırık tipi kompozit ile tamir yapılan gruplarda görüldü.

Anahtar Sözcükler: Bağlanma Dayanımı, Direkt Porselen Tamir, Endirekt Faset Uygulaması, Porselen Tamiri, Zirkonyum

2. ABSTRACT

IN VITRO COMPARISON OF THE BOND STRENGTH OF THE INDIRECT FACET APPLICATION METHOD AND THE DIRECT REPAIR METHOD IN THE REPAIR OF ZIRCONIA BASED PORCELAIN RESTORATIONS

The aim of this study is to compare the bond strength of indirect repair method with laminate veneers and direct repair methods with composite systems in fractures of zirconia based porcelains. In the study, groups were formed with different porcelain percentages to imitate porcelain fractures in the mouth. The experimental samples were grouped as Group A= 100% Zr; Group B= 70% Zr, 30% porcelain surface; Group C= 50% Zr, 50% porcelain surface; Group D= 30% Zr, 70% porcelain surface; Group E= 100% porcelain surface. Half of which were repaired with composite and half of them were repaired with indirect facet method by porcelain laminate veneers. Samples were embedded in acrylic blocks before surface treatment and repair was applied. After the surface treatments, laminate veneers were applied to the 1st groups and composite repair systems to the 2nd groups. After all the samples were aged in the thermal cycle device, the bond strength was evaluated in the universal test device and the data obtained were recorded. Samples were examined with a stereomicroscope and classified according to fracture types (adhesive / cohesive / combined). Bond strength data were evaluated with independent t test statistics. Among the groups, the bond strength of repairs made with laminate veneer was higher than repairs made with composite. Statistically, there is a significant difference in favor of indirect repair groups in all groups except group C. The highest bond strength was found in the indirect repair method in group A, while the lowest bond strength was found in the direct repair method in group E. The most adhesive fracture type was seen in the composite groups.

Keywords: Bond Strength, Direct Porcelain Repair, Indirect Facet Application, Porcelain Repair, Zirconium

3. GİRİŞ VE AMAÇ

Diş hekimliğinin var olan amaçlarından birisi eksik diş dokusunu yerine koymak, estetik, fonksiyon ve biyolojik uyumu hastaya geri vermektir (1). Eksik diş dokusunu yerine koyarken sıklıkla sabit protetik restorasyonlar kullanılır. Sabit protetik restorasyonlar için 1950'lerin ortalarından bu yana metal alt yapılı seramik restorasyonlar kullanılmaktadır (2,3). Metal alt yapılı seramik restorasyonların günümüzde halen sabit protetik restorasyonlarda kullanılması, üstün mekanik özellikleri ile ilişkilidir. Ancak bilinen estetik ve biyolojik problemleri, tam seramik restorasyonlara olan ilgiyi arttırmıştır (4). Metal destekli restorasyonların alerjik reaksiyon oluşturabilmesi, korozyona uğraması, metal renginin dişetine yansımaları gibi dezavantajları tam seramik sistemlerin kullanımını arttırmıştır (5,6). Tam seramik restorasyonların estetik açıdan daha başarılı, biyouyumluluğu yüksek ve dayanıklı olması gibi sebeplerle, günümüzde metal destekli restorasyonlara alternatif olarak daha sık kullanılmaktadır (7).

Tam seramik sistemlerin mekanik özelliklerini güçlendirebilmek amacı ile zirkonyum oksit ve alüminyum oksit gibi alt yapı sistemleri kullanılmaktadır (8). Zirkonyum dioksit, termal ekspansiyon katsayısının düşük olması, biyouyumluluğu, düşük plak tutunması korozyon göstermemesi ve kimyasal ve boyutsal kararlılık gibi özellikleri sebebi ile son zamanlarda tam seramik restorasyonlarda alt yapı materyali olarak oldukça sık kullanılır (4).

Zirkonyumun alt yapı materyali olarak yüksek kararlılıkta olmasından dolayı % 97,8'e oranında başarı sağlamaktadır (9). Ancak zirkonya alt yapılı seramiklerle yapılan işlemlerde seramik-zirkonya arasında oluşan bağlantı kuvvetlerinin 16-42 MPa arasında olduğu ve bağlanma dirençlerinin metal alt yapılı seramiklere (77 MPa) oranla daha az olduğu gösterilmiştir (10,11). Bununla birlikte, zirkonyum restorasyonlarda; zirkonyum dioksitte cam faz olmadığından ışığı geçirmemesi ve ideal estetiği tam olarak sağlaması mümkün olmamaktadır (12). Özellikle ön bölgede opak renkteki zirkonyum alt yapı materyali üzerine ışık geçirgenliği iyi olan bir üst yapı porseleni kullanılarak daha estetik sonuçlar elde edilebilir (13).

Zirkonya alt yapılı restorasyonlarda en fazla karşılaşılan komplikasyon üst yapı seramiğinin alt yapıdan tabaka halinde (delaminasyon) yahut kırılarak ayrılması (chipping) olduğu bilinmektedir (14,15). Bu başarısızlık parafonksiyonel

alışkanlıklar, hastaya bağlı sebepler, okluzal dengenin olmaması, malzemenin özellikleri ve yorgunluğu, prematüre temasların yol açtığı kuvvetler, alt yapı desteğinin yetersiz olması, bağlanma kuvvetinin yetersiz olması, alt yapı ve üst yapı materyallerinin ısı genleşme katsayıları arasındaki fark gibi pek çok nedenden kaynaklanabilmektedir (16–18). Üst yapı porseleninin kendi içinde veya bağlantı yüzeyinde gösterdiği bu başarısızlık, fonksiyon ve estetiği etkilemesi sebebi ile restorasyonun yeniden yapılmasını gerektirir ve bu da klinik açıdan hasta ve hekim için istenmeyen bir durumdur. Restorasyon ağızdan çıkarılırken destek dişler hasar görebilir ve hasta memnuniyetsizliğine sebep olabilir. Yeni protez yapımı da zaman kaybına ve ek maliyete de yol açacaktır (19). Kırılmış olan restorasyon, çok üyeli bir sabit protetik restorasyon parçası ise, özellikle de bu restorasyon anteriorda yer alıyorsa ve protezi yerinden uzaklaştırıp yeniden yapmak için başka bir endikasyon yoksa, hasta ve hekim açısından zor bir durum yaratmış demektir. Eğer kırılmış porselen hassas tutuculu veya teleskoplu, hareketli parsiyel protez içeren yahut tek parçalı bir implant üstü restorasyonun parçası ise, sorun daha büyük hale gelmektedir (20,21).

Porselenin yapısından dolayı ağız içerisinde yeni porselen ilavesi mümkün olmadığından ağız içi porselen tamir yöntemleri geliştirilmiştir. Bu sayede hasta ve hekim için restorasyonun ağızdan çıkarılması esnasında yaşanabilecek ağrı, kalan dişlerde oluşabilecek hasarlar, zaman kaybı ve ek teknisyen maliyeti gibi kayıpların önüne geçilmiş olur (22–24). Kırılmış restorasyonun ağızdan çıkarılmadan tamir edilmesi hasta ve hekim açısından memnuniyet vericidir. Tamir işlemi uygulandıktan sonra, restorasyonun tamir edilen kısmı ile kalan kısmı arasındaki bağlantı fonksiyonel güçlere karşı dayanabilecek güçte ve estetikte olmalıdır (20).

Tamir yöntemleri, direkt ve indirekt olarak 2 başlık altında toplanmaktadır (25). Direkt onarım yöntemi, sıklıkla tercih edilen ve kompozit materyalinin ağız içinde kırık yüzeylere direkt uygulanması yöntemidir. Endirekt yöntem ise, restorasyonun sağlam halde çıkarılarak, laboratuvar da tamir edilmesi, yahut laboratuvar da hazırlanan seramik faset ya da kronların, restorasyon ağızdan çıkarılmadan restorasyonun kırık alanında yapıştırılması yöntemidir (26). Direkt tamir yönteminde kullanılan kompozitlerin düşük maliyetli olması ve uygulama kolaylığı avantaj yaratmaktadır. Ancak, düşük dayanıklılık, aşınmaya karşı

dirençsizlik ve kötü estetik gibi dezavantajlar kompozitlerin ağız içi tamiri için kullanımı sınırlandırmaktadır (27,28).

Kompozit tamire kıyasla yüksek maliyet ve teknik hassasiyet gerektirmesi gibi dezavantajlarına karşın, seramik materyalinin dayanıklılığı, protezin tamamının değişmesine kıyasla daha az maliyet içermesi ve yüksek estetik özellikleri endirekt yöntemin avantajlarını ön plana çıkarmaktadır (26,29).

Bu bilgilerin ışığında planladığımız tez çalışmasında amaç, daha estetik ve dayanıklı bir seçenek olan endirekt tamir yönteminde kullanılacak porselen lamina veneer ile klinik rutininde uygulanan direkt tamir yönteminde kullanılan kompozit materyalinin, zirkonya destekli porselen restorasyonlarda gösterdiği bağlanma kuvvetini kıyaslamaktır.

4. GENEL BİLGİLER

4.1. Dental Seramiklerin Tarihsel Gelişimi

Diş hekimliğinde dental seramiklerin kullanımı ilk olarak 1774 yılında Saint-Germainen-Laye bölgesinde eczacılık yapan Alexis Duchateau tarafından denenmiştir. Duchateau, 1778 yılında, Parisli bir diş hekimi olan Dubois de Chemant ile birlikte, porselen dişleri üretmiş fakat dişlerin kaide materyaline bağlanması başarısızlığa uğramıştır (30–32). Platinyum pin veya kramponlarla metalik bir dayanağa lehimlenebilme özelliğinde olan ilk porselen dişler ise, Paris'te yaşayan İtalyan kökenli, bir diş hekimi olan Giuseppangelo Fonzi tarafından 1808 yılında bulunmuştur. (33). Ancak bu uygulamada porselen gözenekli yapıda ve kırılgandır. Doğal diş rengine oldukça yakın ve yarı ışık geçirgenliğine sahip seramik Elias Widman tarafından 1838 de üretmiştir (34).

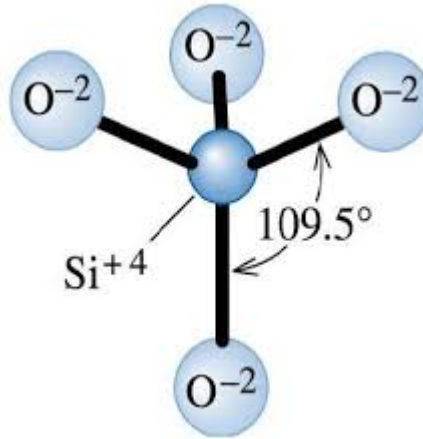
Inley terimi, Dr Charles Land tarafından, diş kavitesine uygun şekilde porselen hazırlanarak 1887 yılında literatüre kazandırılmıştır (30,35). İlk jaket kron uygulaması platin folyo tekniği ile porselen pişirilerek 1889 yılında gerçekleştirilmiştir (36). Bu dönemlerde yapılan kronlar estetik olarak yeterli kabul edilirken, bu porselenlerin sorunu dayanımlarının yetersiz olması sebebi ile kırılmaları idi. Alman Gatz 1949 da porseleni vakum altında pişirmiş ve porözite içermeyen düzgün bir seramik elde etmiştir (5,30). Vines ve arkadaşlarının 1958 de vakumlu fırınlama veya düşük ısıda fırınlama için uygun porselen tozlarının geliştirmesi ile tam seramik kronlarda ışık geçirgenliği açısından büyük gelişme göstermiştir. 1960 larda metal alt yapıli porselenler ile ilgili çalışmaların artması nedeni ile dental porselenlerin diş hekimliğinde kullanımı artmıştır (31,32). Weinstein ve arkadaşları 1962 de ilk kez metal destekli restorasyonu geliştirmişlerdir (37). Mekanik özellikleri tek başına yetersiz olan porselenin metal ile desteklenmesi sonucu bu dezavantajlar ortadan kalktıktan sonra, metalin yarattığı estetik ve alerji gibi dezavantajların ortadan kaldırılması için çalışmalar yapılmaya başlanmıştır (32). 1965'te McLean ve Hughes, seramik cam matrisine %40-50 oranında alüminyum oksit (Al_2O_3) katarak metal desteksiz porselen yapımını gerçekleştirmişlerdir (31). Diş hekimliğinde dökülebilir cam seramik, ilk kez MacCulloch tarafından 1968 yılında kullanılmıştır ve sonrasında tam seramik

restorasyonlara duyulan ilgi artmaya başlamıştır. 1970 yılından sonra seramik kron ve köprü uygulamaları başlamıştır (30). Sonrasında, DICOR, Hi-Ceram ve In Ceram geliştirilmiştir (38).

Bu tarihten sonra gerçekleştirilen tüm çalışmalar, porselen dayanımını arttırmaya ve diş hekimliğinde teknolojiyi kullanmaya yöneliktir (32). Başlangıçtan günümüze kadar olan değişikliklerin tümü, materyali daha esteti ve daha dayanıklı hale getirerek, bu doğrultuda kronlar yapma imkanını sağlamıştır. Dental restorasyonlarda CAD/CAM (Computer Aided Design/Computer Aided Manufacturing) tekniğinin 1986 da geliştirilmesi ile dental seramiklerde yeni bir süreç başlamıştır (1).

4.2. Dental Seramiklerin Yapısı

Protez terimleri sözlüğünde seramik, bir veya daha fazla metalin, oksijen gibi metal olmayan bir elementle yaptığı bileşim olarak tanımlanmaktadır (39). Diş hekimliğinde kullanılan seramik, merkezde bulunan silika atomu ile dört oksijen atomunun kimyasal bağ kurması ile oluşan silisyum tetrahedral (SiO_4) yapıdan meydana gelmektedir (Şekil 1) (5,26,32,33).



Şekil 4. 1 Dental Seramiklerin Yapısı Tetrahedral (SiO_4)

Dental seramik, %75-85 feldspar, ($K_2O-Al_2O_6-SiO_2$), %12-22 kuartz (silika, kum, silisyumdioksit) ve %3-5 kaolin (kil) ($Al_2O_3-2SiO_2-2H_2O$)' den oluşmuştur (39). Bu yapı, “triaksiyel” porselen kompozisyonu olarak isimlendirilmektedir (30) porselenin fırınlama ısısı değişmektedir. Porselenin renklendirilmesi için metal ve metal oksit pigmentleri de ilave edilmektedir (40).

- Feldspar:

Potasyum alümina silikat (K_2O) ve sodyum alümina silikat (Na_2O) karışımıdır. Seramik içinde minimum %60 civarında bulunmaktadır (41). Dental porselene birleştiricilik ve şeffaflık verir. Feldspar seramik içinde en düşük erime derecesine sahip olup $1250^{\circ}C$ ve $1500^{\circ}C$ arasında erir. Yüksek erime dereceli bileşenlerin erimesini kolaylaştırarak, akışkanlık kazandırır. Porselene belirli bir saydamlık verir ve ısıya dayanıklı bileşenleri tutan, bağlayan camlaşmış bir matris görevi yapar (33,39,42).

- Kuartz:

Silika yapısında olan quartz porselen içinde doldurucu görevi yapar. Porselen içerisinde %10-30 oranında bulunur. Erime derecesi çok yüksek ($1700^{\circ}C$) olduğu için porselenin pişirilmesi sırasında değişime uğramaz, stabilite sağlayarak dayanıklılığını artırır (43). Aynı zamanda porselene şeffaf bir görünüm sağlar (33,36).

- Kaolin:

Dental porselende %1-5 oranında bulunan ve $1800^{\circ}C$ 'de eriyen kaolin, hidrate alümina silikattır. Isıya oldukça dayanıklıdır. Su ile karıştığında yapışkan hale gelme özelliğinden dolayı; quartz ve feldspar için bağlayıcı olarak kullanılır. Opaklaştırıcı özellik içermesi sebebiyle de diş hekimliğinde düşük kaolin içeren ve cam fazı yüksek olan seramikler tercih edilmektedir. Porselen hamuruna elastikiyet verir ve seramiğin işlenebilirliğini kolaylaştırarak şekil almasını sağlar (33,36,43).

Bu ana bileşenlerin yanında porselene renk pigmentleri, boyalar ve akışkanlık sağlayıcı maddeler eklenmektedirler. Dental seramiklerde kullanılan feldspar nispeten saf ve renksiz olduğu için doğal diş rengini taklit edebilecek restorasyonlar

üretebilmek için porselenin içerisine metal oksit şeklinde renk pigmentleri ilave edilir (44). Farklı pişirilme derecelerine sahip porselenler üretilmek için cam modifiye edici oksitler kullanılmaktadır. Seramiğin viskozitesini mekanik dayanımını ve elastik katsayısını arttırmak amacı ile ara oksitler kullanılır (33,45).

4.3. Dental Seramiklerin Sınıflandırılması

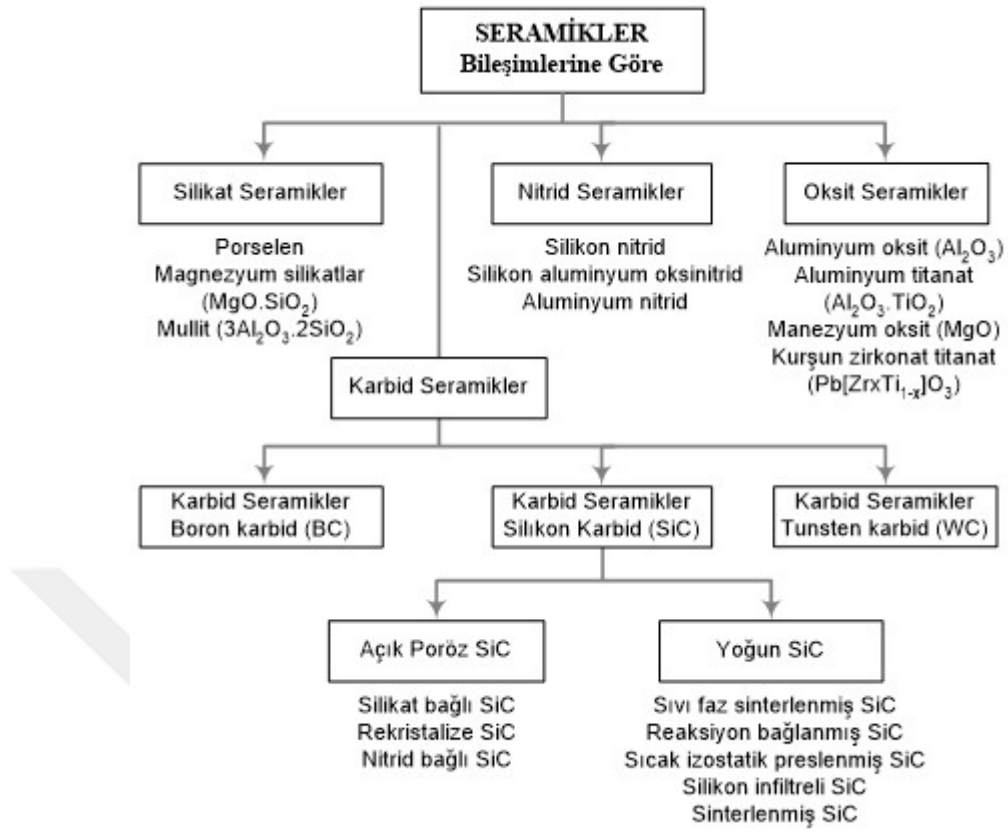
Dental seramiklerin sınıflandırılmasıyla ilgili literatürde birçok sınıflandırma yöntemi mevcuttur. Bunlar şöyle özetlenebilir;

a. Fırınlama ısılarına göre dental seramiklerin sınıflandırılması,

Bu sınıflandırma yöntemi daha çok üst yapı porseleni için kullanılmaktadır. Düşük ısı porseleni, orta ısı porseleni ve yüksek ısı porseleni olarak gruplandırılır.

b. Dental seramiklerin yapım tekniklerine göre sınıflandırılması

Tercih edilen sınıflama tekniklerinden biridir. Ayrıntılı olarak sınıflandırılması ve tam seramik sistemlerin marka adları Şekil 2'de verilmiştir (5,35,46,47).



Şekil 4. 2 Dental seramiklerin yapım tekniklerine göre sınıflandırılması

c. Dental seramiklerin yapılarına göre sınıflandırılması

Yüksek dirence sahip alt yapı materyalleri; cam seramikler, alümina esaslı seramikler ve zirkonya esaslı seramikler olmak üzere üç gruba ayrılmıştır (48,49).

I. Cam Seramikler

i. Lösit Kristalleri ile Güçlendirilmiş Cam Seramikler

- IPS Empress (Ivoclar Vivadent, Lihtenştayn)
- IPS Empress CAD (Ivoclar Vivadent, Lihtenştayn)
- IPS ProCAD (Ivoclar Vivadent, Lihtenştayn)

ii. Lityum Disilikat Kristalleri ile Güçlendirilmiş Cam Seramikler

- IPS Empress II (Ivoclar Vivadent, Lihtenştayn)
- IPS e.maxPress (Ivoclar Vivadent, Lihtenştayn)
- IPS e.maxCAD (Ivoclar Vivadent, Lihtenştayn)

iii. Feldspatik Seramikler

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

II. Alumina Esaslı Seramikler

- In-Ceram Alumina (Vita, Bad äckingen, Almanya)
- In-Ceram Spinell (Vita, Bad äckingen, Almanya)
- In-Ceram Zirkonya (Vita, Bad äckingen, Almanya)
- Procera AllCeram (Vita, Bad äckingen, Almanya)
- Synthoceram (Cicero, Hoorn, Hollanda)

III. Zirkonya Esaslı Seramikler

- Lava (3M Espe Dental AG, Seefeld, Almanya)
- Procera AllZirkon (Nobel Biocare, Göteborg, İsveç)
- Everest (Kavo Dental, Biberach, Almanya)
- Hint-Els (Digident, Griesheim, Almanya)
- Cercon (DeguDent, Hanau, Almanya)
- DCS Precident (DC Dental AG, Allschwil, İsviçre)
- Cerec InLab Sistemi (Sirona, Bensheim, Almanya)
- Celay (Vita, Bad Sackingen, Almanya)
- ZENO Tec (Wieland, Pforzheim, Almanya)
- Zirkonzahn (Teger, Ahrntal, İtalya)
- In-Ceram YZ (Vita, Bad Sackingen, Almanya)
- IPS e.max ZirCAD (Ivoclar Vivadent, Lihtenştayn)
- IPS e.max ZirPress (Ivoclar Vivadent, Lihtenştayn)

4.3.1. Cam seramikler

4.3.1.1. Lösit kristalleri ile güçlendirilmiş cam seramikler

Cam seramiklerin yapısını güçlendirmek için cam yapının içine homojen olarak da ılabilecek doldurucuların ilave edilmesine Güçlendirici Dağılım Tekniği denir. Lösit, kristalin yapısını güçlendirmek için %35-45 arasında ilave edilmektedir. Lösit ile güçlendirilmiş cam seramikler VITA VMK 68 (VITA Zahnfabrik, Bad Sackingen, Almanya), Finesse All-Ceramic (Dentsply, York, PA, ABD), Optec OPC (Jeneric, Wallingford, CT, ABD) ve IPS Empress'dir (Ivoclar Vivadent, Schaan, Lihten steyn). IPS Empress'in döküm işlemi otomatik olarak kontrol edilebilen bir fırında 1080 C de yapılmaktadır. $\text{SiO}_2\text{-Al}_2\text{O}_3\text{-K}_2\text{O}$ cam sisteminde kontrollü olarak yüzey kristalizasyon işlemi uygulanarak l sit kristalleri oluşturulmaktadır. Lösit kristalleri ve camsı yapı arasındaki ısıl genleşme katsayısı arasında fark vardır. Bu fark ile soğuma esnasında kristaller arasında baskı stresleri gözlemlenmektedir. Baskı stresleri çatlak oluşumuna engel olmakta ve mekanik olarak yapıyı güçlendirmektedir (50).

Lösit ile güçlendirilmiş cam seramikler CAD/CAM sistemleri ile de  retilbilir. Doğal dişte görülen farklı seviyelerde gerçekleşen ışık geçirgenliklerinin taklit edilmesi için bloklar gölgeleme ve renk geçişleri bakımından yenilenmiştir (51). IPS ProCAD, IPS Empress e benzemektedir. Yalnızca partikül boyutları daha k  kt r.

Yapısal dayanıklılık ve estetik özelliklerin daha üstün olduğu lityum disilikat kristalleri ile güçlendirilmiş seramiklerin geliştirilmesi ile l sit ile güçlendirilmiş cam seramiklerin kullanımı, önemli  l de azalmıştır.

4.3.1.2. Lityum disilikat kristalleri ile güçlendirilmiş cam seramikler

Cam seramik restorasyonların endikasyon alanının genişletilebilmesi amacıyla daha yüksek dayanım ve kırılma direncine sahip materyallerin geliştirilmesine çalışılmıştır (52). Lityum disilikat ($\text{Li}_2\text{Si}_2\text{O}_5$) ile seramiği güçlendirmek için l sit cam seramiklere oranla çok daha yüksek miktarda kristal içeriği kullanılmış ve bu oran %70 lere çıkarılmıştır. Lityum disilikat kristalleri   keltirilerek hazırlanan bu cam seramik sistemi ($\text{SiO}_2\text{-Li}_2\text{O-K}_2\text{O-ZnO-P}_2\text{O}_5$ -

$\text{Al}_2\text{O}_3\text{-La}_2\text{O}_3$) 350 MPa gibi anlamlı derecede yüksek dayanıma ulaşmıştır. Üstyapı seramiği ise florapatit kristallerinden oluşmaktadır (3,53).

Lityum disilikat içerikli cam seramiklerin kırılğan olması ve freze edilmesinin çok zor olması sebebi ile CAD/CAM sistemlerinde kullanılmak üzere hazırlanan blokların fabrikasyon aşamasında farklı uygulamalar gerekmektedir (54). CAD/CAM sistemleri ile kullanılan lityum disilikatla güçlendirilmiş cam seramiklerin üretim sürecinde seramik, parsiyel olarak kristalizasyon işlemine alınmaktadır. Parsiyel kristalizasyon ile blokların hem kolay ve hızlı bir şekilde freze edilebilir, hem de frezeleme işlemi sırasında seramiğe yeterli direnç kazandırılmış olur.

Parsiyel kristalize bloklardaki temel kristal faz lityum metasilikattır ($\text{Li}_2\text{Si}_2\text{O}_3$). Bu özellikteki materyalin kimyasal ve mekanik dayanımı oldukça düşüktür. 850 °C’ de uygulanan kristalizasyon işlemi sonrasında lityum metasilikat dirençli ve diş rengindeki lityum disilikata dönüşmektedir (54).

Üç farklı ışık geçirgenliğine (HT, LT, MO) sahip lityum disilikat CAD blokları mevcuttur. Yüksek ışık geçirgenliğine sahip HT bloklar, çevre dokuların rengini emme özelliğine (bukalemun efekti) sahip olması ve estetik özellikleriyle, inley ve onley restorasyonların yapımında da kullanılabilir. Düşük ışık geçirgenliğine sahip LT bloklar çeşitli renk seçenekleri ile anatomik restorasyonların yapımında tercih edilebilir. MO bloklar, tabakalama yöntemi ile renkleşmiş dişlerin tedavisinde kullanılabilir. Estetik bölgelerde cut-back yöntemi ile üst yapı porseleni uygulanabilir (55).

1998 yılında IPS Empress 2 adı ile geliştirilen lityum disilikat seramikleri, lösit ile güçlendirilerek cam seramik çeşidine benzetilmiştir. Cam seramiklerden tek farkı ise döküm işleminin daha düşük sıcaklıkta (920 °C) gerçekleştirilmesidir.

IPS Empress 2’ nin genleşme katsayısı $10.5 \times 10^{-6} \text{ K}^{-1} \text{ m/m}$ ’dir. Bu lityum disilikat seramikleri iki kimyasal yapıdan oluşmaktadır. Üst yapı seramiği; ışık geçirgenliğini arttıran florapatit kristaller içererek doğal görünüm kazandırır. Alt yapı seramiği ise; lityum disilikat ($\text{Li}_2\text{Si}_2\text{O}_5$) içererek dayanıklılığı arttırmaktadır.

IPS Empress 2, diğer tüm seramik sistemleri ile aynı endikasyonu taşıması ve ikinci küçük azı dişi distaldeki destek diş olması şartıyla üç üyeye kadar protez (sabit parsiyel protez) yapımında da imkan sağlamaktadır (52).

Preslenebilen lityum disilikat cam seramiğinin geliştirilmesi ile güçlendirilen ışık geçirgenliği ve fiziksel özellikleriyle (bükülme direnci, 440 MPa) birlikte değişik üretim işlemleri uygulanarak diş hekimliğinde kullanılmaya başlanmıştır. Protezler (sabit parsiyel) için büyük bir endikasyon yelpazesi oluşturmaktadır. İnley, onley ve posterior kronlar için preslenebilen lityum disilikat cam seramiği monolitik bir şekilde uygulanabilmektedir. Hem kronlar için alt yapı materyali olarak kullanılırken, hem de ön bölgede 3 üyeli sabit köprü protezi olarak da kullanılabilmektedir (52).

CAD/CAM teknolojisinin kullanılması ile son olarak lityum disilikat cam seramik sistemi geliştirilmiştir. Bu materyal INLab ve EVEREST sistemlerinde işlenebilmektedir. Bu sistem bloklar, düşük derece ışık geçirgenliğine (LT) ve orta derecede opasiteye (MO) sahip olmak üzere iki çeşittir. MO blokların tabakalama tekniğine, LT blokların ise tam anatomik kronlar ve cut-back tekniklerine daha uygun olduğu kabul edilmektedir. LT blokların renk seçenekleri daha fazladır (56).

IPS e.max CAD lityum disilikat cam seramikler 360 MPa bükülme dayanımına sahip ve yüksek oranda renk tonu çeşitliliği, translüsent özelliği ile materyal olarak veneer seramiği ile beraber alt yapı materyali veya tam anatomik (monolitik) restorasyonlarda kullanılabilir. Materyalin kullanım alanını üretici; implant üstü kronlar, inleyler, onleyler, veneerler, anterior ve posterior kronlar olarak belirtmiştir (57).

4.3.1.3. Feldspatik seramikler

Bu geleneksel seramik grubu kaolin, kuartz ve feldspattan oluşur (58). Potasyum feldspar, miktarına bağlı olarak hem restorasyon dayanımını artırır hem de bu porseleni metal altyapılara uygun hale getirir (33,59). Monolitik ve veneer malzemesi olarak uygulanabilmektedir (49). Refraktör day, platinyum folyo, presleme gibi yöntemler ve CAD/CAM ile üretilebilmektedirler.

Feldspatik seramik içerikli bloklar 1985 yılından beri yaygın olarak kullanılmaktadır. Feldspatik seramiklerde cam matriks içinde %30 oranında ve homojen olarak dağılmış, 3-4 mikrometre boyutlarında feldspar partikülleri bulunmaktadır. Kırılma dirençleri 150 MPa'dır. Kimyasal yapısı; %56-64 SiO₂, %20-23 Al₂O₃, %6-9 Na₂O, %6-8 K₂O, %0,3-0,6 CaO, %0,1 TiO₂'den oluşur. Feldspatik seramik blokları endüstriyel olarak üretildiği ve vakum altında sinterlendiği için, laboratuvarında sinterlenen seramiklere göre daha homojen ve stabil bir mikro yapıya sahiptir (60).

Feldspatik porselenlerden biri Vitablocs Mark I'dır. Aşınma özellikleri, yapısı ve dayanıklılığı ile seramik-metal restorasyonlarında sıkça kullanılan feldspatik veneer seramik çeşidini hatırlatmaktadır. 1991 yılında Cerec 1 sisteminde kullanılmak için geliştirilen Vitablocs Mark II, bir feldspatik porselen çeşididir ve frezelenabilmektedir. Vitablocs Mark II'nin, Vitablocs Mark I'a göre dayanıklılığı fazladır. İçeriğinde %20-23 Al₂O₃ (Alüminyum oksit) ve %60-64 SiO₂ (Silisyum dioksit) bulundurmaktadır. Mikro mekanik retansiyon alanları hidroflorik asitle pürüzlendirilerek oluşturulmaktadır. Vitablocks Mark II'nin monokromatik olmasının dezavantajı sebebi ile, estetik özelliklerin artırılması için renk seçenek oranı daha fazla olan Vita Triluxe geliştirilmiştir (48).

4.3.1.4. Alumina esaslı seramikler

4.3.1.4.1. In-Ceram alumina (Vita, Bad Säckingen, Almanya)

1989 yılında üretilen In-Ceram Alumina (Vita, Bad Säckingen, Almanya), sinterlenmiş poröz alümina alt yapı malzemesine, düşük akışkanlığa sahip sodyum lantanyum cam infiltre edilerek oluşturulmuştur. Lantanyum camın, poröz alt yapı materyaline infiltre edildikten sonra ikincil bir fırınlama ile yapısına katılması sağlanır (4). Böylece porözite ortadan kalkar, malzemenin mukavemeti artar ve potansiyel çatlak ilerlemesi sınırlandırılmış olur. Alumina ve camın termal genleşme katsayıları farkı, baskı stresleri oluşturur ve bu da mukavemete katkıda bulunur (61). Bükülme direnci 236-600 MPa (62,63) ve kırılma dayanımı 3.1-4.61 MPa'dır. Bu da, geleneksel porselenlerden 2-3 kat daha yüksektir (61). Anterior,

posterior kronlarda ve üç üyeli anterior köprülerde endikasyonu bulunmaktadır (64).

4.3.1.4.2. In Ceram Spinell (Vita, Bad Säckingen, Almanya)

In-Ceram Alumina' nın opak görünüm dezavantajına alternatif olarak 1994'te üretilmiştir. Üretim tekniği In-Ceram ile aynıdır. Sinterleme işlemi sonrası 'spinell' adı verilen gözenekli yapı meydana gelmektedir. Sonrasında bu yapıya cam infiltre edilerek ışık geçirgenliği sağlanır. Bükülme direnci In-Ceram Alumina'dan yaklaşık %25 daha düşüktür (64,65). Işık geçirgenliği 2 kat daha fazladır. Bu özellik ön bölgede endikasyon imkanı sağlamaktadır (66).

4.3.1.4.3. In-Ceram zirkonya (Vita, Bad Säckingen, Almanya)

In-Ceram Alumina'nın modifiye edilmiş halidir. %65 cam infiltre alümina ve %35 sinterlenmemiş zirkonya içerir. Bükülme direnci 421-800 MPa'dır ve kırılma dayanımı 6-8 MPa'dır. Opak görünüme sahip olması sebebi ile sadece arka bölge köprülerde uygulanmaktadır (63,67,68).

4.3.1.4.4. Procera AllCeram (Vita, Bad Säckingen, Almanya)

Procera, 1986'da Nobel Biocare tarafından, titanyum alt yapı üretimi için döküm haricinde bir metot araştırırken bulunmuştur. Uzun yıllar titanyum alt yapılarda kullanılan Procera sisemi, yıllar içinde yerini alümina esaslı alt yapılara bırakmıştır. Procera AllCeram, zirkonya dan sonra en yüksek mukavemete sahip alümina esaslı materyaldir (69,70). Bükülme dayanımı 6-7 MPa'dır. İlk yıllarda bu sistemle anterior ve posterior bölgelerde tek diş restorasyonları için tam seramik kronlar üretilirken günümüzde laminate veneer ve köprü restorasyonları da endikasyon olarak bildirilmektedir (71).

4.3.1.4.5. Synthoceram (Cicero, Hoorn, Hollanda)

Computer Integrated Ceramic Reconstruction (Bilgisayar Entegre Seramik Rekonstrüksiyonu/ CICERO) teknolojiyle birlikte üretilmiş ve üzerine cam entegre edilen mukavemeti yüksek alüminyum oksit bir seramiktir. Karşıt ve komşu dişlerde diş kesimi lazer tarayıcıyla birlikte dijitalizasyon işlemi ile yapılmaktadır. Bilgisayar ortamında hazırlanan alt yapılar bloklardan frezlenerek sinterlenir. Bu

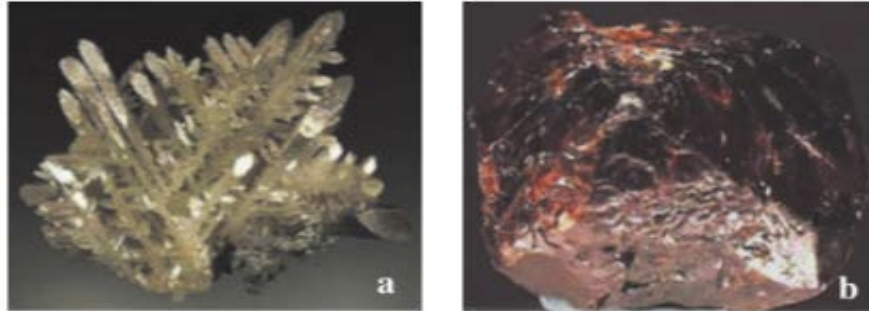
işlemden sonra cam seramik olan ve lösit içermeyen CICERO, Hoorn, Hollanda (Syntagon) ile veneerlenmektedir (72).

4.3.1.5. Zirkonya esaslı seramikler

Sembolü ‘Zr’ olan zirkonyum, atom numarası 40 ve atom kütlesi 91,22 olan geçiş metal elementidir. Arapça ‘altın renginde’ anlamına gelen ‘zargon’ kelimesinden türetilmiştir. ‘Zargon’ kelimesi ise Pers dilinde ‘Zar’ (altın) ve ‘Gun’ (renk) kelimelerinden oluşmuştur (73,74).

Zirkonyum ilk olarak Alman kimyager Martin Heinrich Klaproth tarafından 1789 yılında kullanılmıştır. Bazı değerli taşların ısıtılması sonucunda reaksiyon ürünü olarak bulunmuştur ve uzun bir dönem toprak elementleri ile birlikte seramik pigmenti olarak kullanılmışlardır (73).

Zirkonya oda sıcaklığında hekzagonal sıkı paketlenmiş kristal yapıdadır ve doğada serbest metal olarak değil, sıklıkla mineralleri şeklinde bulunur. Oda koşullarında gümüşümsü beyaz renkli bir katıdır. Saf zirkonyum oksit doğada bulunmamasına rağmen, baddeleyite ve zirkon minerallerinde bulunmuştur. (Resim 4.1)



Resim 4. 1 (a) Baddeleyite (ZrO_2) materyali **(b)** Zirkon ($ZrSiO_4$) materyali

Bilinen zirkonyum mineralleri:

- Zirkonyum silikat ($ZrSiO_4$), (zirkon)
- Zirkonyum oksit (ZrO_2)
- Zirkonat (ZrO_3)
- Zirkonil tuzu (ZrO^{+2})

Zirkonyum; sertliği, aşınma direnci, yüksek korozyon direnci, dayanıklılığı ve ani ısısal değışimlere dayanıklılığı gibi özellikleri ile endüstri alanında kullanım alanı bulmuştur. Biyomateryal olarak sağlık alanında kullanımına ise, 1960'lı yıllarda ortopedide başlanmıştır (75).

Zirkonyum dioksit materyali günümüzde tam seramik restorasyonlarda alternatif bir alt yapı materyali olmuştur (76,77). İmplant ara parçası olarak, ortodontik braket yapımında, endodontik post olarak, kompozit materyalini güçlendirmek amacıyla kompozit içine ilave edilerek kullanılmaktadır (78,79).

Oda sıcaklığından 1.170°C'ye kadar monoklinik formda gözlemlenen zirkonya, 1.170-2.370°C arasında tetragonal formda bulunur ve 2.370°C üzerinde kübik forma geçiş yapar (39). Tetragonal fazdan monoklinik forma geçiş sırasında makaslama gerilimi gözlenir ve hacimde büyük (%4) bir artış gözlemlenir. Bu hacim artışı çatlakları kapatabilir ve malzemenin kırılma dayanımını arttırabilir. Bu dönüşüm tetragonal ya da kübik evrelerin oda sıcaklığında saf zirkonya ve itriyum, magnezyum, kalsiyum ve serya gibi oksitler ile alaşımlanarak stabilize edilmesini gerektirmektedir. Stabilizör oksitlerin eklenmesi ile tetragonal fazdan monoklinik faza dönüşüm kontrol altında tutularak, çatlak oluşumu önlenmekte ve yüksek sertlik oluşumu elde edilmektedir. Zirkonya esaslı seramiklerin yüksek kırılma dayanımı gibi mekanik özellikleri tetragonal-monoklinik faz dönüşümüne bağlıdır (4).

Zirkonyanın elastik modülüsü yaklaşık 200 MPa'dır. Vickers sertliği ise dental alaşımlardan 4-5 kat fazladır (1000-1300 Vickers) Yapılan in-vitro çalışmalarda zirkonyanın bükülme direnci ortalama 900-1200 MPa kırılma dayanımı ise $9-10 \text{ MPa m}^{1/2}$ olarak bulunmuştur. Bu da alumina esaslı seramiklerin 2 katı ve lityum disilikat esaslı seramiklerin (Empress II) 3 katı olarak bildirilmektedir (50,73).

İtriyum ile stabilize edilen zirkonya polikristallerinin, 1990'lı yıllarda implant dayanakları ve endodontik postlar (80) olarak kullanılmaya başlanması, zirkonyanın tam seramik sabit protez yapımında kullanılacak alternatif bir malzeme

olarak değerlendirilmesini sağlamıştır. Zirkonya tam seramik restorasyonlar; önceden sinterize edilmiş blokların hafif şekillendirilip (soft machining), yüksek sıcaklıklarda sinterizasyonu ya da tamamıyla sinterize edilmiş blokların sert şekilde işlenmesi (hard machining) ile üretilmektedir (4).

Y_2O_3 ilavesiyle faz stabilizasyonu sağlanmış zirkonya bloklar, birçok CAD/CAM sisteminde kullanılmaktadır. Fakat ilave edilen itriyumun zaman içerisinde su buharıyla reaksiyon gösterip itriyum hidroksit oluşturması, tetragonal fazın kararlılığında azalma meydana geldiğini göstermiştir (43,81).

4.3.1.5.1. Lava (3M Espe Dental AG, Seefeld, Almanya)

Lava, 2002 yılında kullanılmaya başlanmıştır. CAD/CAM prosedürü ile sinterlenmemiş zirkonya blokları kullanılarak üretim yapılır. Polimerizasyon büzülmesini kompanse edebilmek için daha geniş frezeleme yapılmaktadır. Optik ve mekanik özelliklerinden dolayı anterior ve posteriorda kullanım endikasyonu vardır. Lavanın yeni geliştirilen zirkonya ürünü; Lava Plus zirkonya'dır (3M ESPE, Seefeld, Almanya).

Bu Lava çeşidinde alümina içeriğinin ağırlığı %0,1 azaltılarak alümina dağılımı geliştirilmiş ve translüsent özelliği artırılmıştır (82).

4.3.1.5.2. Procera AllZirkon (Nobel Biocare, Göteborg, İsveç)

2001 yılında üretimine başlanan Procera AllZirkon'un laboratuvarlarda tarayıcısı ve bilgisayar yazılımı bulunmaktadır. İki farklı sistem tarayıcısından birinde model tarandıktan sonra bir alt yapı tasarlanır ve internet üzerinden veri transferi yapılır. Bu tarayıcılar ile 4-5 üyeli köprü veya kron restorasyonları yapılabilir.

Merkez laboratuvarlardan gelen alt yapının üzerinde zirkonya için özel üretilmiş üst yapı seramiği Nobel Rondo kullanılarak restorasyon tamamlanmaktadır (43,81).

4.3.1.5.3. Everest (Kavo Dental, Biberach, Almanya)

CAD/CAM sistemi olan Everest sistemi 3 parçadan oluşmaktadır. Tasarım programı ve tarayıcı (Everest Scan), sinterleme fırını (Everest Therm) aşındırma ünitesi (Everest Engine) Everest Sisteminin meydana getirmektedir. Everest sistemi ile inley, onley, laminate veneerler, anterior ve posterior kron protezleri ve 14 üyeye kadar köprü protezlerinin yapımı mümkündür. Çoğu sistemden farklı olarak aşındırma ünitesi 5 aks teknolojisi ile çalışmaktadır. Alt yapı tasarımı modelin taranması ile yapılmaktadır. Sistemin hem tam sinterlenmiş zirkonya blokları (Kavo Everest ZH-Blank) hem de sinterlenmemiş zirkonya blokları (Kavo Everest Z -Blank) vardır. Üretilen altyapılar 1500 C'de sinterlenir. Bu alt yapılar tam sinterlenmiş bloklardan oluşturulmuş ise sinterlenmez ve renklendirilemezler. Fakat sinterlenmemiş zirkonya bloklarından üretilmiş ise Vita renklendirme likitiyle renklendirilebilir (83,84).

4.3.1.5.4. Hint-Els (Digident, Griesheim, Almanya)

Frezeleme ünitesi (Hint-Els hi Cut), sinterleme fırını (Hint-Els hiTherm) ve 3 boyutlu tarayıcısı ve bilgisayar yazılımı olmak üzeri Hint-Els sistemi 3 farklı üniteden meydana gelmiştir. Hint-Els sisteminde hem tam sinterlenmiş (HIP) zirkonya blokları hem de sinterlenmemiş (non-HIP) blokları işlenebilmektedir.

Titanyum ve plastik blokları da zirkonyadan farklı olarak kullanılabilir. Sinterlenmemiş bloklardan Hint-Els ile tam ark bir köprü yapılamamaktadır. Sadece 4-5 üyeli köprüler işlenebilmektedir. Tek kronun sinterlenmemiş bloklardan frezelenmesi ise 30 dakikayı, tam sinterlenmiş bloklardan frezelenmesi de 2 saati bulmaktadır (85).

4.3.1.5.5. Cercon (DeguDent, Hanau, Almanya)

1999 yılında geliştirilen Cercon (DeguDent, Hanau, Almanya) sistemi diğer CAD/CAM sistemlerinden farklı olarak sadece CAM ünitesine sahiptir ve sistemde bilgisayar destekli tasarım yapılmamaktadır.

Sistemde diş teknisyeninin hazırlamış olduğu mum modelaj tasarımı baz alınarak CAM sistemiyle alt yapı üretimi oluşturulmaktadır (86).

İlk geliştirilen Cercon sistemi ana makine (Cercon Brain) ve sinterleme fırınından (Cercon Heat) oluşmaktadır. Ana makine, lazer tarayıcı ve aşındırma birimine sahiptir. Mum modelaj taslak olarak taranır ve elde edilen veri aşındırma ünitesine aktarılır. Alt yapı, yarı sinterlenmiş zirkonya bloklardan (Cercon Base), özel tungsten karbid frezler yardımıyla aşındırılır. Bloklar prefabrike olarak, 12 mm, 30 mm, 38 mm ve 47 mm boyutlarında üretilmiştir. Sinterleme sonrası büzülmeyi kompanse edebilmesi için aşındırmanın %25-30 daha büyük yapılması gerekmektedir. Ardından “Cercon Heat” fırınında 1350 °C’da 6-8 saat sinterlenir. Sisteme uygun üstyapı porseleni (Cercon Ceram Kiss) kullanılmaktadır (87).

Sistem tek kuron, 3-5 üyeli köprü ya da implant üstü kuron ve köprü restorasyonlarının yapılmasına olanak vermektedir. Son zamanlarda daha büyük blokların da üretilmesiyle birlikte sistem altı üyeli restorasyonlar da yapılabilmektedir (87).

4.3.1.5.6. DCS Precident (DC Dental AG, Allschwil, İsviçre)

DC-Zirkon materyali ve DC sistemi 1993 yılında piyasaya sürülmüştür. Bu sistem üç üniteden oluşmaktadır:

- Preciscan (tam otomatik, lazer projeksiyonu ile çalışan optik tarayıcı),
- DC Dentform (yazılım)
- Precimill (frezeleme makinesi)

Alçı modelin tamamını tarayan lazer tarayıcılar, yaklaşık 300.000 noktadan ölçüm yaparak tek tek dayları taramaktadır. Bu ölçüm tamamlandıktan sonra elde edilen bilgiler ile tasarım gerçekleştirilmek üzere bilgisayar ortamına aktarılır. Daha sonra yazılım programı ile alt yapı için gerekli gövde ve konnektör boyutları belirlenmektedir. Oluşan bu bilgiler freze makinesine aktarılır. tam sinterlenmiş prefabrike HIP (Hot Isostatic Pressing) zirkonya bloklarından alt yapı, direkt olarak istenile boyutlarda frezelenmektedir. Freze işlemi sonunda sinterleme büzülmesi ya da fırınlama prosedürü yoktur (88).

Tam sinterlenmiş blokların frezelenme işlemi sırasında bazı üretici firmalar mikro boyutta çatlakların oluştuğunu iddia ederken (89), bazı üretici firmalar ise

büzölme olmamasından kaynaklı daha iyi marjinal uyum sağlandığını söylemektedir (90).

4.3.1.5.7. Cerec InLab sistemi (Sirona, Bensheim, Almanya)

Açılımı ‘Ceramic Reconstruction’ olan Cerec sistemi (Sirona, Bensheim, Almanya), Brains A.G tarafından tasarlanmış ve Siemens tarafından geliştirilmiştir (91,92). İlk olarak 1985 yılında Mörmann ve Brandestini tarafından seramik inley yapmak üzere geliştirilen bu sistem, 1988 yılında piyasaya sürülmüş ve ilk CAD/CAM sistemidir (46).

Cerec sistemini üç jenerasyonda gelişim göstermiştir. CEREC I, piyasaya ilk sürülen sistemdir. Bu sistemde üç eksenle aşındırma yapılmaktadır. Yetersiz kenar uyumu ve okluzal şekillendirmede görülen başarısızlıklar nedeniyle fazla ilgi görmemiştir (33,93). Bu dezavantajları yok etmek amacıyla, 1994 yılında 6 eksenle aşındırma işlemi yapabilen CEREC II sistemi geliştirilmiştir. Okluzal yüzeyin anatomik tasarımları için yazılım programı geliştirilmiş olmasına rağmen, sistem yine de yetersiz sayılmıştır. 2000 yılında geliştirilen CEREC III sisteminin, üç boyutlu ağız içi kamera ve dijital radyografi ünitesi bulunmaktadır. Bu sistem, halen günümüzde uzun dönem sonuçları olan klinik indirekt restoratif uygulamalarında mevcut tek CAD/CAM sistemidir (92,94).

Diğer sistemlerle karşılaştırıldığında Cerec sisteminin daha düşük maliyetli olması ve zirkonyadan başka blokları da aşındırabilmesi kullanım alanını genişletmiştir (91).

4.3.1.5.8. Celay (Vita, Bad Sackingen, Almanya)

Bu sistem 1987’de bilgisayar destekli yöntemlere karşı bir alternatif şeklinde kopya tekniğiyle çalışmak için geliştirilmiş ve düzenlenmiştir. Hazır seramik blokların kullanıldığı sistemde, restorasyon için herhangi bir bilgisayar desteği olmadan da frezeleme yöntemi ile elde edilebilir. Bu cihaz iki bölümden oluşmaktadır. Sağ taraftaki bölmede frezelenecek Vita Celay Zirconia blok bulunmakta, sol taraftaki bölmede ise mavi renkli fotopolimerize kompozit

materyalinden hazırlanmış modelaj (Celay Tech) bulunmaktadır. Kopya bölmesinde aşındırma özelliğini bulundurmeyen tarayıcı uçları kompozit modelaj yüzeyinde dolaştırılırken, aşındırma özelliği olan frezlerde frezeleme bölümünde zirkonya bloğunu şekillendirmektedir.

Zirkonya alt yapısı aşındırıldığında 1120°C’de sinterlenebilir ve cam infiltre edilmesi ile 1140°C’de fırınlanır. Vitadur Alpha (Sirona, Bensheim, Almanya) seramiği veneer materyali olarak bitirilir. (39,95).

4.3.1.5.9. ZENO Tec (Wieland, Pforzheim, Almanya)

Bu sistem tarayıcı (3 Shape D 200), bilgisayar yazılımı (ZENO CAD), frezeleme ünitesi (ZENO 4030) ve sinterleme fırınından (ZENO Fire) oluşmaktadır. Ölçü sonrası elde edilen modeller lazer kesit alma tekniği ile taranır. Taranan obje 3 boyutta hareket ettirilerek ZENO CAD’de tasarımı tamamlanır. Frezeleme ünitesinde sinterlenmemiş zirkonya bloklardan hazırlanan alt yapılar ortalama %20 oranında daha hacimli bırakılmaktadır.

Sinterleme işlemi 12 saat sürdükten sonra alt yapı gerçek sertlik ve boyuta ulaşmaktadır. Zirkonya bloklarından ayrı olarak firmanın plastik ve alümina blokları da bulunmaktadır (96).

4.3.1.5.10. Zirkonzahn (Teger, Ahrntal, İtalya)

Zirkonzahn sistemi (Steger, Ahrntal, İtalya), bir CAD/CAM sistemi değildir. Mekanik yöntemle alt yapı üretimi yapan bir kopya freze sistemidir. Bu sistemde alt yapı tasarımı diş teknisyeni tarafından ışıkla polimerize olan kompozit materyali yardımı ile yapılır. Restorasyonun şekillendirilebilmesi için kompozit rezinden oluşturulan tasarım aşındırma cihazının okuyucu ucunun bulunduğu tarafa, yarı sinterlenmiş zirkonya blok (ICE Zirconia) ise aşındırmanın yapılacağı tarafa adapte edilir. Sinterleme işlemi sonrası oluşacak büzülme karşılaması için %25- 30 daha büyük aşındırma yapılır. 1500°C’da 16 saat sinterlenir ve sisteme uygun üstyapı porseleni (ICE Ceramic) uygulanır (93).

4.3.1.5.11. In-Ceram YZ (Vita, Bad Sackingen, Almanya)

2002 yılında CAD/CAM sistemi ile zirkonyum materyalinin frezelenmesi amacı ile Vita In-Ceram YZ sistemi geliştirilmiştir. Mukavemetin yüksek olması sinterleme esnasında kontrollü büzülmeden kaynaklıdır.

Bu gerilim dayanımı 900 MPa'dan yüksektir (49).

4.3.1.5.12. IPS e.max ZirCAD (Ivoclar Vivadent, Lihtenştayn)

Zirkonyum asit itriyum ile stabilizasyonu yapılarak IPS e max ZirCAD blokları meydana getirilmiştir. Bu teknolojinin kullanılmasıyla posterior ve anterior tek kronlar, 3 veya 4 üyeye sahip kantilever ve parsiyel protezler yapılabilir. Blokların işlenmesi Sirona InLab ünitesinde gerçekleştirilmektedir. Gerekli ölçülerin fırınlama öncesinde sağlanabilmesi amacıyla sinterizasyondan önce işlenen restorasyon gerçek boyuttan yüzde 20 oranında büyüktür. Sinterizasyon, soğutma evresiyle beraber 8 saat kadar süren bir işlemdir ve bu işlemin gerçekleşmesi için optimal sıcaklık 1500°C'dir. Pişirme aşamasının gerçekleştirildiği fırının ismi ise Intramat'tır.

IPS e.max, ZirPress seramiği ya da e.max Ceram veneer seramiği alt yapının üzerine uygulanabilen malzemelerdir. Cut-back veya tabakalanma metodlarının kullanılmasıyla veneer porseleni uygulanması da mümkün kılınabilmektedir.

Malzemenin kırılma sertliğinin değeri sinterizasyondan sonra 6 MPa, gerilme dayanımının değeri 300 MPa, Vickers setliği ise 13000 MPa ölçülmüştür. Bu özelliklere bakılarak malzemenin mekanik özelliklerinin çok yüksek seviyede olduğu saptanmıştır. Malzemenin bileşenlerinde yüzde 7 ila 95 oranında zirkonyum oksit bulunmakla beraber itriyum oksit ve alüminyum oksit de mevcuttur (97).

IPS e.max Zir Cad CAD/CAM sistemlerinde de kullanılmakta olan presinterize itrium stabilize zirkonyum oksit bloklarından meydana gelmektedir. Bu blokların mikro yapısı porözlüdür. Presinterizasyondan evvel sağlanan blokların grenleri çok zayıf bağlarla birbirlerine bağlı bulunmaktadır. Bu evrede malzemenin boşluk oranı %50 dir. Direncinin düşük olması sayesinde kolayca işlenebilme özelliği vardır.

Sinterizasyon uygulaması üreticinin tavsiye ettiği biçimde yüksek ısı fırınlarında yapılmaktadır. Meydana gelen malzeme klinik olarak posterior bölgede çiğneme kuvvetlerine karşı koyabilmektedir. Bu sebepten dolayı IPS e.max ZirCAD, IPS e.max malzemesinin endikasyon sınırlarında genişleme sağlar. Yüksek dayanıma sahip IPS e.max ZirCAD altyapı üzerine IPS e.max Ceram seramiği tabakalama metoduyla ya da IPS e.max ZirPress seramiği presleme metoduyla kullanılmaktadır (56).

4.3.1.5.13. IPS e.max ZirPress (Ivoclar Vivadent, Lihtenştayn)

Bu malzemenin çekme dayanımı 110 MPa olarak ölçülmüştür. Zirkonya alt yapı olmadan uygulanması ise başarısızlığa sebep olur. Yalnızca üretici firmanın tavsiye ettiği zirkonya altyapıların üzerine yükleme yapılması maksadıyla kullanılmaktadır. Bu malzeme, tek başına restorasyon üretilmesi için uygun bulunmamaktadır (97,98).

4.4. Zirkonya Alt Yapı Üzerine Porselenin Uygulanması

Zirkonyum oksit seramikler, yoğun kristalin faz yapısında oldukları için opak bir görünüme sahiptirler (16). Kabul edilebilir estetiğin sağlanması amacıyla bu opaklık daha translüsent özellikte olan bir üstyapı porseleni ile tamamlanarak, doğal diş görünümüne yakın bir estetik sağlanır (99,100). Metal destekli restorasyonların aksine zirkonya, kısmi ışık geçişine izin verdiği için (101) üstyapı seramiği direkt olarak zirkonya üzerine uygulanabilir.

Bu amaçla kullanılan üstyapı seramikleri, geleneksel olarak tabakalama ve ısı- basınç ile şekillendirme teknikleri ile uygulanabileceği gibi, yakın zamanda geliştirilmiş olan ve CAD/CAM sistemi ile hazırlanan hızlı prototipleme yöntemi ile de uygulanabilir (102).

4.5. Zirkonya Alt Yapı ile Üst Yapı Seramiğinin Bağlanma Dayanımını Etkileyen Faktörler

Zirkonyum alt yapılı tam seramik restorasyonlarda, zirkonyum altyapı ile veneer seramiğinin ayrılmasının yani delaminasyonunun, en sık görülen klinik

başarısızlık sebebi olduğu, yapılan in vitro çalışmalarda gösterilmiştir (11,12,103,104). Delaminasyon; veneer seramiğin altyapı üzerinden tabaka halinde ayrılmasıdır (105) ve genellikle zayıf veneer seramiği ile çalışılmasından ya da altyapı-veneer seramiği arasındaki zayıf bağlantıdan kaynaklanır (13).

İki fazlı bir yapının stres dağılımı, homojen tek fazlı bir yapının stres dağılımından daha karmaşıktır. Bu nedenle iki farklı malzemeden meydana gelen seramik yapıların direnci, sahip oldukları en zayıf nokta ile ilişkilendirilmektedir. Tam seramik sistemlerde bu en zayıf nokta genellikle en yüksek gerilim stresleri/geniş yüzey kusurlarının bulunduğu altyapı ile veneer seramik arasındaki bağlantı yüzeyi ya da veneer seramiğin kendisidir (10,11,13). Dolayısıyla bu restorasyonların fonksiyonel kuvvetler altında yapısal bütünlüğünün korunması ve veneer seramiğinin yüzeyden ayrılmasını engellemek için altyapı ile veneer seramiği arasındaki bağlantının belli bir direncinin olması şarttır (13).

Zirkonya esaslı restorasyonlarda en zayıf bölgenin alt yapı ile üst yapı seramikleri arasındaki bağlantı bölgesi olduğu ve restorasyonun uzun dönem klinik başarısında önemli rol oynadığı gösterilmiştir. Bu bağlanmanın, alt yapı materyalinin yüzey bitirme işlemlerinin hassasiyeti, üst yapı porseleninin uygulanma yöntemi ve üstyapının hazırlanması sırasında uygulanan tekrarlanan fırınlamalardan etkilendiği kanıtlanmıştır (50). Üst yapı materyalinde kırılmaların önlenmesi için kullanılan iki seramik materyali arasındaki bağlanma direncinin yüksek veya üst yapı materyalinin çiğneme streslerine yeterli derecede dayanıklı olması gerekmektedir (10) . Alt yapı materyaliyle üst yapı porseleni arasındaki bağlantı direncini etkileyen bazı faktörler şunlardır:

- Mekanik retansiyonu etkileyen alt yapı yüzey bitirme işlemleri,
- Kimyasal bağlanma dayanımı,
- Termal genleşme katsayıları arasındaki uyumsuzluk sonucu oluşan stresler,
- Alt yapı ile veneer seramiklerinin bağlanma bölgesinde yapısal defekt ve çatlakların varlığı,
- Alt yapı ile veneer seramiklerinin bağlanma bölgesinde zirkonya kristallerinin faz değiştirmesi,
- Veneer seramiğinin ıslatabilirlik özellikleri,

- Veneer porseleninin hacimsel b    mesi (13).

Bu tip faktörler alt yapı materyaliyle üst yapı porseleni arasındaki bağlanma direncini ve dolayısıyla restorasyonun başarısını etkilediği gösterilmiştir (13). Yüzey işlemleri sırasında oluşan monoklinik fazın ara yüzeyde mikro çatlaklara sebep olduğu ayrıca faz d  n    m   sonucu meydana gelen sıkıştırıcı yüzey tabakasının bağlantıya olumsuz etkisinin olduğu da çalışmalarda gösterilmiştir (18,79,106). Alt yapı materyali ile veneer materyalinin uyumunda, termal genleşme katsayısı, gerilim direnci, elastiklik modülü ve adezyon gibi özelliklerin değerlendirilmeleri de oldukça önemli olduğu belirtilmiştir (107,108).

Veneer seramik ile alt yapı arasındaki yeterli bağlanma dayanımı zirkonya restorasyonların uzun dönem klinik başarısı için bir endişe nedeni olması, bu konuda pek çok çalışma yapılmasını sağlamıştır (10,105,109). Ancak, zirkonya ile veneer seramik arasındaki bağlantıyı etkileyen faktörler bilinmesine rağmen, bağlanma mekanizması henüz tam olarak bilinmemektedir (103).

4.6. Lamina Veneerler

  n dişlerin estetik problemleri; dişlerde var olan veya beyazlatma yöntemleri ile giderilemeyen renk değişiklikleri, diastema ve   apra  ıklıklar, di         kleri, aşınma ve di   kırılması sonucu meydana gelen doku kayıpları olarak sayılabilir. Di  e çok az müdahale ile uygulanabilen laminate veneerler; özellikle   n dişlerin labial yüzeyine ince bir akrilik rezin, kompozit rezin veya porselen materyalinin uygulanması ile elde edilen estetik restorasyonlardır (110).

4.6.1. Lamina veneerlerin avantajları

- Estetiktir,
- Minimum di   preparasyonu ile uygulandıklarından konservatiftir,
-   evre dokularla biyolojik olarak uyumludur,
- Genellikle preparasyon için lokal anesteziye ihtiyaç duyulmaz,
- Pulpa zarar görmez,
- Preparasyon ideal şartlarda yapılırsa aşırı kontur oluşmaz,

- Mine sınırları içinde preparasyon yapıldığı takdirde, geçici veneer uygulamasına gerek kalmaz (111,112).

4.6.2. Lamina veneerlerin dezavantajları

- Tutuculuğu tam kron uygulamalarına göre daha düşüktür,
- Porselen dışındaki materyaller kullanıldığında, zaman içerisinde renk değişimi, aşınma ve benzeri değişiklikler görülebilir,
- Porselen lamina veneerlerde kırılma ve çatlama riski vardır,
- Yetersiz preparasyon ile aşırı kontur oluşturma riski vardır,
- Hassas çalışma gerektirir,
- Çok fazla preparasyon yapılmışsa geri dönüşümsüz bir işlemdir,
- Simantasyon sonrası tamir işlemleri veya sökölme işlemleri güçtür (111).

4.6.3.Lamina veneerlerin endikasyonları

- Hafif veya orta derecedeki diastema,
- Hafif düzeydeki çapraşıklık,
- Renk değişikliği gösteren veya estetik açıdan uygun olmayan geniş kompozit rezin restorasyonların değiştirilmesi,
- Kama (cüce) lateraller gibi malforme dişlerde şekil ve form değişikliklerinin düzeltilmesi ve dişlerin pozisyonlarının uygun hale getirilmesi,
- Klinik kron boyunun uzatılması,
- Tutuculuk için yeterli mineye sahip erozyona uğrayan dişlerin labialinde oluşan defektler, atrizyon ve abrazyon,
- Yıpranmış ve kırılmış dişler,
- Mine hipoplazileri,
- Kök yüzeyinin açığa çıktığı vakalar,
- Dişlerde renk değişikliğinin azaltılması veya maskelenmesi,
- Endodontik tedavi sonrası görülen renklenmeler, travmalar, yaşa bağlı olarak dişlerde oluşan renk değişiklikleri ve ortodontik tedavi sonrası oluşan hipokalsifikasyonlar (111–114).

4.6.4. Lamina veneer restorasyonların kontrendikasyonları

Laminate veneerler, hangi teknik ile yapılırlarsa yapılsınlar aşağıdaki durumlarda uygulanmamalıdır:

- Diş gıcırdatma ve diş sıkma gibi parafonksiyonu olan ve restorasyonda stres yaratabilecek zararlı alışkanlıklar,
- Yeterli tutuculuğun sağlanamayacağı yetersiz mine varlığı,
- Ortodontik tedavi gerekliliği olan baş başa kapanış, aşırı çapraşıklık, sınıf III maloklüzyon, aşırı rotasyonlu dişler,
- Kötü ağız hijyeni ve yüksek çürük insidansı,
- İleri derecede interdental kemik kaybı,
- Boks, güreş gibi travmaya yol açabilecek, kontak sporlarla uğraşan kişiler,
- Erüpsiyonu tamamlanmamış daimi dişler,
- Asitle pürüzlendirme işleminin etkili yapılamayacağı süt dişleri ve aşırı fluorozisli dişler (111–113).

4.6.5. Lamina veneerlerin sınıflandırılması

Yapım tekniklerine göre iki şekilde sınıflandırılabilirler.

4.6.5.1. Direkt uygulanan lamina veneerler

Kompozit rezin malzemenin direkt olarak ağız içerisinde uygulanmasıdır. Kompozitlerin ve adeziv sistemlerin gelişmesi ile kompozit veneerlerin endikasyon alanı genişlemiştir (112). Fakat kompozit restorasyonların zaman içerisinde renklenmesi ve aşınmaya müsait bir yapısı olması, uzun dönemde estetik özellikleri olumsuz etkilemektedir (115).

4.6.5.2. İndirekt uygulanan lamina veneerler

Direkt uygulamalarda, hasta üzerinde çalışmanın zor olması, estetik ve dayanıklılık olarak daha üstün malzemelerin kullanımına imkan tanınmaması, çoklu restorasyonların ağız içinde tek seansta uygulanmasının zor ve zaman alıcı olması sebebi ile indirekt yöntemler daha çok tercih edilmektedir. Laboratuvar

ortamında üretilen lamina veneerler bir ara bağlayıcı yardımı ile diş yapıştırılmaktadır (110,112).

İndirekt uygulanan lamina veneerler şu şekilde sınıflandırılabilirler;

- Akrilik lamina veneerler, model üzerinde mum modelasyon sonrası mufla tekniği ile yapılır yahut model üzerinde direkt hazırlanır.
- Kompozit lamina veneerler, kompozit rezinler kullanılarak model üzerinde hazırlanır.
- Mastik lamina veneerler, lastik fasetlerden üretilen laminalardır.
- Hazır akrilik protez dişlerden yapılan lamina veneerler, hareketli protezlerde kullanılan akrilik rezin dişlerin labial yüzlerinin faset olarak kullanılması ile üretilen laminalardır.
- Porselen lamina veneerler

- Porselen lamina veneerler:

Bu teknikte dişlerin renk, form ve pozisyonlarını değiştirmek için porselen lamina veneerler adeziv yöntemlerle diş yüzeyine yapıştırılırlar (115).

Porselen lamina veneerlerin mineye bağlantısı 1980'lerde anlatılmıştır. Seramik materyallerin, adeziv sistemlerin ve klinik tedavilerin gelişmesi, konservatif estetik diş hekimliğinin ilerlemesini sağlamaktadır (116).

Porselenin, kompozit ve akrilik malzemelere kıyasla doğal dişlere daha benzer optik özellikler göstermesi, lamina materyali olarak kullanımını arttırmaktadır (114).

Porselen lamina veneerlerin avantajları:

- Asitle pürüzlendirilen porselenin, pürüzlendirilen mine yüzeyine adeziv sistemlerle bağlantısı kuvvetlidir,
- İyi glazelenmiş porselen yüzey diğer veneer materyallerine oranla daha az dental plak birikimine yol açar,

- Abrazyona ve aşınmaya karşı dirençlidirler,
- Sıvı absorpsiyonu diğer veneer materyallerinden daha düşüktür,
- Estetik özellikleri daha üstündür.

Porselen lamina veneerlerin dezavantajları:

- Seans sayısı fazla olduğu için hekim açısından zaman alıcıdır,
- Simantasyon işlemleri teknik hassasiyet gerektirir,
- Tamir işlemleri zordur,
- Kompozit lamina veneer uygulamalarına göre daha yüksek maliyetlidir,
- Aşırı miktarda diş dokusunun aşındırılması sonucu açığa çıkan dentine zayıf bağlanma gösterirler (111–113).

4.7. Kompozit Rezinler

Porselen restorasyonlarda görülen kırıkların tamirinde genellikle kompozit rezinler kullanılmaktadır. Tamir materyali ve restorasyon arasındaki adezyon, fonksiyon esnasında zarar görmemesi için kuvvetli olmak durumundadır. Bu adezyon kuvvetinin yüksek olması için iki materyalin ısısal genleşme katsayıları ve polimerizasyon büzülme kuvvetlerinin uyumlu olması gerekmektedir. Kompozit rezinlerin çeşitleri de porselene bağlanma direncinde etkilidir. Büyük partiküllü kompozit rezinler veya hibrit tipi kompozitlerin bağlanma kuvveti, mikrofil kompozit rezinlerin bağlanma kuvvetinden daha büyüktür (117). Hibrit kompozit rezinlerin, mikrofil kompozit rezinlere göre daha dayanıklı olduğu bulunmuştur. Fonksiyonel kuvvetler altında da hibrit tip kompozit rezinlerin kullanılmasının daha iyi sonuç vereceği öngörülmektedir (118,119).

4.7.1. Kompozit rezinlerin yapısı

Diş hekimliğinde kullanılan kompozit rezinler üç ayrı faza sahiptir.

- Organik polimer matriks fazı:
Rezin matriks, dental kompozitlerin organik fazı olarak isimlendirilir. Kompozitin sertleşmesini sağlayan polimerler, bozulmadan

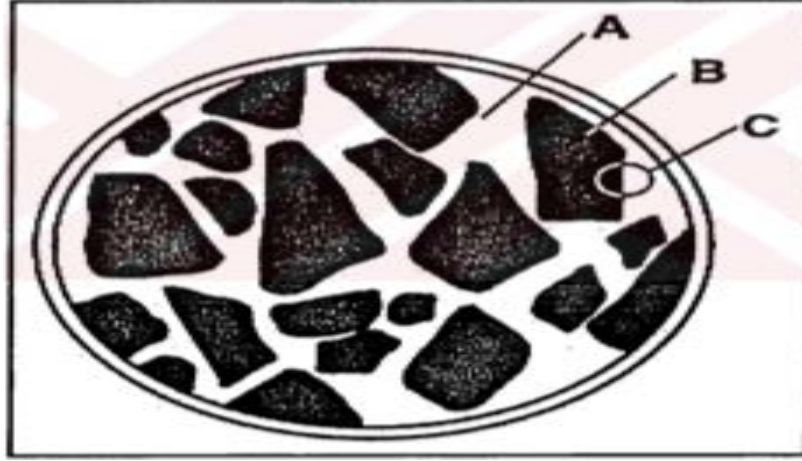
saklanabilmesini sağlayan stabilizatörler, polimerizasyonu başlatan initiatörler, renk belirlenmesini sağlayan pigmentler gibi pek çok kimyasal, bu fazı oluşturur (120). Bu fazın en önemli kısmını polimer yapı sağlamaktadır. Rezin matriks, metakrilatlardan oluşmuş polimer bir yapıdır (121).

- İnorganik faz:

Matriks içine dağılmış olan çeşitli boyutlardaki baryum, baryum alüminyum silikat, borosilikat cam, çinko, kuartz, lityum alüminyum silikat, stronsiyum, ytriyum camı gibi inorganik doldurucu partiküllerden oluşur. Doldurucular dayanıklılığı ve radyoopaklığı arttırmak, estetiği ve işlenebilirliği geliştirmek, sıcaklık değişimlerinde boyutsal stabililiteyi sağlamak ve büzülmeyi azaltmak için kullanılırlar. Genel olarak kompozitin fiziksel ve mekanik özellikleri içinde bulundurduğu doldurucu miktarı ile ilişkilidir (122).

- Ara faz:

Kompozitin fiziksel özelliklerinin ortaya çıkabilmesi için doldurucular ile rezin arasındaki bağlantının yeterli miktarda sağlanabilmesi gerekmektedir. Rezin ile doldurucu partiküllerin birbirleri ile kimyasal ve mekanik olarak iyi bağlanma gerçekleştirebilmesi için, monomer yapının doldurucu partikülleri ıslatması gerekir. Bu sebeple, iki yapıyı birbirine bağlayacak ara fazın, hem rezinin hem doldurucunun özelliklerini taşıması gerekir. Silan, bu bağlantının oluşmasını sağlamaktadır. Silanın bir ucu hidroksil gruplarına sahiptir, diğer ucu da rezin ile bağlantı oluşturabilecek metakrilat gruplarına sahiptir (122).



Şekil 4. 3 Kompozit Rezinlerin Yapısı

(a) Organik Polimer Matriks Faz (b) İnorganik Faz (c) Ara Faz

4.7.2. Kompozit rezinlerin sınıflandırılması

Kompozit rezinler pek çok şekilde sınıflandırılabilirler. Günümüzde ise, geçerliliğini koruyan ve en sık kullanılan sınıflama inorganik doldurucu partikül büyüklüklerine göre yapılan sınıflamadır (123).

a. Polimerizasyon Yöntemlerine Göre Kompozit Rezinler

- Kendi kendine kimyasal olarak polimerize olan kompozitler (Chemical-cured)
- Kimyasal ve ışık aktivasyonu ile polimerize olan kompozitler (Dual-cured)

b. Akıcılıklarına göre kompozit rezinler

- Akışkan kompozitler (Flowable)
- Kondanse edilebilen kompozitler (Condensable- Packable)

c. Partikül büyüklüğüne göre kompozit rezinler

- Kompozit rezinler partikül büyüklüklerine göre megafil, makrofil, midifil, minifil, mikrofil, hibrit, nanofil olarak Tablo1'de sıralanmıştır.

Tablo 4. 1 Partikül Büyüklüğüne Göre Kompozit Rezinler

Partikül Büyüklüklerine Göre	
Rezin	Partikül Büyüklüğü (nm)
Megafil	50-100
Makrofil	10-100
Midifil	1-10
Minifil	0,1-1
Mikrofil	0.01-01
Hibrit	0,04-1
Nanofil	0,005-0,01

4.7.3. Tamir materyalleri olarak kompozit rezinler

Kompozit rezinler porselen restorasyonların ağız içinde meydana gelen kırılmanın tamirinde sıklıkla kullanılmaktadır. Tamir materyali ve restorasyon arasındaki bağlantı, fonksiyonel kuvvetlere karşı koymak için dayanıklı olmalıdır. Bunu sağlayabilmek için de ısı genleşme katsayıları ve polimerizasyon büzülmeleri birbirleri ile uyumlu olmalıdır. Kompozit rezinlerin tipleri de porselene yapışma direncinde etkilidir. Hibrit tipi rezinlerin porselenlere bağlanma direnci, mikrofil rezinlere oranla daha yüksektir. (124,125). Hibrit tipi rezinler aynı zamanda daha dayanıklı ve daha az strese sahip bulunmuşlardır (117).

Kompozit rezin sistemlerin porselen tamirinde başarı ile kullanılması sadece yüksek bağlanma gücü özelliğine değil, aynı zamanda döngüsel yüklenmelerde yorulmalara karşı kompozit rezinlerle bonding rezinler arasında dengenin korunması ile doğrudan ilişkilidir (126,127).

4.8. Diş Hekimliğinde Kullanılan Rezin Simanlar

Tam seramik restorasyonların ağız ortamında uzun dönem çalışabilmesi, seramik restorasyon, simantasyon ajanı ve diş yüzeyi arasında gerçekleşen bağlanmanın başarısına bağlıdır. Seramik restorasyonların diş yapıları ile adeziv bir bağlantı gerçekleştirilmesi rezin simanları aracılığı ile sağlanabilmektedir (128).

4.8.1. Rezin simanların yapısı

Tam seramik restorasyonlar öne çıkan estetikleri ve daha yüksek dayanıklılığa sahip materyallerin mevcudiyeti ile artan bir popüleriteye sahiptirler. İdeal yapıştırma ajanı, diş dokusu ve seramik arasında güvenilir bir bağlanma sağlar ve hatta seramiğin kırılmasını önler. Rezin bağlanma, konvansiyonel simanlardan daha iyi retansiyon sunarken, dayanımı da artırdığı gözlemlenebilir (129). Metil metakrilat bazlı rezin simanlar, indirekt restorasyonların simantasyonunda 1952 yılından beri kullanılmaktadır. Son 20 yıl içinde, tam seramik restorasyonların kullanımına ilişkin talebin artması ile rezin simanlar yeniden formüle edilip geliştirilmiş ve popülaritesi artmıştır. Rezin simanlar ağırlıkça %20 ila %80 koloidal silika ve baryum cam doldurucuları içeren, metil metakrilat-, Bis-GMA dimetakrilat- veya üretan dimetakrilat- bazlı materyallerdir. Toz/sıvı, kapsüle edilmiş formda, pasta/pasta sistemleri ve hem ışıkla ve hem kimyasal olarak (dual cure) /ışıkla (light cure) sertleşen formlarda olabilirler. Mine dokusuna rezinin bağlanması, asitlenmiş yüzeye mikromekanik kenetlenme ile olur. Dentine bağlanma da mikromekanik olmasına karşın, daha kompleks bir yapıya sahiptir ve smear tabakasının elimine edilmesi, yüzey demineralizasyonu, rezinin kimyasal bağlanmasını sağlamak için doldurucusuz rezin bond ajanı veya primer uygulanması gibi basamakların dahil olduğu çoklu adımlar gerektirir (130).

Adeziv rezin, 1980'lerin başlarında ise, konvansiyonel Bis-GMA rezin simanlar, monomer komponente fosfat ester ilave edilmesi ile modifiye edildi. Diş dokusu ve metal alaşımlara mikromekanik bağlanmanın yanı sıra, bir dereceye kadar da kimyasal bağlanmaya sahip benzersiz bir rezin siman grubu olarak diş hekimliğine sunuldu. İlk ürün olarak Panavia (Morita, Osaka, Japonya) dental markette yerini aldı. İçerik olarak ise, bifonksiyonel adeziv monomer 10-metakriloiloksidil dihidrojen fosfat (MDP) içeren bir toz/likit sistemi idi. 1994'te ise Panavia'ya hidroksietil metakrilat (HEMA), N-metakriloil 5-aminosalisilik asit ve MDP içeren dentin/mine primeri dahil edilerek modifiye edildi ve dentine bağlanma dayanımının artırılması amaçlandı. Panavia piyasaya sürülmeden önce ise, Bis-GMA kompozit, doldurucusu azaltılarak ve 4-metakriloiloksietil trimellitit anhidrit (4-META) ve tri-n-bütül boran ile metil metakrilatın içine %3 2hidroksi-3b-naptoksipropil metakrilat ilave edilerek modifiye edilmiştir ve C&B Metabond

(Parkell, Farmingdale, New York) adı ile piyasaya sürülmüştür. C&B Metabond diğer rezin simanlara benzer fiziksel özelliklere sahiptir, fakat çok daha yüksek gerilme dayanımına sahiptir (130).

4.8.2. Rezin simanların polimerizasyonlarına göre sınıflandırılması

Monomerlerin polimerizasyon reaksiyonu neticesinde polimere dönüşüm derecesi, tükenen karbon çift bağlarının yüzdesi ile tanımlanır. Klinik koşullarda, polimerizasyonun tam olarak tamamlanması nadiren gerçekleşir (131) Polimerizasyon reaksiyonunun kapsamı ne kadar büyükse, o kadar az artık monomer tepkimeden sızabilir. Işıkla polimerize olan rezin kompozitlerin ise dönüşüm derecelerinin %55 ila %80 arasında olduğu bildirilmiştir (132) Polimerizasyon derecesi aynı zamanda, polimerizasyon için gerekli olan, yeterli serbest radikal oluşumuna da bağlıdır. Bu durum, ışıkla polimerize olan sistemlerde, yeterli ışığın ulaşmasına, kimyasal olarak polimerize olan sistemlerde ise, aktivatör / inhibitör oranının doğru olmasına bağlıdır (131).

a. Kimyasal Olarak Polimerize Olan Rezin Simanlar (Self-Cure)

Bu sistemler, genellikle baz ve katalizör olmak üzere iki komponentten oluşmaktadır. Kimyasal polimerizasyon, peroksit başlatıcı ve amin hızlandırıcıların bir araya gelmesiyle gerçekleşir. Reaksiyon esnasında oda sıcaklığında serbest radikaller oluşur (131). Sertleşme reaksiyonunun, yeterli çalışma süresine imkan tanıyacak kadar yavaş olması gerekirken, aynı zamanda restorasyonun simante edilmesine imkan tanıyacak kadar hızlı olması gerekir (133). Bu sistemlerin dezavantajları, uzun sertleşme süresi gerektirmeleri, baz ve katalizörün karıştırılması esnasında siman içinde hava kabarcığı oluşma olasılığının bulunması ve restorasyonun simante edilmesini takip eden süre içerisinde bazı siman materyallerinin renkleşme olasılığının bulunmasıdır. Kimyasal polimerize olan rezin simanlar, ışık geçişinin mümkün olmadığı full metal ya da metal destekli seramik restorasyonların ve kalınlığı 2,5 mm'nin üzerinde olan tam seramik restorasyonların simantasyonunda endikedir. Dental markette kimyasal aktivasyon ile polimerizasyona imkan tanıyan, enjektör sistemi, pasta-pasta sistemi, toz-likit sistemi, pasta-likit sistemi gibi farklı sistemler mevcuttur (134).

b. Işık ile Polimerize Olan Rezin Simanlar (Light-Cure)

Genellikle tek veya çift pasta sistemlerinden oluşan ışıkla polimerize olan rezin siman sistemleri, pasta içerisinde monomer, ko-monomer (%0,2-%1 oranında), doldurucu ve başlatıcı ihtiva etmektedirler (134). Görünür ışık ile aktive olan rezin siman sistemleri, polimerizasyonu başlatan serbest redikallerin oluşması için diketon soğurucular kullanır. Polimerizasyon başlatıcı olan diketon soğurucu olarak sıklıkla kamforokinon kullanır (135). Polimerizasyon için gerekli, en efektif dalga boyu 468-470 nanometre olarak bildirilmiştir. Bu, benzoat peroksit moleküllerinin tersiyer amin ile birlikte kopmasına neden olur ve bunu ilave polimerizasyon takip eder (136). Bu sistemlerde ışık emici olarak kamforokinon kullanılırken, hızlandırıcı olarak da alifatik amin bulunur. Bunlar tüp içerisinde birlikte yer alırken, polimerizasyonun başlaması için ışık gerekmektedir.

Polimerizasyon derinliğini sınırlamaları esas dezavantajlarıdır. Restorasyonun taban kısmında, polimerize olmamış veya kısmen polimerize olmuş maddenin bulunması, restorasyon başarısızlıklarına, mikrosızıntı, pulpal hasar ve hassasiyete neden olabilmektedir. Bu dezavantajlara karşın, ışıkla polimerize olan adeziv sistemlerin, kimyasal polimerize olan adeziv sistemlere kıyasla bir takım avantajları mevcuttur (134). Foto-aktive adeziv sistemlerin en büyük avantajı kullanım kolaylığıdır. Çalışma süresinin herhangi bir limitasyonu yoktur, kullanıcı tarafında manipüle edilebilir. Ayrıca, taşkın siman materyali, kürlenme işleminin öncesinde titizlikle kaldırılabilir. Siman materyalinin ışık ile polimerize edilmesinden hemen sonra, herhangi bir bekleme süresi gerektirmeksizin, restorasyonun bitim işlemleri gerçekleştirilebilir. Bununla birlikte, rezin bazlı simanın yeterli biçimde polimerize edilmesi, restorasyonun stabilitesi ve biyoyumluluğu açısından önemli bir ön koşuldur (133). Ayrıca, karıştırma işlemi gerektirmemeleri, porözite riskini düşürür ve polimerizasyon tam olarak gerçekleştirildiği takdirde renk stabildir (134).

c. Kimyasal ve Işıkla Polimerize Olan Rezin Simanlar (Dual-Cure)

Kimyasal ve ışıkla polimerizasyonun her ikisine sahip olan dual-cure sistemler, her iki sistemin avantajlarından yararlanabilmek amacıyla üretilmiştir.

Kimyasal polimerize olan komponent, derin kavitetlerin alt tabakalarının polimerizasyonuna imkan tanırken, foto- aktivasyon kürleme ışığının uygulanmasının hemen ardından polimerizasyon işleminin tamamlanmasını sağlar (133). Restoratif malzemeye uygulanan ışık enerjisinin artan kalınlık ve opasite nedeni ile simana yeterli miktarda ulaşamayacağı durumlarda endikasyonu bulunmaktadır. Işık uygulaması esnasında, simana ulaşan ışık yoğunluğu polimerizasyonun başlaması açısından yeterli gibi görünebilir, fakat kimyasal polimerize olan komponentin yani katalizörün aktifleşmesi, maksimum polimerizasyonun sağlanması açısından önem taşır. Dual sertleşen rezin simanlarda, polimerizasyon için kimyasal ve ışık başlatıcıların birleştirilmesi, polimerizasyonun optimum düzeyde gerçekleştirilmesi ve yeterli çalışma zamanının sağlanması açısından büyük avantaj sağlar. Dual polimerize adeziv simanların, içeriğinde bulunan amin hızlandırıcı nedeniyle, uzun dönemde renkleşmeye uğrayabildiğine dair çalışmalar rapor edilmiştir. Kimyasal olarak polimerize olan rezin simanlara kıyasla, dual polimerize rezin simanlar, daha az oranda renk değişimi sergilemektedirler. Bu durumun sebebi, aromatik amin hızlandırıcıların daha az konsantrasyonda bulunmalarıdır (131). Birçok araştırmanın gösterdiği üzere, yalnızca kimyasal polimerizasyon mekanizması uygulanması, dual-cure sistemlere kıyasla daha az etkilidir ve bazı materyaller açısından da inefektif olarak nitelendirilebilir (133).

4.9. Porselen Kırığında Tamir Yöntemleri

Porselen restorasyonların kırılması durumunda, tamirinde ağız içi ve ağız dışı olmak üzere farklı yöntemler bulunmaktadır. Porselen tamirine başlanmadan önce, kırığın sebebi belirlenmeli ve ilk olarak bu sebep ortadan kaldırılmalıdır. Kırık sebebi çözülmeden tamir uygulaması yapılırsa, başarısızlıkla karşılaşılması kaçınılmazdır.

1.9.1. Ağız dışı tamir yöntemleri ve materyalleri

Kırılan bir restorasyonun ağız dışında tamir edilmesi, restorasyonun ağızdan uzaklaştırılarak, laboratuvarda kırık alanın tekrar veneerlenerek fırınlanması işlemidir. Bu işlem, hem klinik hem laboratuvar aşamaları içermektedir. Tamiri bu yöntemle yapılan restorasyonda renk uyumu elde edilmesi oldukça kolaydır

(1).Yapım sürecinin uzun olması ise, hastalarda estetik kaygıya yol açmaktadır. Kırık hattının tamiri için veneerleme sonrası tekrar fırınlanma işlemi, restorasyona hasar verebilmektedir (1,137). Bu tamir seçeceği değerlendirilirken, restorasyonun tekrar fırınlanmasını yaratacağı dezavantajlar göz önünde bulundurulmalıdır. Tekrarlayan fırınlanma işlemlerinin seramik malzemelerin rengi üzerinde olumsuz etkilerini gösteren çalışmalar mevcuttur (138). Bunun yanında seramiğin kırılma dayanımını, boyutsal stabilitesini, diş yapısı üzerine adaptasyonunu ve marjinal uyumunu olumsuz etkilediği de yapılan araştırmalarda gözlemlenmiştir (139). Tam seramik restorasyonlar metal destekli restorasyonlarla kıyaslandığında, ısı değişimlerine ve fırınlanma işlemlerinin tekrarlanmasına karşı daha hassastır (1).

Estetik avantajının yanında, yüksek tedavi maliyeti, restore edilmiş doğal diş zarar verme ihtimali, zaman kaybı, restorasyonun çıkarılmasındaki zorluklar, hastaların hızlı şekilde çözüm bekleme isteği ve restorasyonun fırınlanma ısısından olumsuz etkilenme olasılığı gibi nedenler; restorasyonların ağız içerisinde tamirine duyulan ihtiyacı arttırmıştır (140).

4.9.2. Ağız içi porselen tamir yöntemleri ve materyalleri

Porselen restorasyonlarda meydana gelen kırıkların restorasyon ağızdan çıkarılmadan tamiri için geliştirilen uygulamalar iki ana sınıf altında toplanmaktadır (25,141).

I. Direkt yöntemler

- Kompozit restorasyonu (tamir sistemleri ile)
- Kırık parçanın simantasyonu (tamir sistemleri ile)

II. İndirekt yöntemler

- Faset uygulaması (lamina veneer)
- Kuron uygulaması (overcasting)

Günümüzde porselen tamir sistemleri, porselen yüzeyi ve tamir materyali arasındaki makro bağlantının yanında kimyasal ve mikromekanik bağlantıya

dayanmaktadır ve yüzey işlemleri sonucunda oluşan bağlantı gücü ile doğrudan ilişkilidir (141–146).

4.9.3. Ağız içi tamirinin önemi

Porselen kırıkları hasta ve hekim için zorluk yaratan bir durumdur. Porselen kırıklarının tedavisinde ideal olan, restorasyonun yenilenmesidir. Çünkü porselenin oluşturulmasında fırınlama işlemi gerektiğinden dolayı var olan restorasyona, orijinal şekilde porselen ilavesi mümkün olmamaktadır (137).

Bunun yanında porselen üst yapının üretimi zaman ve beceri gerektirir (147). Ancak bazı vakalarda, restorasyonu değiştirmek mümkün olmayabilir (23). Porselen restorasyonun laboratuvarında tamir edilmesi durumlarında, maliyet artar. Hasta ve hekim açısından zaman kaybı, rahatsızlık hissi, köprüyü çıkarma esnasında oluşabilecek komplikasyonlar, tekrarlanan porselen fırınlamalarının restorasyonlarda distorsiyona neden olması gibi nedenlerden ötürü, porselen restorasyonların ağız içinde tamiri en çok tercih edilen yöntemdir (118,148,149). Bu zorluktan ötürü, ağız içi porselen tamiri sıklıkla uygulanmakta ve bu konservatif yaklaşımla restorasyonların hizmet süreleri arttırılmaktadır (150,151). Ağız içi porselen tamiri kırılmış restorasyonların yenilenmesine bir alternatif olarak uygulanması kolay, düşük riskli ve komplikasyonu olmayan bir tedavi seçeneğidir. Bu yöntemde klinik başarının elde edilmesinde bağlantı, yüzey işlemleri, renk uyumu ve konturlar en önemli faktörlerdir (152).

4.9.4. Porselen tamirinde uygulanan yüzey işlemleri

a. Asit Uygulaması

Ağız içi tamir sistemleri, rezinin porselene bağlanmasında çok popüler olan topikal asit uygulamalarına dayanır.

- *Hidroflorik asit:*

Diş hekimliğinde cam infiltre seramiklerin ve adeziv simantasyonun faydalarının artmasıyla, hidroflorik asitin kullanımı başlamıştır (153). Ağız içi porselen tamirlerinde, porselen yüzeylerin asitlenmesi için hidroflorik asit kullanılmaktadır (19). %2.5-10 oranlarındaki konsantrasyon ve 1

dakikadan 3 dakikaya kadar değişen uygulama süreleri ile porselenin yüzeyinde amorf bir yapı ve çok sayıda gözenek oluşturarak porselen ile rezin bağlantısını artırır (125,148,154–156). Hidroflorik asit uygulandığı yüzeyde cam matriksi uzaklaştırır ve kristalin yapıyı ortaya çıkarır (157). Hidroflorik asitin toksisitesi ve koroziv özelliği ile tehlikeli bir kimyasal olduğu, 1998 Litovitz ve arkadaşları tarafından bir çalışmada gösterilmiştir. Hidroflorik asitin buhar ve aerosol ile de diffüze olabildiği bilinmektedir (157). Tüm bu sebeplerle, hidroflorik asit, ağız içinde gerekli önlemler alınarak uygulanmalıdır (118).

- *Fosforik asit:*

Hidroflorik asite göre daha az güçlü bir asittir (137,149). Fosforik asit, porselen yüzeyinde tutuculuğu arttırmaz. Fosforik asit porselen yüzeyini temizlemek için önerilir (158).

- *Asidüle fosfat florür:*

Porselen yüzeyinin güvenli ve etkili şekilde asitlenmesinde %1.23 lük asidüle fosfat florürür kullanılabilir ve bu işlem porselen yüzeyinde homojenize bir alan sağlar. (159–162)

b. Kumlama

Dental restorasyonların kumlanması materyallerin yüzeylerinin temizlenmesi ve hem yüzey alanını arttırmak hem de mikroretantif yüzey şeklini sağlamak için oldukça sık yapılmaktadır. Böylece aktive olan yüzeyde uygulanacak malzemenin ıslanabilirliği artar.

- *Aluminyumoksit ile kumlama:*

Yüzey gerilimini azaltmak ve bağlantının yüzey alanını arttırmak için, Al₂O₃ ile kumlama, porselen tamirinde kullanılan bir yöntemdir. Bu yöntem ağız içinde kullanılan bir el parçası ile kırık alanının direk kumlanması ile gerçekleştirilmektedir. Kumlama, mikromekanik

retansiyonu arttırır. Al₂O₃ ile porselen yüzeyinin fiziksel değişimi, genellikle 50nm ilk partiküller ile gerçekleştirilmektedir.

- *Silisyumoksit partikülleri ile kumlama:*

Rezinin adezyonu, tribokimyasal silika kaplama ile hem porselen hem de alaşımlar üzerinde arttırılabilmektedir (19,141,163). Bu kumlama, silisilik asit ile modifiye edilmiş mineral parçacıkları ile yapılmaktadır. Silisyum oksit partikülleri ilgili alana yüksek enerji ile uygulanır. Yüzeyde mikromekanik ve kimyasal bağlantıyı sağlayacak, küçük silika parçacıklarından oluşan bir tabaka oluşur (164). Ağız içi kumlama aletini restorasyona 10 mm uzaktan ve 10/15 sn uygulanması ile iyi sonuçlar elde edilmektedir. Silicocater, Cojet ve Rocatec uygulamanın en bilinen sistemleridir (159). Cojet Sand (AM ESPE, North America) sistemleri ağız içi yüzey silika kaplama sistemidir (23,119,149,164). Cojet sistemi ile silika kaplı alumina partikülleri yüzeye püskürtülür ve alumina ile silika partikülleriyle adezivler arasında kovalent bağ kuran silan ajanı sürülür. Bu yöntem rezinler ve güçlendirilmiş porselenler arasında arzu edilen bağlantıyı sağlar (165).

- *Frezle pürüzlendirme:*

Porselen tamir işlemlerinde rezinin tutunması için, undercut veya oluğa benzer tutucu alanların yaratılmasında ince veya kalın frezler kullanılabilir. Retansiyon sağlayan bu frezler elmas partiküllülerden seçilebileceği gibi, tamir setlerinin içinde bulunan özel taş frezler de olabilir. Ancak frez kullanımında, çukurlar ve düzensiz alanlar yaratılabilir. Bu da yetersiz mekanik retansiyona sebep olabilir. Bunun yanında frezle pürüzlendirme işlemi sırasında porselende çatlak oluşumu ve çatlak ilerlemesinin provoke edilebileceği bildirilmiştir (119).

- *Lazer ile pürüzlendirme:*

Goldman ve ark. İlk lazer ışını dental sert dokular üzerinde kullanmıştır (166). Lazerle pürüzlendirme, mine ve dentinin asitle pürüzlendirmesine de

alternatif bir metottur (167). Aynı zamanda porselen materyallerin yüzey pürüzlendirmesi amacıyla da kullanılmaktadır (168).

- *Silan uygulaması:*

Silan, porselen kırıklarının kompozitle tamirinde klinikte rutin olarak kullanılır (169). Silan bağlama ajanları rezin malzemelerde kimyasal bağlantı oluşturmak için kullanılmaktadır (158,159). Bu ajanlar, rezinin fiziksel ve mekanik özelliklerini artırır. Silan, porselen yüzeye uygulandığında hidrolize olur ve porselen ile bağlantıya geçer. Aynı zamanda porselenin ıslanabilirliğini de arttırırlar (148,170). Silika kaplama sonrası silanizasyon uygulamasının yüksek alümina ve zirkonyum oksit porselenlerin bağlanmasını yalnızca kumlama işlemine göre daha çok arttırdığı görülmüştür (171).

- *Kombine uygulamalar:*

Yüzey preparasyonlarını ayrı ayrı kullanmak yerine, birkaçının birlikte kullanılmasının kompozit rezinin bağlanmasında daha etkili olacağını bildiren çalışmalar bulunmaktadır (118,143,145,159,172).

4.10. Ağız Ortamını Simüle Eden Testler

Dental materyaller, çiğneme fonksiyonu sırasında ağızda kimyasal, ısısal ve mekanik streslere uğrarlar bu nedenle diş hekimliğinde yapılan invitro çalışmalarda, ağız ortamını taklit ederek, invivo koşullara daha yakın sonuçlar elde edilmeye çalışılmaktadır. Bununla birlikte; mekanik yükleme, termal döngü, yapay tükürük ya da suda bekletme gibi yöntemler kullanılmaktadır.

4.10.1. Termal siklus

Invitro olarak termal döngü ve suda bekletme, dental malzemelerin in-vivo kullanımdaki uygunluğunu belirlemede yaygın olarak kullanılan yöntemlerdir (24,159,173).

Ağız içinde fonksiyon esnasında olduğu gibi (yemek, içme), nefes alıp verirken de sıcaklık değişimleri oluşabilmektedir. Çalışmalar, sıcak ve soğuk içeceklerin diş yüzeyinde yarattığı en düşük sıcaklığı 4.5 °C, en yüksek sıcaklığı 50-55 °C göstermiştir (174–177).

Bağlantı kuvvetinin değerlendirildiği in vitro testlerde, ağız içi ortamın termal biyolojik ve fizyolojik durumunu taklit etmek ve değerlendirilecek bağlantının yaşlandırılması açısından, örnekler 23 (+- 2) °C lik oda ısısında hazırlandıktan sonra test öncesinde suda yahut yapay tükürükte bekletilebilir ve/veya termal döngü işlemine sokulabilir (178,179).

Isısal stresler sonucu, restorasyon ve diş arsında marjinal boşluk ve mikrosızıntı görülme riski arttığı, çalışmalarda gösterilmiştir (180,181). Ancak bu ısısal stresin aralığı, döngü sayısı ve daldırma süresi konusunda fikir birliğine varılamamıştır (174).

Termal döngü testleri en düşük 5 °C ve en yüksek 55 °C arasında, ortalama 30 saniye daldırma süresi ile yapılmaktadır. Kesinlik içermemekle birlikte 1200 termal döngünün ortalama bir yıllık döneme denk geldiği literatürde geçmektedir (182,183).

Bağlantı kuvvetlerinin değerlendirildiği çalışmalarda, termal döngünün suda bekletmek yöntemine göre gerçeğe daha yakın sonuç verdiği gösterilmiştir (184,185).

4.10.2. Bağlantı kuvveti ve test yöntemleri

- Bağlantı kuvveti

Bağlantı kuvveti, adeziv-adherent (bağlanılan yüzey) ara yüzeyinde ya da yakınındaki birim alanda bağlantının bozularak başarısızlığa uğramasını sağlayan minimum kuvvet değeri olarak tanımlanmıştır (186). Bu sebeple bağlantı kuvveti testleri ayrılma testleri olarak da isimlendirilebilir. Bağlantı kuvveti, bağlantı sahasının genişliğine göre değişkenlik gösterebilir bu sebeple bağlantı kuvvetinin hesaplanabilmesi için alanın boyutlarının bilinmesi önemlidir (24). Aynı

malzemenin bağlantı kuvvetinin belirlenmesinde kullanılan farklı yöntemler veya modifikasyonlar sonuçlarda farklılığa neden olabilir (187,188).

Bağlantı kuvvetinin incelenmesinde kullanılan test neticeleri, laboratuvar dan laboratuvara farklılık göstermektedir. Bu durumda farklı araştırmacı ve üreticilerin ortaya koyduğu sonuçların standardize edilmesi gerekmektedir (189).

Bağlantı kuvveti değerlendirilirken; kuvvet değerlerinin yanı sıra adeziv-adherent ara yüzünde meydana gelen ayrılma tipleri gösterilerek test sonuçlarında standardizasyon sağlanabilir (171). Bunun yanı sıra Uluslararası Standardizasyon Organizasyonu olan ISO, *"CD TR 11405 başlıklı dental materyaller- diş dokusu ve dental materyal arasındaki bağlantının etkinliğinin ve kalitesinin tahkikatında kullanılan farklı metotların standardizasyonu amacıyla düzenlenmiş diş dokusuna destek kılavuzu"* adlı dökümanı teknik bir rapor olarak sunmuştur. Üreticilerin ve araştırmacıların burada belirtilen detaylı prosedürlere uyması sonucunda, farklı laboratuvarlardan elde edilen sonuçların, klinik sonuçlarla kıyaslanması mümkün olacaktır (171).

Çekme veya makaslama testleri, bağlantı kuvveti ölçümlerinde tercih edilen yöntemlerdir (140,190–192).

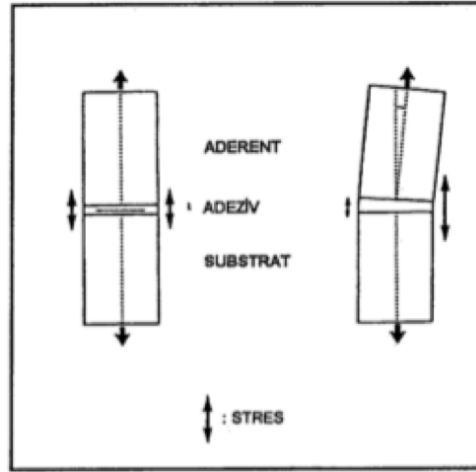
- Çekme testleri

Deney örneğine uygulanan kuvvet yönünde uzamaya neden olan deformasyona karşı koyan iç kuvvete çekme gerilimi denilmektedir (33).

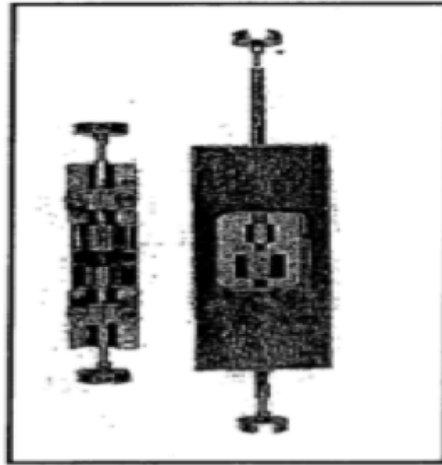
Swartz ve Philips iki altın çubuğu 90 derecelik açı ile sabitlemişler ve birbirinden ayrılma anındaki çekme kuvvetlerini ölçmüşler ve çekme kuvvetini tanımlamışlardır (193).

Kemper ve Killian tarafından 1976 yılında çekme testi önerilmiştir.

Üst yapı ve alt yapının birbirinden ayrılması için çekme kuvveti ara yüze dik bir şekilde uygulanır.



Şekil 4. 4 Bağlanmış Parçalara Uygulanan Çekme Testi



Şekil 4. 5 Çekme Direnci Testi İçin Kullanılan Düzenek

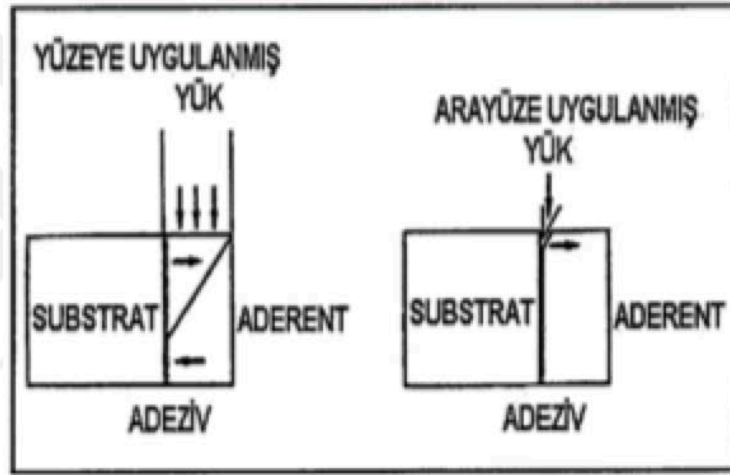
ISO dökümanlarında hem test işlemi hem de bağlanma işlemi esnasında sabitlemeyi sağlayabilecek, güvenle kullanılacak aletler tanımlanmıştır (188).

- Makaslama testi

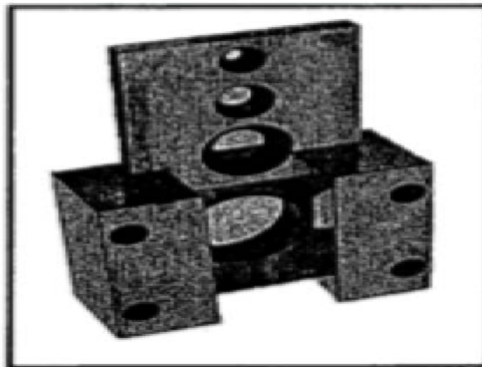
Cismin bir parçasını, diğer parçasının üzerinde kaydırabilecek yöndeki kuvvete karşı koyan kuvvete makaslama gerilimi denilmektedir.

Bu test, diş hekimliğindeki bilimsel çalışmalarda bağlanma dayanımının değerlendirilmesi amacı ile en çok kullanılan testlerden biridir (194).

Materyal performansının tahmin edilebilirliği ve uygulama kolaylığı sayesinde tercih edilmektedir. Örneklerin iki farklı materyalden oluşması ile ara yüzüne kesici ucun uygulanmasıyla oluşan paralel kuvvet sonucunda, bağlantının ayrılması anında kuvvet değerleri cihaz tarafından belirlenmektedir. Makaslama direnci birim alana düşen direncin, uygulanan maksimum kuvvetin bağlantı yüzey alanına bölünmesi şeklinde elde edilir.



Şekil 4. 6 Bağlanmış Parçalara Uygulanan Makaslama Testi



Şekil 4. 7 Makaslama Testi İçin Kullanılan Düzenek

ISO 11405 (2003) dökümanterinde, makaslama testinde kullanılacak cihaz; numunenin sabitlenebilmesi için sert bir blok ve buna bağlı 0.5 mm ilk künt bir uca sahip olan ayırıcı yüzey olarak tanımlanmaktadır. (195)

4.11. Kırık Yüzeyi Analiz Yöntemleri

4.11.1. Taramalı elektron mikroskobu (SEM)

Odak derinliği, ayırım gücü, görüntü ve analizi birleştirme özelliğinden dolayı araştırmalarda sıklıkla taramalı elektron mikroskobu (Scanning Electron Microscope- SEM) kullanılmaktadır (42).

Bu sistemde temel uygulama numune yüzeyinin elektron demeti ile taranma işlemidir. Bu işlemde önce belirli protokollere göre numuneler hazırlanmaktadır. Kakodilat buffer solüsyonunda %2.5 gluteraldehit içinde numuneler sabitlendikten sonra konsantrasyonu yavaşça arttırılan etanol içinde dehidratasyona uğratılmaktadır. Daha sonra kimyasal kurutma sağlanır.

Örnekler alüminyum kalıplara oturtturulup, vakum altında altın-palladyum tabakası ile kaplanmaktadır. Primer elektron demeti numune yüzeyinde bulunan elektronlar ile tarama işlemi esnasında etkileşime girerek, elektronların çevreye dağılmasına neden olmaktadır. Numune yüzeyinin herhangi bir noktasından çevreye dağılan diğer elektronlarında algılayıcılar ile tespit edilmesiyle yüzey bileşenleri, yüzeyin topografisi ve yapısı hakkında bilgi edinebilir. Ne kadar çok elektron algılayıcıya ulaşırsa, bölge görüntüsü o kadar çok parlak olmaktadır. Ne kadar az olur ise numune yüzeyinin görüntüsü gri tonlarda elde edilmektedir (196).

4.11.2. Fraktografi

Fraktografi, kırılma yüzeylerinin analizidir. Ayrıca kırığın başlangıç yerinin ve çatlak ilerlemesinin belirlenmesi ve bağlanma dayanımının ara yüzeyden mi seramiğin ıslatma özelliğinden mi kaynaklandığının anlaşılması amacıyla mekanik test sonuçlarının, fraktografik analiz ile desteklenmesi gerekir (197).

5. MATERİYAL VE METOD

Bu tez çalışması İstanbul Medipol Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalında yürütüldü. Bu çalışmada 100 adet zirkonyum bloktan farklı konfigürasyonlarda alt yapılar oluşturulup, klinikte karşılaşılabilecek kırık tipleri taklit edildi. Bu alt yapıların yarısına porselen tamir kiti ile kompozit uygulaması yapılırken, diğer yarısına porselen lamina veneerler ile tamir yapıldı ve bağlanma dayanımları Universal Test Cihazı ile makaslama testi uygulanarak karşılaştırıldı. Çalışmada kullanılan materyaller Tablo 5.1'de, kullanılan cihazlar Tablo 5.2'de gösterilmiştir.

Tablo 5. 1 Çalışmada Kullanılan Materyaller

MARKA	MATERİYAL İÇERİĞİ	ÜRETİCİ FİRMA
IPS EMAX ZİRCAD Lot: W44447 /X23119	ZrO ₂ (87-95), Y ₂ O ₃ (4-6), HfO ₂ (1-5), Al ₂ O ₃ (0-1)	IVOCLAR VİVADENT, SCHAAN, LİECHTENSTE İN
IPS EMAX CERAM Lot: V02417	SiO ₂ (60-65), Al ₂ O ₃ (9-11), K ₂ O (7-8), Na ₂ O (7-8), ZnO ₂ (2-3), CaO, P ₂ O ₅ ve F (2,5-7,5)	IVOCLAR VİVADENT, SCHAAN, LİECHTENSTE İN
IPS EMPRESS CAD Lot: X30480	SiO ₂ (60-65), Al ₂ O ₃ (16-20), K ₂ O (10-14), Na ₂ O (3.5-6.5), diğer oksitler(0.5-7.0), renklendiriciler(0.2-1.0)	IVOCLAR VİVADENT, SCHAAN, LİECHTENSTE İN

PANAVIA F 2.0 Paste A	10-metakriloyoksesil dihidrojenfosfat , hidroforik aromatik dimetakrilat, hidroforik alifatik dimetakrilat, hidroforik alifatik dimetakrilat, silika doldurucu, koloidal silika, kamforokinon, katalistler	KURARAY MEDICAL INC. , JAPONYA
PANAVIA F 2.0 Paste B	hidroforik aromatik dimetakrilat, hidroforik alifatik dimetakrilat, hidroforik alifatik dimetakrilat, silanlanmış Baryum cam doldurucu, katalistler, akseleratörler, pigmentler	KURARAY MEDICAL INC. , JAPONYA
CLEARFIL CERAMIC PRIMER	Etanol(80), 3-trimethoksilpropil metakrilat(5), 10-metakriloyoksesil dihidrojenfosfat	KURARAY MEDICAL INC. , JAPONYA
Clearfil SE BOND PRIMER	2-hidroksietil metakrilat(10-30), 10-metakriloldihidrojen fosfat, hidroforik alifatik dimetakrilat, kamforokinon, su, akselatörler, dyes	KURARAY MEDICAL INC. , JAPONYA
Clearfil SE Bond, Bond	Bisfenol A diglisidilmetakrilat (25-45), 2-hidroksietilmetakrilat (20-40), 10-metakriloldihidrojen fosfat,	KURARAY MEDICAL INC. , JAPONYA

	hidrofobik alifatik dimetakrilat, kamforokinon, koloidal Silika, akselatörler, başlatıcılar	
Hidroflorik asit	%9 tamponlanmış hidroflorik asit	ULTRADENT(ADB)
Clearfil Esthteic Majesty Kompozit	Silanlanmış baryum cam, ön polimerizasyon yapılmış organik doldurucu, bisfenol A diglisidilmetakrilat(Bis-GMA), hidrofobik aromatik metakrilat, dl-kamforokinon	KURARAY MEDICAL INC. , JAPONYA
Cojet Kum	Silika kaplanmış kum	3M ESPE, ST. PAUL, MN, USA
Soğuk Akrilik	PolimetilmetakrilatLikiti ve Tozu	HerausKurzer, Tokyo, JAPONYA
Silikon Karbid Kağıt	Cubiron ve Alüminyum mineral	ENGLISH ABRASİVES

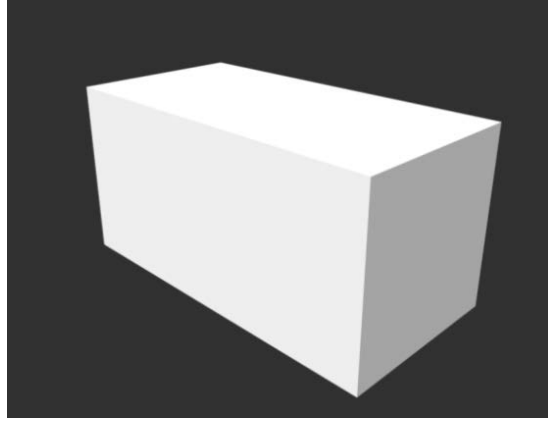
Tablo 5. 2 Çalışmada Kullanılan Cihazlar

CİHAZ	MARKA MODEL
KUMLAMA CİHAZI	Microetcher, Danville, ABD
ULTRASONİK TEMİZLEYİCİ	Digital Ultrasonic Cleaner, China
SERAMİK VE KRİSTALİZASYON FIRINI	Sirona InFire, SironaDentalSystems,

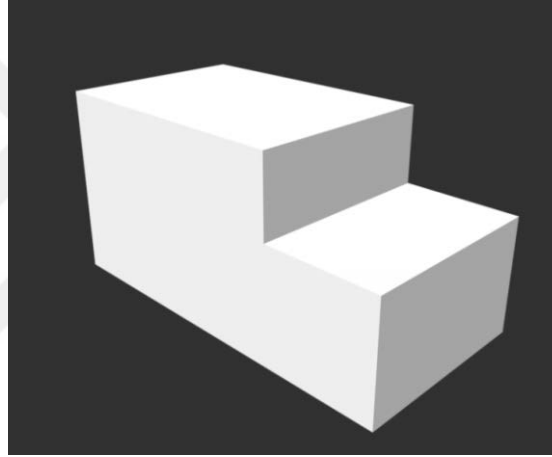
	Bensheim, Almanya
TARAMALI ELEKTRON MİKROSKOBU	GeminiSem, Zeiss, Almanya
ALTIN PALADYUM KAPLAMA CİHAZI	Polaron SC7620 SputterCoater
POLİSAJ CİHAZI	MiniTech 233, PRESI, France
TERMAL SİKLÜS CİHAZI	SD MECHATRONİK THERMOCYCLER, GERMANY
UNİVERSAL TEST CİHAZI	SCHİMADZU AUTOGRAF AG- 50 KNG VE AG-500
STEREOMİKROSKOP	AxioZoom V616, Zeiss, Almanya
CAD/CAM kazıma ünitesi	InLab MC X5, SironaDentalSystems, GmbH, Bensheim, Almanya

5.1. Deney Gruplarının Oluşturulması

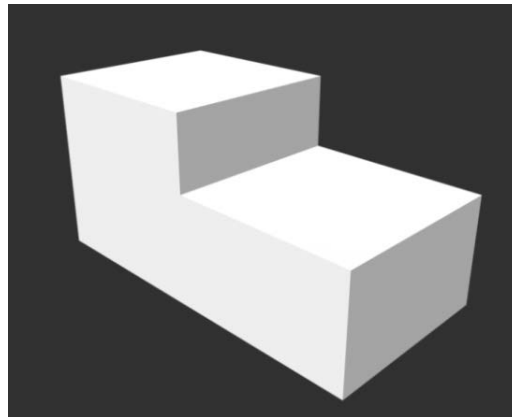
Çalışmada kullanılmak üzere alt yapıları oluşturacak 100 adet zirkonya örnek, IPS e-max ZirCad bloklardan (Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein), özel bir laboratuvar da üretici talimatlarına uygun olarak, istenen boyut ve şekillerde CAD/CAM sistemi (InLab MC X5, Sirona Dental Systems, GmbH, Bensheim, Almanya) ile hazırlandı. İki tamir yönteminin laboratuvar koşulları altında değerlendirilebilmesi amacı ile farklı kırık tiplerinin taklit edilebilmesi için değişik konfigürasyonlarda alt yapılar hazırlandı. Oluşturulan deney gruplarının alt yapısını oluşturan zirkonya örneklerinin çizimleri Şekil 5.1-5.5'de gösterilmiştir.



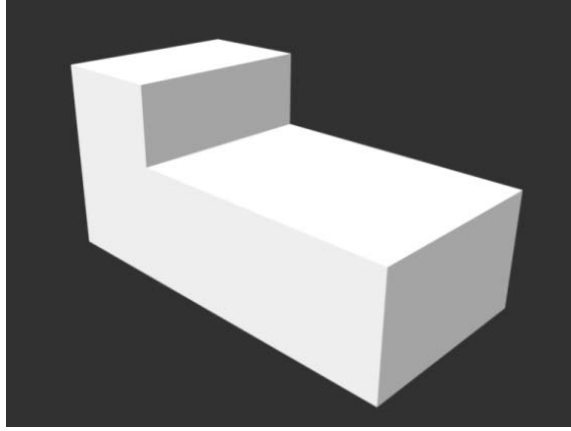
Şekil 5. 1 Grup A, 5*10*5 mm Zirkonya Örnekler



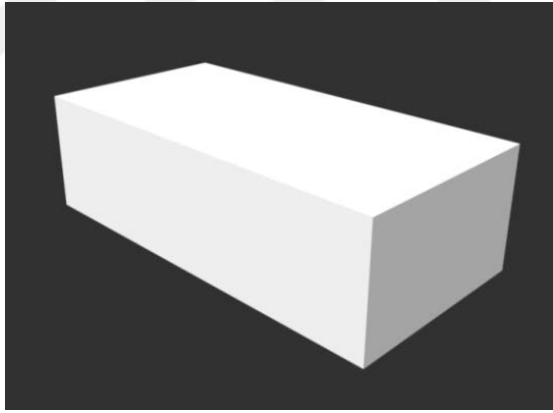
Şekil 5. 2 Grup B, 5*10*5 örnekte üst Yüzeyde 5*3*2 mm³ lük Porselen Boşluğu Olan Zirkonya Örnekler



Şekil 5. 3 Grup C, 5*10*5 mm Örnekte Üst Yüzeyde 5*5*2 mm³ lik Porselen Boşluğu Olan Zirkonya



Şekil 5. 4 Grup D, 5*10*5 mm Örnekte Üst Yüzeyde 5*7*2 mm³ lik Porselen Boşluğu Olan Zirkonya Örnekler



Şekil 5. 5 Grup E, 5*10*3 mm zirkonya örnekler

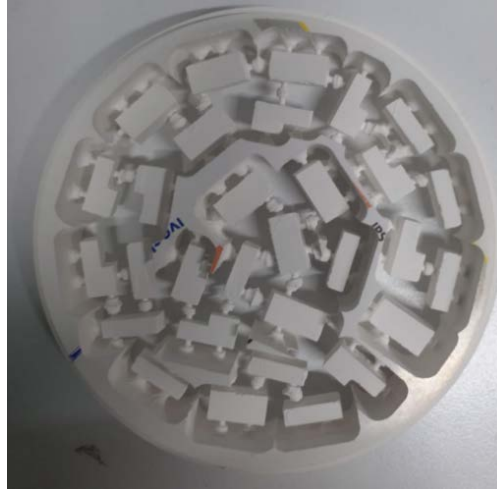
Deney örneklerinden, her grubun 2 alt gruba bölünmesi ile toplamda 10 grup oluşturuldu. Grupların yarısına kompozit ile direk tamir, diğer yarısına porselen lamina ile endirekt tamir yapıldı.

Tablo 5. 3 Endirekt Faset Uygulaması ile Tamir Yöntemi ve Direkt Tamir Yöntemi

	Endirekt faset uygulaması ile tamir yöntemi	Direkt tamir yöntemi
Gr A = %100 Zr (20)	Gr A ₁	Gr A ₂
Gr B = %70 Zr (20)	Gr B ₁	Gr B ₂
Gr C = %50 Zr (20)	Gr C ₁	Gr C ₂
Gr D = %30 Zr (20)	Gr D ₁	Gr D ₂
Gr E = %0 Zr (20)	Gr E ₁	Gr E ₂

5.2 Zirkonya Alt Yapıların Hazırlanması

Zr Alt yapılar için .stl uzantılı çizimler autocad programına aktarıldı, istenen boyut ve şekillerde CAD/CAM sistemi (InLab MC X5, Sirona Dental Systems, GmbH, Bensheim, Almanya) ile IPS e.max ZirCad (Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein) bloklardan kazınarak 1500 °C de 16 saat sinterizasyon işlemi uygulandı.



Resim 5. 1 Kazınan Zr Alt Yapı Örnekler



Resim 5. 2 Kazınan Zr Alt Yapılar Sinterizasyon Fırınına Girmeden



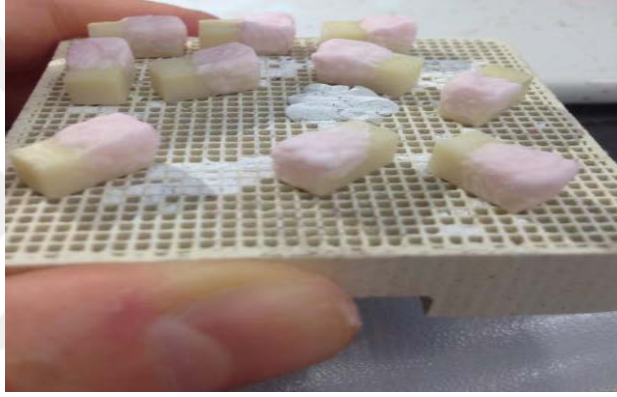
Resim 5. 3 Zr Alt yapılar Sinterizasyon Fırında

5.3 Üst Yapı Seramiklerinin Uygulanması

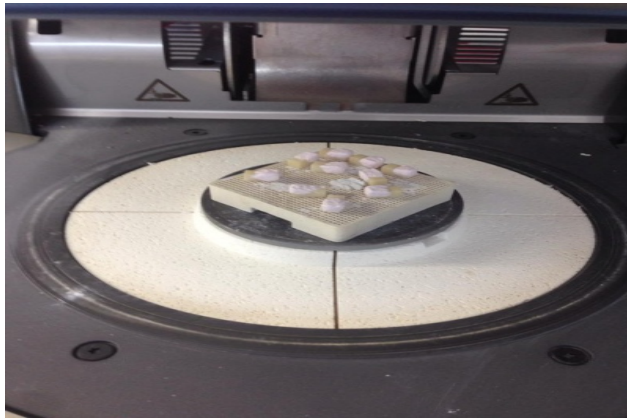
Hazırlanan bu alt yapılardan, Gr A ya üst yapı seramiği uygulanmamıştır. Grup B, C ve D ye porselen ilavesi için bırakılan sahalara, Gr E ye ise silikon bir anahtar hazırlanarak, 2 mm kalınlığında porselen yüklendi (e.max Ceram porselen tozu, Ips e.max Ceram Build Up liquid, Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein) ve 755 °C de porselen fırınında pişirildi. (Resim 5.4- 5.7)



Resim 5. 4 Porselen Yüklenirken



Resim 5. 5 Porselen Yükleme Sonrası, Porselen Fırınına Girmeden

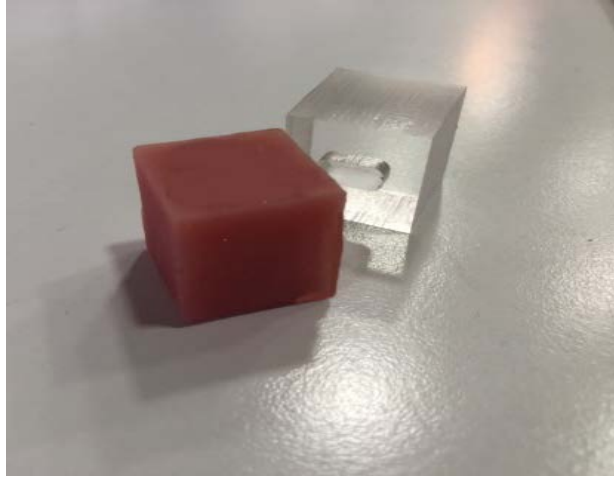


Resim 5. 6 Numuneler Porselen fırınında



Resim 5. 7 Porselen Fırını Sonrası, Grup B'den Bir Örnek

Zr alt yapı gruplarına üst yapı porselenleri uygulandıktan sonra, soğuk akrilik içerisinde standart şekilde yerleştirmek için, pleksi bir küp oluşturulup, silikon kalıplar hazırlandı. (Resim 5.8) Sonrasında numunelerin tamir yapılacak yüzeyleri silikon tabanının ortasına yerleştirilmiş, üzerine soğuk akrilik dökülmüştür. (Resim 5.9)



Resim 5. 8 Pleksi ve İlk Deneme Akriliği



Resim 5. 9 Numunenin İşlem Yapılacak Yüzeyi Akriliğe Sıfırlanmış Halde Görüntüsü

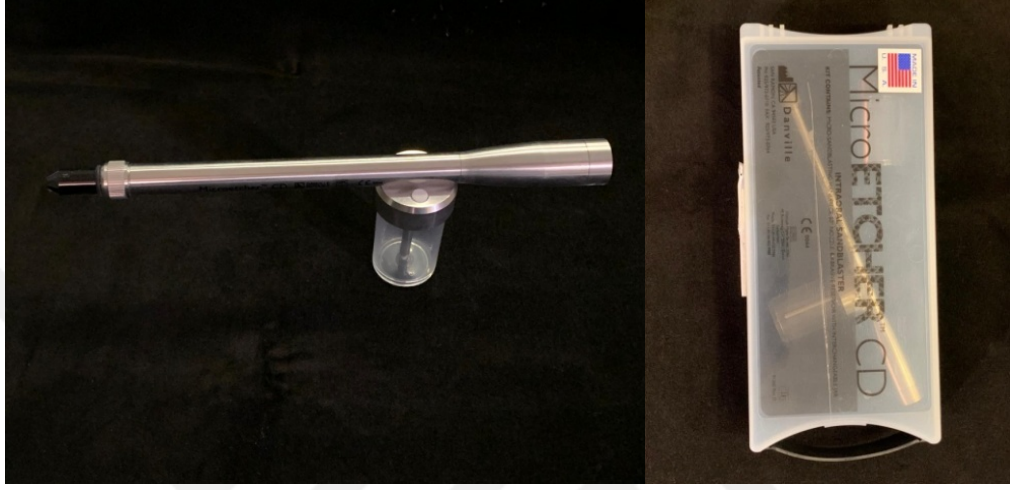
5.4 Sinterlenmiş Zirkonya Alt Yapılara ve Porselenlere Yüzey İşlemleri Uygulanması

Örneklerin hepsi akrilik kalıplara yerleştirildikten sonra, ayrı ayrı numaralandırıldı ve yüzey işlemleri uygulama aşamasına geçildi. Örnekler yüzeylerinin pürüzsüz ve düzgün olması amacı ile ve standardizasyonu sağlayabilmek adına, sırasıyla 600, 800 ve 1200 grit silikon karbid zımparalarla (English Abrasives, English Abrasives Ltd, İngiltere) polisaj makinesi (MiniTech 233, PRESI, France) ile, 300 rpm hızda, su banyosu altında zımparalandı. (Resim 5.10)



Resim 5. 10 Polisaj Makinesi

Örnekler Cojet kum ile ağız içi kumlama makinesi (Microetcher, Danville, ABD) kullanılarak, 2.8 bar basınç altında, 10 mm uzaklıktan 20 sn kumlandı. (Resim 5.11)

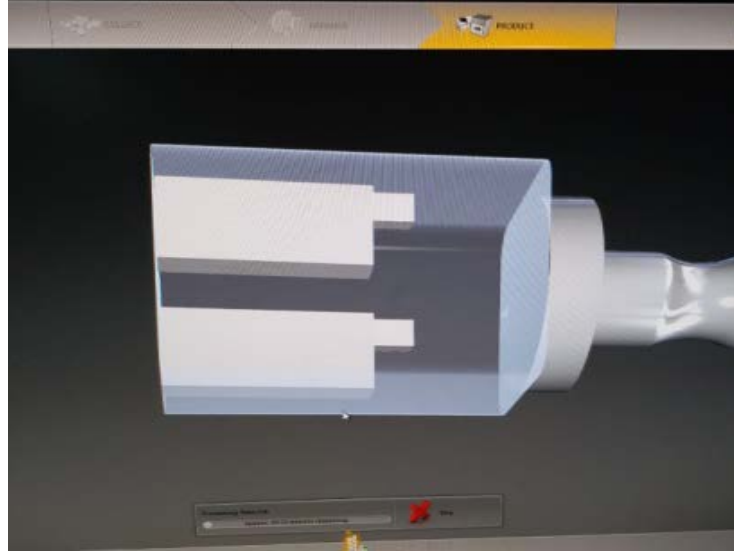


Resim 5. 11 Kumlama Cihazı

Kumlama sonrası, Gr B, C, D ve E, % 9.6 lık HF asit (Ultradent, ABD) ile 120 sn asitlendi ve 2 dk su ile yıkanıp kurutuldu.

5.5 Lamina Veneerlerin Hazırlanması

Endirekt faset uygulaması yöntemi için çizimler autocad'de hazırlandı. Çalışmada kullanılacak 50 adet lamina örneği, IPS EmpressCad bloklardan (IvoclarVivadent, Schaan, Liechtenstein), özel bir laboratuvarıda üretici talimatlarına uygun olarak, istenen boyut ve şekillerde CAD/CAM sistemi (InLab MC XL, Sirona Dental Systems, GmbH, Bensheim, Almanya) ile hazırlandı. (Resim 5.12 ve 5.13)



Resim 5. 12 Laminaların İstenen Boyutta Bloкта Dijital Olarak Yerleştirildikten Sonraki Görüntüsü



Resim 5. 13 Laminaların Kazınması

5.6 Lamina Veneerlerin İç Yüzeylerinin Hazırlığı

Lamina veneerlerin simantantasyon için kullanılacak yüzeyleri, %9.6 lık HF asit (Ultradent, ABD) ile 120 saniye asitlendi. Asitleme sonrası, laminalar ultrasonik temizleyicide 120 sn distile su ile yıkandı ve hava ile kurutuldu. (Resim 5.14)



Resim 5. 14 Lamina Veneerlerin İç Yüzeylerinin Hazırlığı

5.7 Lamina Veneerlerin Zirkonya ve Zirkonya Alt Yapılı Seramiklere Simantasyonu

GR A₁, B₁, C₁, D₁ ve E₁, indirekt faset uygulaması ile tamir edileceği için, laminalar bu 1 numaralı gruplara simante edildi. Grup A, B, C, D ve E nin yarısı, birinci gruba dahil edilmek üzere rasgele seçildi. Yüzey hazırlıkları tamamlanmış olan bu gruplara, ilk olarak 60 sn silan uygulaması yapıldı. (Clearfil Ceramic Primer ve Clearfil SE BOND primer i, uygulayıcı talimatlarına göre bire bir oranında karıştırılarak uygulandı (Kuraray Medical Inc., JAPONYA). Sonrasında, tercih edilen dual cure siman (Panavia F2.0 , Kuraray Medical Inc., JAPONYA) üretici talimatların göre karıştırılarak uygulandı ve laminalar üzerine 750 gr ağırlık koyularak sabit basınç altında simante edildi. Artık simanlar temizlenip, her yüzeyden 20 şer saniye polimerize edildi.



Resim 5. 15 Simantasyon Hazırlığı

5.8 Zirkonya ve Zirkonya Alt Yapılı Porselenlere Kompozit Uygulaması

Gr A₂, B₂, C₂, D₂ ve E₂ ye kompozit uygulandı. Grup A, B, C, D ve E nin kalan numunelerine 60 saniye silan uygulaması (Clearfil Ceramic Primer ve Clearfil SE BOND primer i, uygulayıcı talimatlarına göre bire bir oranında karıştırılarak uygulandı (Kuraray Medical Inc., JAPONYA). Sonrasında bonding (Clearfil SE Bond, Kuraray Medical Inc., JAPONYA) uygulandı ve 40 saniye polimerize edildi. Oluşturulan 2 mm yüksekliğindeki silikon matris referans alınarak, her örnek yüzeyine 2 mm kalınlığında kompozit (Kuraray Esthetic Majesty, Kuraray Medical Inc., JAPONYA) uygulandı. Matris kaldırıldıktan sonra her yüzeyden 20 şer saniye daha polimerize edildi.

5.9 Termal Siklus İşlemi

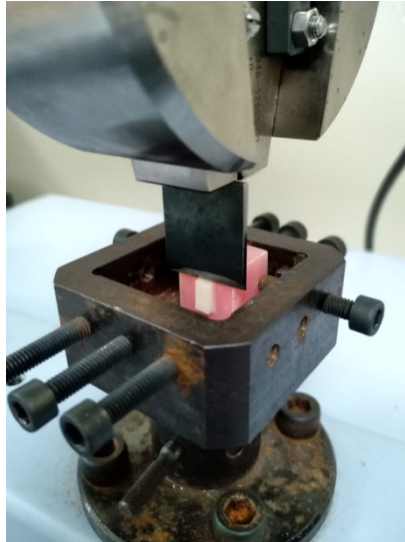
Numuneler, ağız içi sıcaklık değişimlerinin taklit edip, invivo koşullara daha yakın sonuçların elde edilebilmesi amacı ile termal döngüye tabii tutuldu. Tüm örneklerle, 24 saat distile suda bekletildikten sonra, ISO standartlarına uygun olacak şekilde 5-55 °C su banyosunda, her bir banyoda 30 sn kalacak ve 5 sn geçiş süreci içerecek şekilde, 5000 döngü yaptırıldı.



Resim 5. 16 Termal siklüs cihazı

5.10 Bağlanma Dayanımın  l  lmesi

Termal siklüs işlemi sonrası örnekler, universal test cihazına (Instron, SCH MADZU AUTOGRAF AG- 50 KNG VE AG-500) makaslama bağlantı kuvvetinin  l  m  amacıyla yerleştirildi. Numunelere göre özel yaptırılan, tek tarafı inceltilmiş, bir u  cihaza yerleştirildikten sonra, bu ucun bağlantı ara yüzeyine dokunacak kısmı ayarlandı ve ucun hızı 0.5 mm/dk olarak ayarlandı. Ayrılma esnasında ölçülen değerler Newton cinsinden kaydedildi ve lamina ve kompozit yüzey alanına bölünerek MPa cinsinden de hesaplandı.



Resim 5. 17 Numuneler Universal Test Cihazında

5.11. Taramalı Elektron Mikroskobu İncelemesi (SEM)

İstanbul Medipol Üniversitesi Araştırma Merkezinde taramalı elektron mikroskobu (GeminiSEM, Zeiss) ile her gruptan rastgele seçilen birer örneğin 500 büyütmeli yüzey görüntüsü elde edildi.



Resim 5. 18 Numunelerin incelendiği taramalı elektron mikroskobu

5.12.Kırık Tiplerinin İncelenmesi

Makaslama testi sonrası, örneklerin yüzeyi mikroskop ile (Axio Zoom V616, Zeiss) incelendi ve her grup kendi içinde kırık tiplerine göre ayrıldı.



Resim 5. 19 Numunelerin incelendiği yüzey mikroskobu

5.13 İstatiksel Değerlendirme

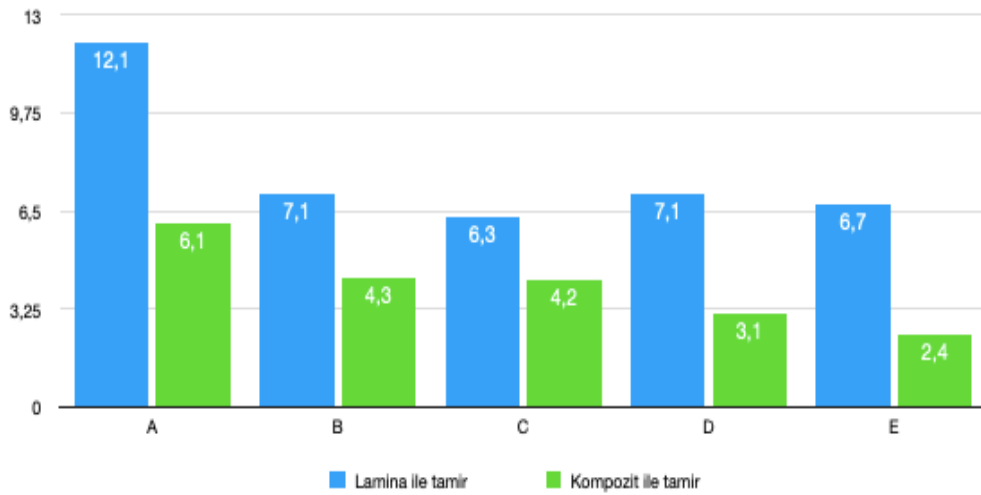
Veriler IBM SPSS V23 ile analiz edildi. Normal dağılıma uygunluk Shapiro Wilk ile incelendi. Normal dağılım gösteren verilerin karşılaştırılmasında bağımsız örnekler için t testi kullanıldı. Normal dağılıma uyan veriler ortalama $\pm$ standart sapma şeklinde sunuldu. Anlamlılık düzeyi $p < 0,050$ olarak alındı.

6. BULGULAR

6.1 Makaslama Testi Sonuçları

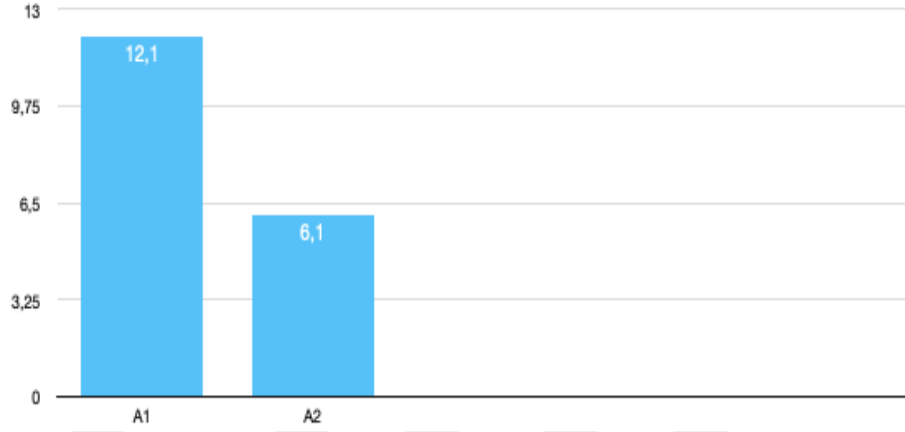
Tablo 6. 1 Gruplara Göre Karşılaştırmalar

	Ortalama $\pm$ S.Sapma	Ortanca (min-mak)	Test istatistiği	P
A1	12,1 $\pm$ 4,4	11,6 (3,8 - 18,8)	t=4,147	0,001
A2	6,1 $\pm$ 1,4	6 (3,8 - 7,9)		
B1	7,1 $\pm$ 3,1	7,4 (2,2 - 10,8)	t=2,707	0,020
B2	4,3 $\pm$ 1	4,4 (2,3 - 5,5)		
C1	6,3 $\pm$ 3,6	5,4 (2,3 - 13,6)	t=1,775	0,103
C2	4,2 $\pm$ 1,3	4,1 (2 - 6,1)		
D1	7,1 $\pm$ 2,2	6,5 (4,9 - 10,8)	t=5,394	<0,001
D2	3,1 $\pm$ 0,8	3 (1,8 - 4,3)		
E1	6,7 $\pm$ 3,1	6,2 (3,6 - 12,9)	t=4,237	0,002
E2	2,4 $\pm$ 0,8	2,6 (1,1 - 3,6)		



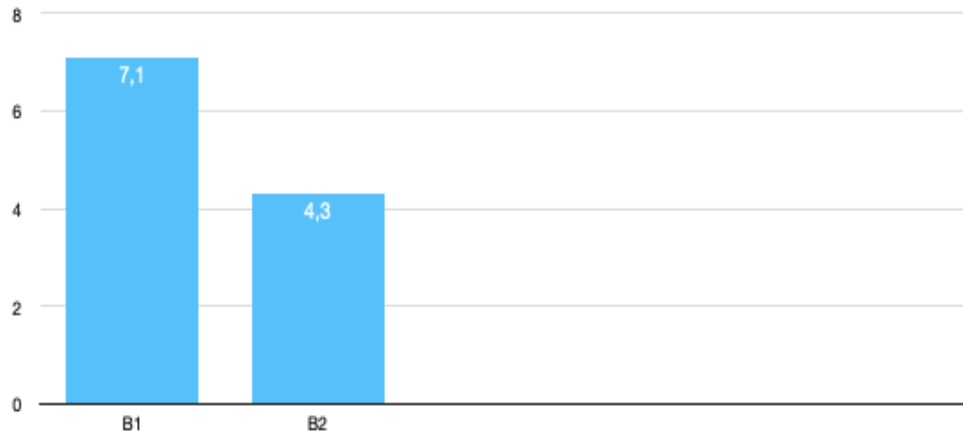
Şekil 6. 1 Bağımsız Örnekler T Test İstatistiği

A1 ve A2 ortalama değerleri istatistiksel olarak farklılık göstermektedir ($p=0,001$). A1 ortalama değeri A2'ye göre yüksek elde edilmiştir. A1 ortalama değeri 12,1 iken A2 ortalama değeri 6,1'dir.



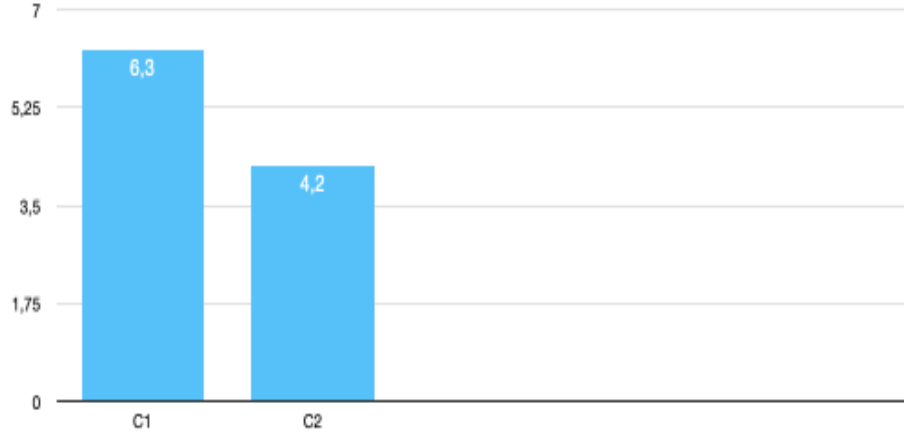
şekil 6. 2 %100 Zirkon (A1: Endirekt Faset Yöntemi ile Tamir: A2: Kompozit ile Tamir)

B1 ve B2 ortalama değerleri istatistiksel olarak farklılık göstermektedir ($p=0,020$). B1 ortalama değeri B2'ye göre yüksek elde edilmiştir. B1 ortalama değeri 7,1 iken B2 ortalama değeri 4,3'tür.



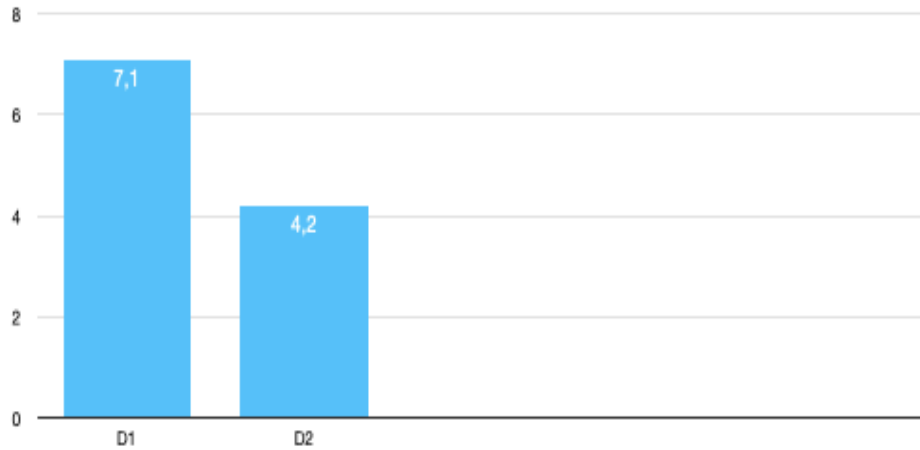
şekil 6. 3 % 70 Zirkon %30 Porselen (B1 Endirekt Faset Yöntemi ile Tamir, B2: Kompozit ile Tamir)

C1 ve C2 ortalama değerleri istatistiksel olarak farklılık göstermemektedir ($p=0,103$). C1 ortalama değeri 6,3 iken C2 ortalama değeri 4,2'dir.



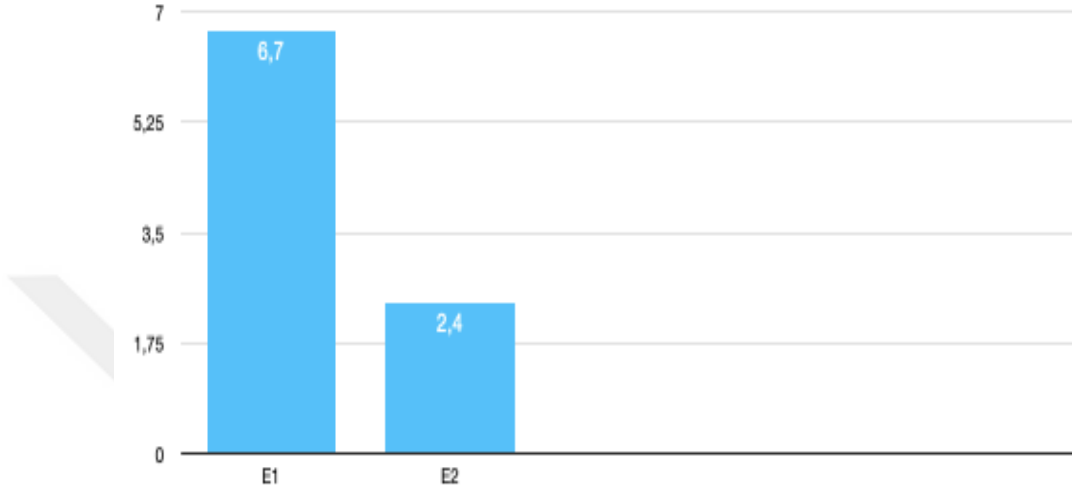
Şekil 6. 4 % Zirkon %50 Porselen (C1: Endirekt Faset Yöntemi ile Tamir, C2: Kompozit ile Tamir)

D1 ve D2 ortalama değerleri istatistiksel olarak farklılık göstermektedir ($p<0,001$). D1 ortalama değeri D2'ye göre yüksek elde edilmiştir. D1 ortalama değeri 7,1 iken D2 ortalama değeri 3,1'dir.



Şekil 6. 5 %30 Zirkon %70 Porselen (D1 Endirekt Faset Yöntemi ile Tamir, D2 Kompozit ile Tamir)

E1 ve E2 ortalama değerleri istatistiksel olarak farklılık göstermektedir ($p=0,002$). E1 ortalama değeri E2'ye göre yüksek elde edilmiştir. E1 ortalama değeri 6,7 iken E2 ortalama değeri 2,4'tr.

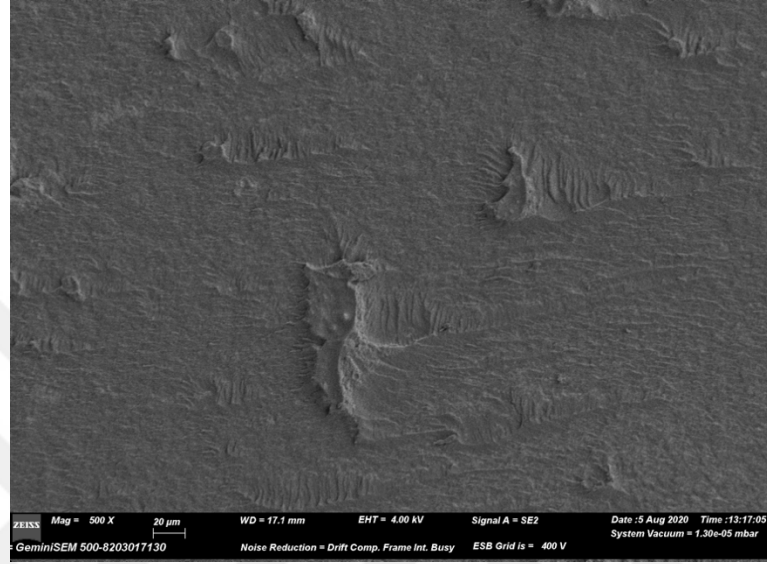


şekil 6. 6 %100 Porselen (E:1 Endirekt Faset Yöntemi ile Tamir, E2: Kompozit ile Tamir

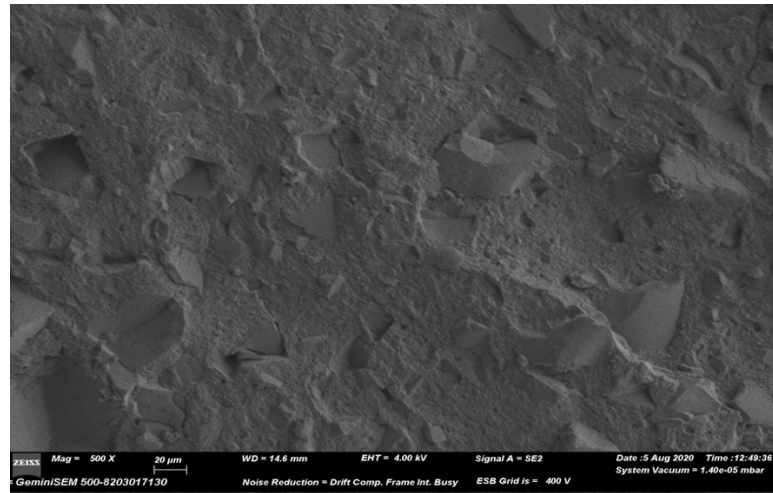
Yukarıdaki bulgular incelendiğinde, lamina ile tamiri yapılan grupların bağlanma dayanımları tüm gruplarda sayısal olarak yüksek bulunmuş sadece C1-C2 grubunda istatistiksel olarak anlam ifade etmemiştir.

6.2 SEM Bulguları

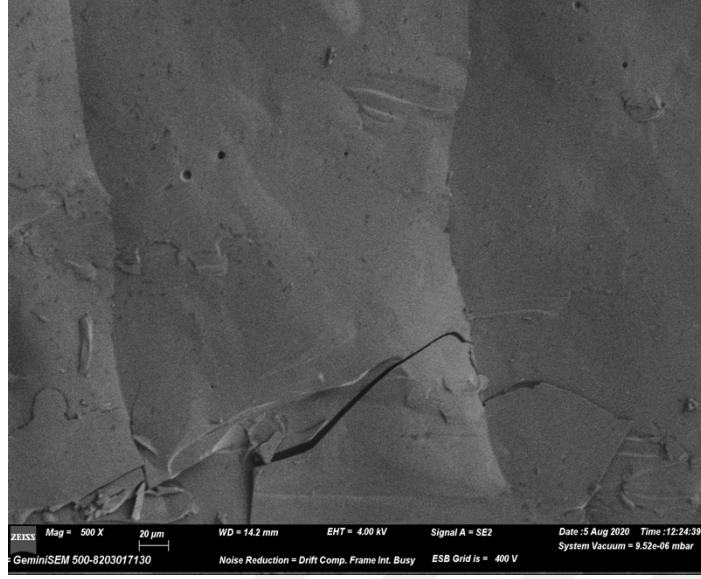
Makaslama bağlanma testi sonrasında kopan ve ayrılan zirkonyum, tam seramik, kompozit, seramik yüzeylerin scanning electron mikroskobu incelenmesine ilişkin bulgular;



Resim 6. 1 Sem Bulguları



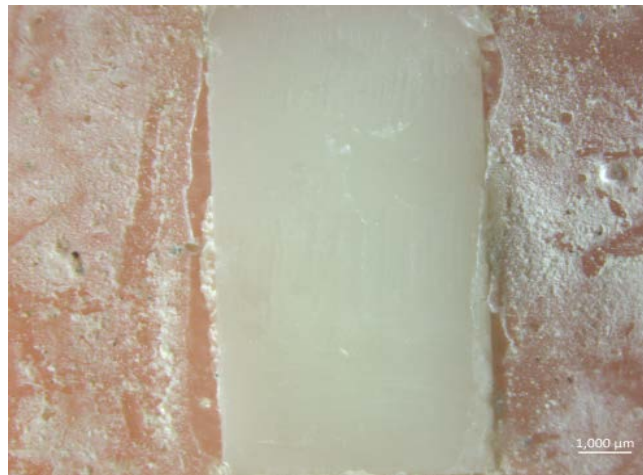
Resim 6. 2 Sem Bulguları



Resim 6. 3 Sem Bulguları

6.3 Stereomikroskop Bulguları

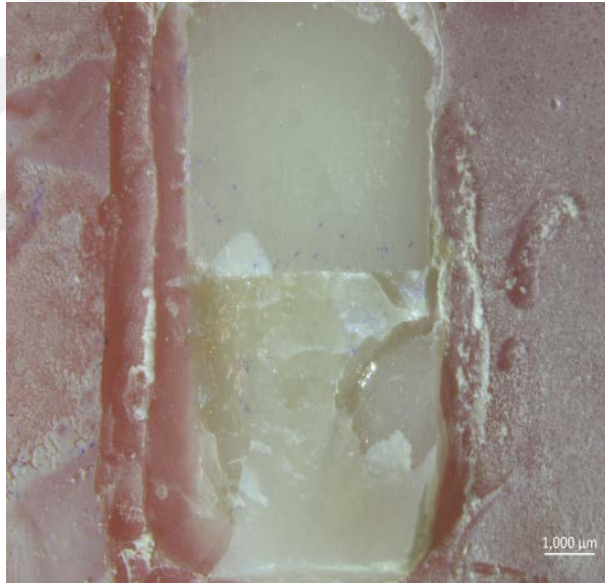
Yapılan görüntülemelerle kırık tipleri, adeziv, koheziv ve miks olarak ayrılmıştır. Aşağıdaki tablolarda da görülebileceği gibi, tüm kompozit grupları, lamina gruplarından daha fazla adeziv kırık tipine sahiptir.



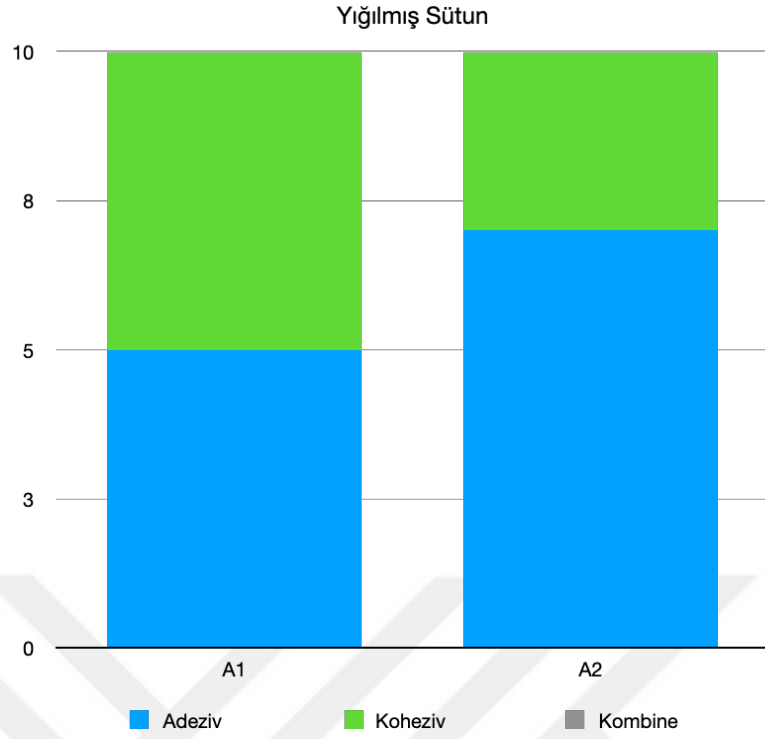
Resim 6. 4 Adeziv kırık



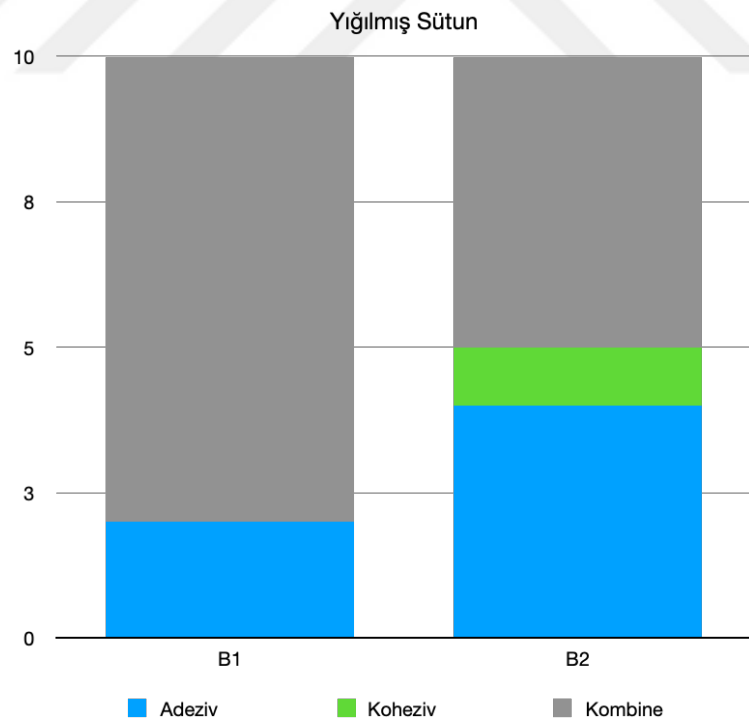
Resim 6. 5 Koheziv kırık



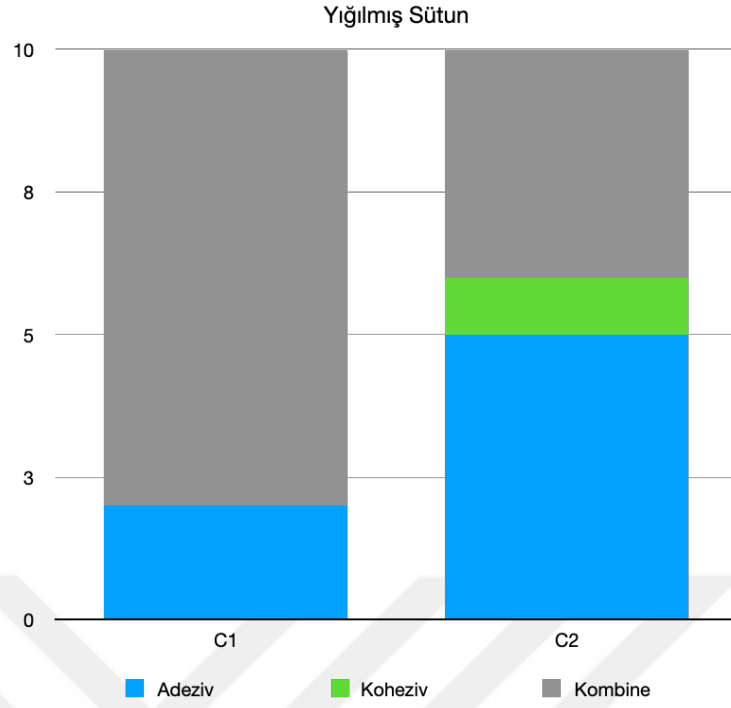
Resim 6. 6 Miks kırık



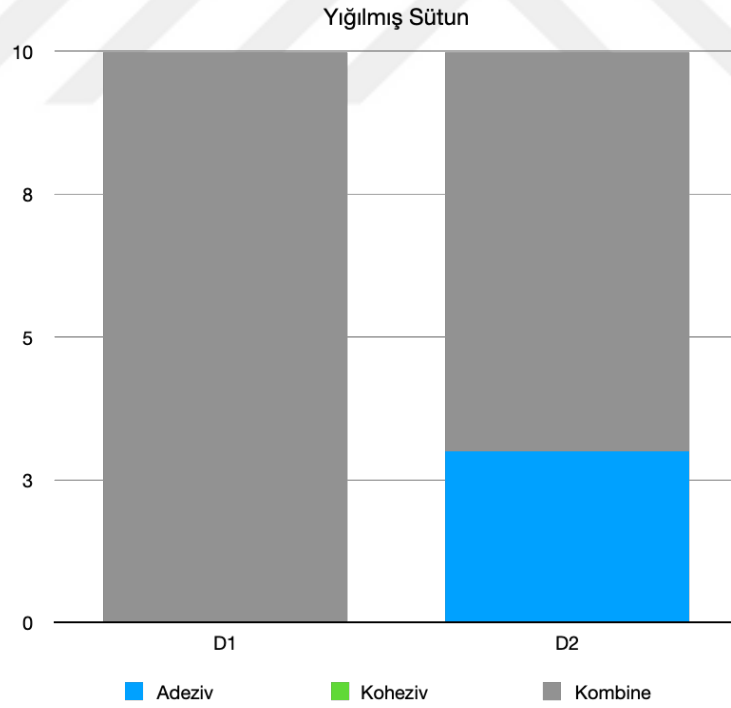
Şekil 6. 7 A1-A2 Karşılaştırma grafiği



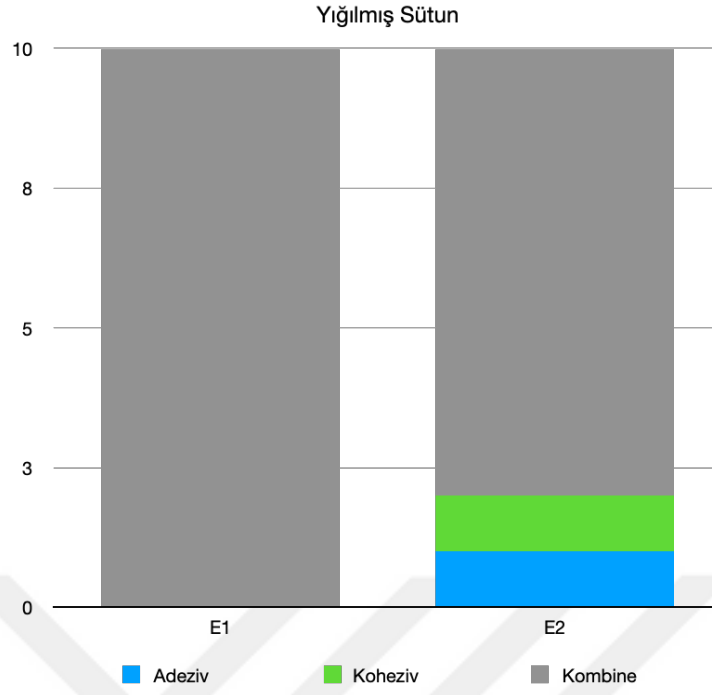
Şekil 6. 8 B1-B2 Karşılaştırma Grafiği



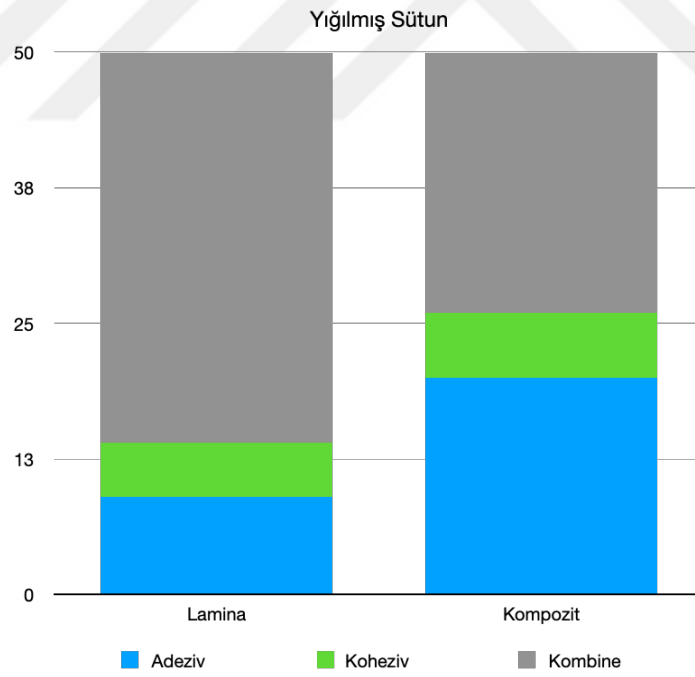
Şekil 6. 9 C1-C2 Karşılaştırma Grafiği



Şekil 6. 10 D1-D2 Karşılaştırma Grafiği



Şekil 6. 11 Karşılaştırma Grafiği



Şekil 6. 12 Lamina- Kompozit kıyaslaması

7. TARTIŞMA

Günümüzde tam seramiklerin kullanımı, konvansiyonel metal destekli protezlere göre artmıştır. Bunun nedeni, hastaların estetik beklentilerinin artmasının yanı sıra, tam seramik restorasyonların biyouyumluluklarının da daha yüksek olmasıdır. Tam seramik sistemlerden zirkonyum oksitler, dayanıklılığının yüksek olması, posterior dişlerde kullanılabilmesi ve çok üyeli köprü yapımında endikasyonu olması; estetiğin önemli olduğu durumlarda hafif ışık geçirgenliği ve dişetinden konvansiyonel metal protezlerde görülen yansımanın olmaması sebebi ile, sıklıkla tercih edilmektedir (83,198).

Zirkonyum oksitin kullanımının artması, yapılan çalışmaları da arttırmıştır. Zirkonya alt yapılı restorasyonlarda yorulma sonucu görülen başarısızlık oranının, metal-seramik restorasyonlardan daha yüksek olduğu çalışmalarda gözlemlenmiştir (199).

Zirkonya alt yapılı restorasyonlarda üst yapı porseleninin, alt yapıdan tabaklar halinde (delaminasyon) veya kırılarak (chipping) ayrılması en sık karşılaşılan başarısızlıklardandır (17). Chipping ve delaminasyonun, zirkonyum-porselen ara yüzündeki gerilme kuvvetleri ile alakalı olduğu kabul edilmektedir. Bu gerilim sebepleri olarak, alt yapı ve üst yapı porseleni arasındaki ısısal genleşme katsayısı arasındaki fark, üst yapı porseleninin alt yapıyı yeterince ısıtamaması, fırınlama esnasında oluşan büzülme, zirkonya kristallerinin ısı kaynaklı faz dönüşümüne uğraması, düşük ısısal iletkenliğe sahip olması, yüzey pürüzlülüğünün az olması, gösterilmiştir (4,104). Bunun haricinde travma ve oklüzal çatışmalar da kırılma ya da parçalara ayrılmaya sebep olabilmektedir (17).

Zirkonya alt yapılı restorasyonların yapım sıklığının artması ve metal alt yapılı restorasyonlarla kıyaslanan uzun dönem takip çalışmalarında kırık oranının daha yüksek olması sebebi ile bu materyal üzerinde tamir ihtiyacı önem kazanmıştır (104,200).

Klinikte zirkonya alt yapılı porselenlerin kırıkları, sadece porselen yüzeylerinde oluşan, porselendeki kırıkla birlikte altyapının bir kısmının açığa çıktığı ve porselenin büyük bir kısmının kırılıp altyapının tamamının açığa çıktığı kırık şeklinde görülebilir (23,201). Bu nedenle ağız içindeki kırılma durumlarını taklit edebilmek amacı ile test edilecek numuneler sadece porselen yüzeylerde

değil, farklı oranlarda porselen ve zirkonyum içerecek şekilde yahut sadece zirkonya yüzey kalacak şekilde hazırlanmıştır. Klinik olarak karşılaşılabilecek tüm durumlar, bağlanma dirençleri açısından ayrı ayrı değerlendirilmiştir.

Bir restorasyonda kırık oluştuğu zaman, restorasyonun tamamen yenilenmesi ideal olan yaklaşımdır. Ancak restorasyonun çıkarılmasının zorluğu, çıkarılma esnasında destek dişlere verilebilecek hasar, maliyet artışı ve zaman kaybı hasta ve hekim açısından dezavantajlar olarak sayılabilir. Restorasyonun ağızdan çıkarılıp laboratuvarında tamiri de bir tedavi seçeneğidir ancak; bu seçenekte de, yine destek dişlerin hasar görmesi söz konusudur ve restorasyonun tekrar fırınlanmasında distorsiyonlar görülebilir. Restorasyon, kırık sonrasında ağız içerisinde fonksiyonunu devam ettirebiliyor ve yenilenmesi için başka bir sebep yoksa, ağız içinde tamir seçeneği hasta ve hekim açısından kolaylık sağlamaktadır (165).

Çalışmamızda, ağız içi tamir sistemleri kullanılarak, avantajlarından faydalanmak hedeflenmiştir.

Ağız içi porselen tamirleri, direkt ve indirekt olarak yapılabilmektedir. Direkt tekniklerde kompozit rezinler, indirekt tekniklerde adeziv malzemeler kullanılmaktadır (159,202). Tamir materyalinin alt yapıya bağlantısını sağlamak için klinik uygulamalarda seramik yüzeyine hazırlık işlemleri gerekmektedir.

Çalışmamızda zirkonyum alt yapı porselen örneklerle aynı yüzey hazırlıkları uygulandı ve direkt ve indirekt tamir işlemlerinin bağlantı dayanımı araştırıldı.

Teknolojik gelişmelerle birlikte, yeni yöntemlerin ve yeni malzemelerin kullanımı, güncelliğini yitirmeden denenmelidir. Bu da, daha hızlı, kolay ve ekonomik olan in vitro çalışmalarla sağlanabilmektedir (203).

Çalışmamız buna dayanarak, in vitro olarak yapılmıştır. Yapılan in vitro testler, materyal özellikleri, hastaya bağlı değişkenler, dinamik okluzal yükler, yorgunluk fenomeni gibi birçok sebeple, klinik çalışmalarla desteklenmelidir. Ancak klinik çalışmalarda hasta takibi yapılması gerekmektedir ve bu da zaman almaktadır. Buna ek olarak, ağız içindeki ısı, kan, dişeti oluşu sıvısı, brüksizm, günlük fonksiyonlar, ısısal stresler, malokluzyon gibi, ağız içi ortamda olan farklı gerilimler, bağlantıyı etkilemektedir ve başarısızlığa sebep olan faktörün ayrımını sağlamayı mümkün kılmamaktadır (204).

Numune boyutları, Sang J. Lee ve arkadaşlarının 2014'te yaptığı çalışma esas alınarak 10*5*5 olarak belirlenmiştir (186,205). ISO 11405: 1994(E) da belirtilen numunelerin ağız koşullarını taklit etmesi gerekliliği sebebi ile ortalama bir keser diş boyutları ve üzerine lamina yapılan varsayım üzerinden yola çıkılmıştır. (206)

Zirkonyum alt yapılar üzerine üst yapı porseleni uygulanırken, kullanılan seramiğin özelliği ve teknik hassasiyet porselenin kırılma durumunu etkilemektedir (207). Tabakalama tekniği hassasiyet gerektiren bir tekniktir ve teknisyenin bireysel olarak tecrübesi, fırınlama sayısı ve soğuma süresi gibi değişkenlerden etkilenebilir (55,83,208).

Çalışmamızda, yüzey işlemleri, aynı teknisyenin, aynı şartlarda yapmış olduğu üst yapı porselen uygulaması sonrasında uygulanmıştır.

Kullanılan tamir materyalinin seramik yapıya bağlantısını arttırabilmek için yüzey hazırlık işlemleri uygulanmaktadır (202). Bu yüzey işlemleri seramik ile tamir materyali arasında mikromekanik ve kimyasal bağlantı sağlar (209). Yüzey işlemleri ile mekanik olarak mikropürüzlülük sağlanır ve yüzey pürüzlülüğü artırılarak yüzey gerilimi azaltılır bu da mekanik/kimyasal bağlantıyı sağlar. Kimyasal olarak da cam matriksin çözünmesi ile elde edilen fiziksel değişim ile rezinin poröz yüzeye bağlantısı sağlanır (201).

Zirkonyum ve porselen yüzeyinde elmas frezle pürüzlendirme, Al₂O₃ ile kumlama, hidroflorik asit/fosforik asit ile muamele, lazer uygulaması, airflow gibi çeşitli yüzey işlemleri kullanılabilmektedir. Silika bağlı Al₂O₃ tozu ile kumlama mekanik retansiyon ile birlikte kimyasal adezyon da sağlamak için kullanılabilir. Bunların yanında bu bağlantının artırılmasında silan ve adeziv primerleri de kullanılmaktadır (154).

Yüzey hazırlık işlemlerinden elmas frezle pürüzlendirme, mikromekanik retansiyon oluşturur. Bu işlemin maliyeti düşüktür ve kolaylıkla uygulanır (210). Bu işlem sonrasında ortaya çıkan girintilere yapıştırma ajanı sızmaktadır. Elmas frez tamir işleminde, yüzeydeki desteksiz porselenin kaldırılması için kullanılır (165). Bu işlem sonrası yüzeyde keskin düzensizlikler oluşmaktadır. Aynı zamanda işlem sonrası oluşan mikro çatlaklar, kırıklara sebep olabilmektedir (211). Zirkonya yüzeyinde yapılan elmas frezle pürüzlendirme işlemlerinde ise yüksek stres, bükülme dayanımında azalma ve faz dönüşümü görülebilmektedir (75,212). Elmas

frezle yüzey aşındırmasının genel olarak kumlamanın yapılamadığı ağız içi işlemlerde tercih edilmesi gerektiği çalışmalarda belirtilmiştir (213–215).

Çalışmamızda, zirkonya ve porselen yüzeylerde elmas frezin yaratacağı dezavantajları yaşamamak adına, yüzey işlemlerine dahil edilmemiştir.

Ağız içi tamirde uygulanan yüzey işlemlerinden birisi Al_2O_3 parçacıkları ile yapılan kumlama. Kumlama zirkonya yüzey pürüzlülüğünü arttırmak için kullanılan en yaygın metotlardan birisidir (216). Al_2O_3 ile kumlama, porselen yüzeyinde mikromekanik retansiyon oluşturur ve porselen yüzeyini fiziksel olarak değiştirerek (217,218) yüzeyi artır ve yüzeyin rezin tarafından ıslatılabilmesini sağlar (159). Al_2O_3 parçacıkları zirkonya yüzeyine uygulandığında, tetragonal fazdan monoklinik faza dönüşüm, eroziv aşınmalar ve kırıklara sebep olabilmektedir. Guazzato ve arkadaşlarının 2005'te yaptığı çalışmada ise, kumlamanın verebileceği hasarlara rağmen, zirkonyanın bükülme dayanımını arttırdığını gözlemlemişlerdir (106)

Kumlamanın tribokimyasal olarak Cojet sistemi (3M ESPE, Seefeld, Almanya) ile yapıp, ardından silan uygulanmasının Al_2O_3 kumlama göre zirkonyum oksit seramiklere bağlantıyı arttırdığı çalışmalarda gösterilmiştir (159,213,219). Tribokimyanın temel etkisi, mekanik enerji uygulanması sırasında materyalin kimyasal ve fizikokimyasal değişiklikler oluşturmastır. Silanol grubu içermeyen metal ve oksit seramikler eğer silanize edilirlse bağlantı dayanımının artacağı düşüncesiyle bu teknik geliştirilmiştir (220) Atsu ve arkadaşlarının 2006 da yaptığı çalışmada bunu destekler niteliktedir (171) Yapılan farklı bir çalışmada da, zirkonya üzerine uygulanan farklı yüzey işlemlerinin yaşlandırma sonrası kompozit rezin ve zirkonya arasındaki makaslama dayanımı incelenmiş, en yüksek bağ dayanımı Cojet sistemi ile kumlama yapıp silan uygulaması yapılan grupta bağlanma dayanımının anlamlı derecede arttığı gözlemlenmiştir (221).

Çalışmamızda, Cojet sistem ile zirkonya yüzeyli numuneler üzerinde tribokimyasal kumlama yapılarak bağlantı en üst düzeyde standardize edilmiştir.

Yüzey işlemlerinden asitle pürüzlendirme, seramiğin yüzey alanını ve enerjisini artırır, rezinin seramiğe bağlanma oranı da yüzey enerjisi ile birlikte artar (222,223). Çalışmalarda asitlemenin cam seramiklerde rezinin bağlantısının arttırdığı gözlemlenmiştir. Porselen tamirinde %5-10'luk HF ile yüzey hazırlığı

restorasyon ve rezin arasındaki bağlantıyı arttırmak için tercih edilen yöntemlerden biridir (137,224).

HF asit, silika içeren seramiklerde etkilidir ancak, zirkonyum oksit ve alüminyum oksit gibi yüksek kristalin yapıya sahip olan materyallerde camsı faz olmadığından ve silikadan yoksun olmalarından dolayı bu uygulamalara dirençlidirler (109,222,225,226). Yapılan çalışmalarda, HF asit uygulamasının zirkonya ile rezin arasında bağlantıyı arttırmadığı gösterilmiştir (227,228).

Çalışmamızda, her numuneye 120 sn asitleme yapılmıştır. Zirkonya yüzeyindeki bu uygulama, materyali temizlemek adına, porselen yüzeyinde ise, bağlantıyı güçlendirmek amacıyla yapılmıştır.

HF asitin ağız içinde kullanımı, dokularda yaratabileceği zararlı etkiler sebebi ile tartışma konusu olsa da, diş hekimliği literatüründe HF aside bağlı herhangi bir komplikasyon raporu yoktur (229) HF asidin ağız içinde porselen tamiri için uygulanırken, özellikle kole bölgesine yakın alanlarda rubberdam gibi malzemelerle iyice izole edilmesi olası zararlı etkilerinden hastaları koruyacaktır. Aynı zamanda rezin içerikli malzemelerin su abzorbe edip fiziksel özelliklerini değiştirmesinin de önüne geçilmiş olacaktır.

Çalışmamızda HF asit numunelere uygulandıktan sonra, ultrasonik temizleyici ile temizlenmiş, artıklarından arındırılmıştır.

Zirkonya yüzeyi ile tamir rezinleri arasındaki bağlantıyı kuvvetlendirmek için yüzey işlemlerini takiben yüzeyin fosfat monomeri (MDP monomeri) ile ıslatılması gerektiği, böylece mikromekanik bağlantıya ek olarak kimyasal bir bağlantı da sağlanabileceği bildirilmiştir (230,231). Fosfat monomerin metal oksitlerle kimyasal bağ oluşturabileceği gösterilmiştir. Bu durumda zirkonyanın fosfat monomer ile kimyasal bağ oluşturarak güçlü bir bağlantı sağlanabilir (230,231).

Bottino ve arkadaşlarının 2005'te yaptığı, Cojet sisteminin etkilerini inceledikleri çalışmalarında, yalnız kumlama, silika kaplama ve silan bağlama 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 (232). Bazı çalışmalarda Cojet sistemi uygulanması sonrasında silan uygulamanın, silika içerikli, cam-infiltrate alümina ve

zirkonyum oksit seramiklerinin bağlantı dayanımlarını yükselttikleri belirtilmiştir (159,232,233).

Çalışmamızda da Cojet uygulaması sonrası silan bağlayıcı ajanının numune yüzeylerine sürülerek dayanıklı bir bağ kurulması amaçlanmıştır.

Ağız içi tamir sistemlerinde başarısızlığa uğrayan porselenler için sıklıkla kompozit rezinler uygulanır ve bunun için geliştirilmiş pek çok sistem vardır (201,205,234,235). Ancak bu tip onarımlar geçici olarak görülmektedir çünkü uzun dönemde bağlanma dayanımında azalma olduğu gözlemlenmiştir. Yapılan in vitro çalışmalarda da yaşlandırma işlemleri sonrasında bağ dayanımının azaldığı gösterilmiştir (154,210,236). Ayrıca kompozit ile yapılan direkt ağız içi tamir yöntemlerinde kompozitin zamanla aşınması ve seramik kadar renk stabilitesinin bulunmaması sebebi ile prognozu tartışmalıdır (21,28).

Çalışmamızda, klinik rutinde sıklıkla yapıldığı için kontrol grubu olarak kompozit ile tamir yapılan gruplar tercih edilmiş, ancak gösterilen bu dezavantajlar sebebi ile, seramik laminalarla yapılabilecek tamir seçeneği de incelenmiştir.

Kompozit rezinlerle yapılan ağız içi direkt tamir metodunda, kullanılan kompozitin türü bağlantıyı etkilemektedir (237). Mikrofil kompozitler, mine porseleni seviyesinde olan tamir sistemlerinde kullanılabilirken, kondanse edilebilen ve hibrit türevi olan kompozitler, çiğneme basıncı ile karşı karşıya kalacak arka bölge kırıklarında kullanılmaktadır (1). Mikrofil kompozitler, ön bölgede kullanım için üretilmiştir ve ön bölge restorasyonlarda yeterli ışık geçirgenliği ve cilalanabilirlik özelliğinin yüksek olması sebebi ile tercih edilmektedir (238,239).

Çalışmamızda, mikrofil bir kompozit rezin olan Clearfil Majesty Esthetic (Kuraray) üstün estetik özellikleri ve yeterli bağlantı sağlığını gösteren çalışmalar sebebi ile tercih edilmiştir (238)

Kompozitler zamanla aşınırlar ve bununla beraber fiziksel ve kimyasal değişikliğe uğrayabilirler (240). Kompozit rezinin yüzey değişimine uğramasıyla renk uyumu da bozulmaktadır. Bunun haricinde çay, kahve ve sigara gibi boyayıcı ajan bulunduran mamüllerin tüketimi, yüzey polisajının uygun şekilde yapılmaması ve kötü oral hijyen gibi nedenler restorasyonda renk değişikliğine sebep olmaktadır (117,123).

Kompozit rezin restorasyonlarda düzgün bir bitim yüzeyi elde edebilmek amacıyla polisajla ilgili çalışmalar sıklıkla yapılmış ve yapılmaya devam etmektedir (117,123,241,242). Pratten ve arkadaşları 1988 de yaptıkları çalışmada lastiklerle daha pürüzsüz yüzeyler elde edildiğini bildirmişlerdir (243). Horton ve arkadaşlarının 1977 de yaptıkları çalışmaya göre ise uygun polisaj malzemeleri diskler ve cilalama bantlarıdır (244). Düzgün yüzey sağlanması; kompozitin markasına, doldurucu tipine, partikül ebatlarına, doldurucu miktarına, rezin tipine ve kullanılan polisaj aletinin özelliklerine göre değişkenlik gösterir (245).

Kompozit rezinler ile yapılan ağız içi tamirlerde yüzeyin renklenmesini etkileyen bitirme işleminin dezavantajları, kompozitlerin zaman içerisinde aşınması ve yüzey özelliklerinin değişimi, çalışmamızda kompozitler ile porselen laminaları kıyaslamamızın sebeplerinden biri idi. Bağlanma dayanımının lamina ile tamir yapılan grupların dördünde istatistiksel olarak anlamlı yüksek bulunması ve porselen laminaların cilalama ve bitirme işlemlerinin laboratuvarda fırınlanarak yapılıp, cilalı yüzeylerinin bozulmaması, çalışmamızda lamina ile tamir yönteminin kompozit ile tamire göre üstünlüğünü göstermiştir.

Ağız içi tamir sistemlerinden, endirekt faset uygulaması olarak bilinen lamina veneerler ile tamir yöntemi, özellikle seramiğin büyük kırık içerdiği durumlarda, direkt onarım yönteminin kullanıldığı kompozit rezinlerden daha üstün başarıya sahiptir (26,246,247). Tam seramiklerin estetik özelliklerinin kompozit rezinlere göre daha başarılı olması, renk stabilitesi göstermeleri ve aşınmaya uğramamaları, tamirde alt yapılara olan bağlantısının da yapılan çalışmalarda yeterli bulunması lamina ile porselen tamiri uygulanmasının klinik kullanımda artabileceği düşüncesini doğurmuştur. (26)

Çalışmamızda bu sebeple, bağlanma dayanımının kompozit rezinlerle kıyaslanabilmesi için, zirkonya alt yapı porselenlerin kırıklarını taklit eden numunelerimizde endirekt faset yöntemi ile tamir yapılmıştır.

Porselen laminalar, uygun hasta seçimi ve tecrübeli teknisyenlerle uzun süreli ve öngörülebilir sonuçlara sahip, üstün estetiğe sahip materyallerdir (248) CAD/CAM sistemleri için yeni malzemelerin tanıtılması ve adezyon tekniklerindeki gelişmeler, lamina veneerlerin CAD/CAM ile tek seansta yapılabilmesine olanak tanıyarak daha konservatif tedavileri mümkün kılmıştır

(249,250). CAD/CAM sistemleri ile üretilen lamina veneerlerin 5 yıllık süreçte klinik başarı oranı %99 olarak gösterilmiştir (248). Empress Cad ve Emax Cad kullanılarak yapılan lamina veneerlerin marjinal uyum, periodontal cevap ve renklenme açısından fark göstermediği çalışmalarda belirtilmiştir (251,252).

Laminaların klinikte CAD/CAM sistemleri ile tek seansta yapılabilen olması, Empress Cad materyalinin estetik özellikleri ve dayanıklılığı sebebi ile çalışmamızda laminaların üretimi için Empress Cad kullanılmıştır.

Porselen lamina veneerlerin simantasyon öncesi yapıştırılacak yüzeyine HF asit ile yüzey muamelesinin yapılması, mikromekanik tutuculuk sağlayarak bağlantı kuvvetini arttırmaktadır (173). Lamina veneerlere silan bağlayıcı uygulaması ile hem mikromekanik hem de kimyasal bağlantının yeterli derecede sağlanabildiği bilimsel olarak kanıtlanmıştır (253,254).

Çalışmamızda lamina iç yüzeylerine HF asit uygulandıktan sonra silan uygulaması yapıldı. Bu sayede bağlantı kuvvetinin artması hedeflenmiştir.

Endirekt tamir yönteminde laminaların yapıştırılmasında kullanılabilecek geliştirilmiş pek çok siman bulunmaktadır. Yapılan bir çalışmada zirkonyada uygulanan yüzey işlemlerinin, kullanılan simandan daha fazla bağlantıyı etkilediği gösterilmiştir (255). Başka bir çalışma, zirkonya yüzeyinde Panavia F 2.0'in bağlantı kuvvetini Variolink ile kıyaslamış ve daha yüksek bulmuştur (256).

Çalışmamızda bu bilgiler ışığında, endirekt faset uygulaması için MDP içerikli olan Panavia F2.0 siman olarak tercih edilmiştir.

Kompozit rezin simanlar polimerizasyon sırasında büzülür ve bu da adeziv bağlantıyı sağlayan ince siman tabakasında streslere neden olur (257–259). Bu stresler bağlanma kuvvetlerini aşarak restorasyonun ömrünü riske sokabilir (120,260). Ayrıca, simante edilmiş restorasyon üzerindeki ısırma kuvvetlerine bağlı gerilmeler gibi simandaki ilave gerilmeler, bağlanma başarısızlığı olasılığını artıracaktır. Bu nedenle siman tabakasının dizaynı önemlidir. Bununla birlikte, klinik durumda ortaya çıkan stresleri değerlendirmek için daha fazla araştırmaya ihtiyaç vardır (16). Simantasyon işlemlerinde simanın kalınlığı bu streslerde önemli rol oynar. In vitro çalışmalarda siman kalınlığının standardizasyonu için parmak basıncı yahut ağırlık kullanılabilir. Yapılan bir çalışmada bulunan sonuçlar, diş hekimleri tarafından uygulanan parmak basıncının 12 ile 67 N arasında değiştiğini

ve simantasyon sırasında uygulanan parmak basıncıyla istatistiksel olarak anlamlı bir fark ortaya koyduğunu göstermiştir (261). Yapılan başka bir araştırmada, kullanılan ağırlıkların simantasyona etkisi incelenmiş ve 10g, 50g, 100g, 500g ve 750 g ağırlıklar arasında istatistiksel anlamda fark bulunmadığı ortaya konmuştur (260). Ağız ortamında, simanların su emilimi sebebi ile boyutlarının değiştiği, bu sebeple kalın siman kullanımının restorasyonun kullanım süresini etkileyeceği belirtilmiştir (260,262).

Çalışmamızda, numunelerin simantasyonu 750 gr ağırlık kullanılarak yapılmış ve siman kalınlığında standardizasyon sağlanmıştır.

Bağlanma dayanımının yüksek olması rezinlerin polimerizasyonun ideal bir şekilde yapılması ile ilişkilidir (263). İdeal polimerizasyon için ışık yeterli süre uygulanmalı ve ışık cihazı yeterli güçte olmalıdır (264). Adeziv restorasyonlarda polimerizasyon için 550nW/cm² gücünde ışık cihazı kullanılmalıdır (265).

Çalışmamızda polimerizasyon için, bu yoğunlukta ışık veren LED (Light Emitting Diode=Işık Yayan Diyotlar), (3M ESPE, Elipar S10, Almanya) ışık cihazı kullanılmıştır.

Adezyon testi uygulanan numunelerde, polimerizasyondan hemen sonra ve 24 saat sonra yapılan ölçümlerde farklılık tespit edilmiştir. Simantasyondan hemen sonra yapılan ölçümler daha düşük değerler vermiştir ve bunun nedeninin polimerizasyonun tamamlanamaması olarak gösterilmiştir (266).

Çalışmamızda, numuneler simante edildikten sonra, nemliliğini kaybetmemesi ve polimerizasyonunun tamamlanması için 24 saat distile suda bekletilmiştir.

Termal siklus işlemi in vitro testlerde, ağız içindeki ısı değişimlerini taklit etmek ve malzemenin in vivo kullanımdaki uygunluğunu belirlemek için yaygın olarak kullanılan bir yöntemdir (159,173). Termal siklus işlemi ile bağlantı kuvvetinin azaldığı çalışmalarda gösterilmiştir (267,268). Termal siklus testleri en düşük 5°C ve en yüksek 55°C arasında, ortalama 30 saniye daldırma süresi ile yapılmaktadır. 1200 termal döngünün ortalama bir yıllık ağız içi ortamı simüle ettiği literatürde geçmekte ancak kesinlik içermemektedir (183,269).

Çalışmamızda, porselen tamirindeki başarıyı, ağız içi ortama en yakın şekilde uyarlamak ve bağlantı kuvvetini bu şartlar altında değerlendirmek adına, (270) ISO

10477-2004 'te önerildiği gibi, numuneler 5-55°C de, 30 sn daldırma süresi ile 5000 sikluse tabii tutulmuştur.

Adeziv sistemlerin dişlere bağlantısının in vitro değerlendirilmesinde kullanılan başlıca yöntemlerden biri makaslama dayanıklılık testidir (271,272). Makaslama testi bağlanma dayanım testleri içinde uygulanması ve standardizasyonu en basit olanıdır. Numune hazırlama kolaylığı ve güvenilir olması da bu testin avantajlarından (273,274). Çekme ve makaslama testleri karşılaştırıldığında lamina veneerlerin desimante olmasında makaslama kuvvetinin daha etkin olduğu bildirilmiştir (275).

Makaslama testlerinde universal test cihazının hızının sonuçları etkilediği gösterilmiştir. Birçok çalışmada makaslama testlerinde uygulanacak hız 0,5 mm/dk olarak belirlenmiştir (111,206,276,277). ISO standartlarında yaklaşım hızı $0,75 \pm 0,30$ mm/dk olarak gösterilmiştir. Yaklaşım hızı bu değerlerin üzerine çıktığı zaman bağlantı dayanımı doğru bulunamamaktadır (278).

Avantajları değerlendirilerek, çalışmamızda da universal test cihazında özel uç yardımıyla zirkonyum-kompozit ve zirkonyum-lamina ara yüzeyine 0,5 mm/dk hızla makaslama kuvveti testi tatbik edilmiş ve bağlanma dayanım değerleri ölçülmüştür.

Porselen tamiri ile ilgili yapılan çalışmalarda, makaslama testi ile bağlanma dayanımı ölçümü sonrası, örnekler stereomikroskop ile incelenerek kırık tipleri adeziv, koheziv ve kombine olarak belirlenmektedir (279). Kırık tipleri, malzemelerin klinik performansları ve bağlanma özellikleri ile ilgili bilgi verirken literatürde bağlanma dayanımı ve kırık tipleri arasında ilişki kurulması ile ilgili pek çok farklı görüş bulunmaktadır (280).

Bir çalışmada yüksek makaslama bağlanma dayanımı görülen gruplarda kombine tip kırılmanın daha çok olduğu, bağlanma dayanımı azaldıkça adeziv tipte kırıkların daha çok görüldüğü bildirilmiştir (105). Başka bir çalışmada ise, kombine ve koheziv kırık tiplerinin, adeziv kırık tiplerine göre daha çok tercih edildiği ve adeziv kırık tipinin düşük bağlanma dayanımı ile ilişkili olduğu gösterilmiştir (171).

Literatürde yer alan adeziv, koheziv ve kombine kırık tiplerinin farklı dağılımlarını içeren çalışmaların doğrultusunda herhangi bir görüşün genel geçer

bir yargı olarak kabul edilemeyeceği kanaatindeyiz. Bu nedenle çalışmaların artırılması gerekmektedir.

Çalışmamızda, makaslama testi ile bağlanma değerleri ölçüldükten sonra yapılan stereomikroskop görüntülemesi sonuçları bağlanma dayanımlarını destekler niteliktedir.

Literatürde makaslama testi ile bağlanma dayanımı ölçülen örneklerin yüzeyleri SEM kullanılarak incelenmektedir.

Çalışmamızda, her gruptan birer örnek SEM altında incelenmiştir ve kırılan yüzeylerdeki porselen ve zirkonya alanları görüntülenmiştir.

Yapılan bir çalışmada alaşım üzerine uygulanan intraoral porselen tamir materyallerinin, porselen yüzeyine uygulanmasına göre çok daha az bağlanma dayanımı sergilediği belirtilmiştir (43).

Farklı porselen tamir sistemlerinin dahil edildiği çalışmalarda bağlanma dayanımı testlerinde 6-29.9 MPa aralığında değişen sonuçlar bildirilmiştir (144,201,281–283). Başka bir çalışmadaki bağlanma dayanımı değeri 1-17 MPa aralığında rapor edilmiştir (144,284–286).

Çalışmamızda ise kullanılan iki farklı tamir yönteminde bağlanma dayanımı testlerinden 2.4 ve 12.1 MPa aralığında değerler elde edilmiştir. Çalışmamızın sonuçları diğer çalışmalarla karşılaştırıldığında benzerlik göstermektedir. Sonuçların eş değer çıkmama sebebi olarak pürüzlendirme yöntemlerindeki farklılıklar, numune boyutlarındaki farklılıklar, yüzey alanı ve kullanılan tamir materyalleri çeşitleri nedeniyle olabilir.

Bazı çalışmalarda, kompozitlerin oksit ya da metal yüzeyine bağlanma dayanımlarının porcelene olan bağlanma dayanımlarından daha az olduğunu bildirmişlerdir (20,21). Kırık yüzeyde kalan porselen miktarının bağlanmada önem taşıdığı bildirilmiştir. Çalışmada uygulanan test sonrasında oluşan kopma yüzeyleri genelde metal-kompozit ara yüzeyinde izlenmiştir (20).

Çalışmamızda da benzer şekilde örneklerdeki adeziv tip kırıklar genelde zirkonyum-kompozit veya zirkonyum-rezin siman ara yüzeyinde gerçekleşmiştir. Yüzeydeki porselen yüzdesi arttıkça, tamir sistemlerinde kombine kırıkların arttığı izlenmiştir.

Ağız içi porselen tamiri yapılan hastalarda, direkt ya da endirekt tamir fark etmeksizin, parafonksiyon mevcutsa tamir sonrası kırığın tekrarlamaması için gece plağı hazırlanmalıdır. Böylece tamir alanı yıkıcı olabilecek kuvvetlerden korunmuş olur.



8. SONUÇ

Bu tez çalışmasında kompozit rezin ve porselen laminalar ile farklı oranlarda porselen ve zirkonya içeren yüzeylere tamir yapıldı. Zirkonya destekli seramiklerde direkt ve endirekt porselen tamir sistemlerinin bağlanma dayanımı kıyaslandı ve aşağıdaki sonuçlara ulaşıldı:

- Zirkonya alt yapının tamamının açıkta kaldığı örneklerde, lamina ile yapılan porselen tamirinin bağlantı başarısı kompozit ile yapılandan daha yüksek görüldü.
- Zirkonya alt yapının büyük kısmının açıkta kaldığı örneklerde, lamina ile yapılan porselen tamirinin bağlantı başarısı kompozit ile yapılandan daha yüksek görüldü.
- Zirkonya ve porselen yüzeyin eşit oranda olduğu örneklerde, kompozit veya lamina ile yapılan tamir arasında istatistiksel olarak fark görülmedi ancak sayısal değer olarak laminalar daha yüksek bağlantı gücüne sahipti.
- Zirkonya alt yapının küçük kısmının açıkta kaldığı örneklerde lamina ile yapılan porselen tamirinin bağlantı başarısı kompozit ile yapılandan daha yüksek görüldü.
- Zirkonya alt yapının açığa çıkmadığı ve yüzeyin tamamen porselenden oluştuğu örneklerde, lamina ile yapılan porselen tamirinin bağlantı başarısı kompozit ile yapılandan daha yüksek görüldü.
- Kompozit ile tamir edilen gruplar, lamina ile tamir edilen gruplardan daha fazla adeziv kırık içerdi. Bu da, bağlantı gücü ile doğru orantılıydı.

Tamir yapılacak restorasyonun özelliklerine ve kırık alanına göre tamir materyaline karar verilmelidir. Yapılacak in vivo çalışmalar ve farklı örnek dizaynları için, daha uzun suda bekletme ve termal döngü işlemleri uygulanan ve farklı lamina malzemelerinin kullanıldığı in vitro çalışmalar yapılmasının, tamir sistemlerin stabilitelerini daha doğru ve net bir biçimde ortaya koyabileceğini düşünmekteyiz.

Güncel teknoloji ve adeziv sistemlerdeki gelişim göz önüne alındığında önümüzdeki yıllarda daha kuvvetli bağlanma sağlayacak malzemelerin geliştirilebileceği ve adeziv sistemlerin performanslarının artacağı görüşündeyiz.



9. KAYNAKLAR

1. Kartal E. Farklı Yüzey İşlemleri Uygulanmış Zirkonyum Seramiklerde Porselen Tamir Sisteminin Kesme ve Bağlanma Dayanımının Araştırılması. Necmettin Erbakan Üniversitesi Doktora Tezi; 2017
2. Dupont R. Large ceramo-metallic restorations. *Int Dent J*, 18(2):288–308,1968
3. Rosentiel S, Fujimoto J. *Contemporary Fixed Prosthodontics*. Mosby Elsevier; 2006
4. Denry I, Kelly JR. State of the art of zirconia for dental applications. *Dent Mater*, 24(3):299–307,2008
5. McLean JW, Odont D. Evolution of dental ceramics in the twentieth century. *J Prosthet Dent*, 85(1):61–6,2001
6. Fischer H, Marx R. Fracture toughness of dental ceramics: Comparison of bending and indentation method. *Dent Mater*, 18(1):12–9,2002
7. Schmalz G, Garhammer P. Biological interactions of dental cast alloys with oral tissues. *Dent Mater*, 18(5):396–406,2002
8. Imanishi A, Nakamura T, Ohyama T, Nakamura T. 3-D Finite element analysis of all-ceramic posterior crowns. *J Oral Rehabil*, 30(8):818–22,2003
9. Edelhoff D, Florian B, Weber V, Johnen C. HIP zirconia fixed partial dentures- Clinical results after 3 years of clinical service. 39(6):460–71,2008
10. Aboushelib MN, De Jager N, Kleverlaan CJ, Feilzer AJ. Microtensile bond strength of different components of core veneered all-ceramic restorations. *Dent Mater*, 21(10):984–91,2005
11. Dünder M, Özcan M, Gökçe B, Çömlekoğlu E, Leite F, Valandro LF. Comparison of two bond strength testing methodologies for bilayered all-ceramics. *Dent Mater*, 23(5):630–6,2007

12. Tinschert J. Clinical behavior of zirconia-based fixed partial dentures made of DC-Zirkon 3-year results. *Int J Prosthodont*, 21:217–22,2008
13. Aboushelib MN, Kleverlaan CJ, Feilzer AJ. Effect of Zirconia Type on Its Bond Strength with Different Veneer Ceramics. *J Prosthodont*, 17(5):401–8,2008
14. Sailer I, Gottnerb J, Kanelb S, Hammerle C. Randomized controlled clinical trial of zirconia-ceramic and metal-ceramic posterior fixed dental prostheses: a 3-year follow-up. *Int J Prosthodont*, 22:553–60,2009
15. Schmitter M, Mueller D, Rues S. Chipping behaviour of all-ceramic crowns with zirconia framework and CAD/CAM manufactured veneer. *J Dent*, 40(2):154–62,2012
16. 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*, 21(3):242–51,2005
17. Raigrodski AJ, Hillstead MB, Meng GK, Chung KH. Survival and complications of zirconia-based fixed dental prostheses: A systematic review. *J Prosthet Dent*, 107(3):170–7,2012
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*, 94(2):125–31,2005
19. Özcan M, Niedermier W. Clinical study on the reasons for and location of failures of metal-ceramic restorations and survival of repairs. *Int J Prosthodont*, 15(3):299–302,2002
20. Beck DA, Janus CE, Douglas HB. Shear bond strength of composite resin porcelain repair materials bonded to metal and porcelain. *J Prosthet Dent*, 64(5):529–33,1990
21. Hirschfeld Z, Rehany A. Esthetic repair of porcelain in a complete-mouth reconstruction: A case report. *Quintessence Int (Berl)*, 22(12):945–7,1991

22. Chadwick, Mason, Sharp. Attempted evaluation of three porcelain repair systems - what are we really testing? J Oral Rehabil, 25(8):610–5,1998
23. Haselton DR, Diaz-Arnold AM, Dunne JT. Shear bond strengths of 2 intraoral porcelain repair systems to porcelain or metal substrates. J Prosthet Dent, 86(5):526–31,2001
24. Kümbüloğlu TÖ. Porselen Restorasyonların Tamirinde Kullanılan Farklı Tamir Materyallerinin Çeşitli Yüzey Preperasyonları Uygulanarak; Kopma, Bağlanma, Kırılma Dirençlerinin İnvitro ve İn vivo Olarak Karşılaştırmalı Değerlendirilmesi. Ege Üniversitesi Doktora Tezi; 2003
25. Dupont R. Large ceramo-metallic restorations. Int Dent J, 18(2):288–308,1968
26. Aladağ A, Çömlekoğlu ME. Metal Destekli Seramik Faset ile Endirekt Seramik Kırığı Onarımı : Olgu Sunumu. EÜ Dişhek Fak Derg, 30:47–51,2009
27. Helpin ML, James Fleming DE. Laboratory technique for the laminate veneer restoration. Am Acad Pedod, 4(1):48–50,1982
28. Cardoso AC, Filho PS. Operative Dentistry Clinical and laboratory techniques for repair of fractured porcelain in fixed prostheses: A case report. Quintessence Int, 25(12):935–838,1994
29. Welsh SL, Schwab JT. Repair technique for porcelain-fused-to-metal restorations. J Prosthet Dent, 38(1):61–5,1977
30. Jones DW. Development of dental ceramics. An historical perspective. Dent Clin North Am, 29(4):621–44,1985
31. McLean JW. The reinforcement of dental porcelain with ceramic oxides. Br Dent J, 119:251–67,1965
32. Kanat B. Farklı Yöntemlerle Üst Yapıları Hazırlanan Zirkonya Destekli Kron Restorasyonlarının Kırılma Dayanımlarının Araştırılması. Ege

Üniversitesi Doktora Tezi; 2013

33. Anusavice KJ. Phillips' Science of Dental Materials. Saunders; 2003
34. Kelly JR. Clinically relevant approach to failure testing of all-ceramic restorations. J Prosthet Dent, 81(6):652–61,1999
35. Kelly JR, Nishimura I, Campbell SD. Ceramics in dentistry: Historical roots and current perspectives. J Prosthet Dent, 75(1):18–32,1996
36. McLean JW. The nature of dental ceramics and their clinic use. Sci Art Dent Ceram Vol I, :55–95,1979
37. Tuccillo JJ. The evolution of porcelain-fused-to-metal alloy systems. Dent Ceram Proc First Int Symp Ceram, :347–70,1983
38. McLean JW, Sced IR. Reinforcement of aluminous dental porcelain crowns using a platinum alloy preformed coping technique. Br Dent J, 163(11):347–52,1987
39. Çakır S. Zirkonyum Dioksit Alt Yapı Üzerine Uygulanan Farklı Yüzey İşlemlerinin ve Tekrarlanan Fırınlamanın Üst Yapı Porseleninin Bağlanma Dayanımına Etkisinin İnvitro Olarak İncelenmesi. İstanbul Üniversitesi Doktora Tezi; 2011
40. O'Brien WJ. Dental Materials and Their Selection. 4th ed. Quintessence Publishing Co; 2002
41. Coşkun A, Yaluğ S. Metal Desteksiz Porselen Sistemleri. Cumhuriyet Üniversitesi Dişhekimliği Fakültesi Derg, 5(2):97–102,2002
42. Yöndem İ. Farklı yüzey bitirme işlemlerinin metal desteksiz seramik restorasyonlarda yüzey pürüzlülüğü ve kırılma dayanımları üzerindeki etkisinin karşılaştırmalı olarak incelenmesi. Selçuk Üniversitesi Doktora Tezi; 2006
43. Zaimoğlu A, Can G, Ersoy A, Aksu L. Dişhekimliğinde Maddeler Bilgisi. Ankara Üniversitesi; 1993

44. McCabe JF, Walls A. Applied Dental Materials. Wiley; 1994
45. Akin E. Diş Hekimliğinde Porselen. 3. Baskı. İstanbul Üniversitesi; 1–3,1990
46. Mormann WH, Bindl A. The new creativity in ceramic restorations: Dental CAD-CIM. Oper Dent, 27:821–8,1996
47. Schillenburg H. Fundamentals of Fixed Prosthodontics. 3rd ed. Chicago: Quintessence Publishing Co;1997
48. Conrad HJ, Seong WJ, Pesun IJ. Current ceramic materials and systems with clinical recommendations: A systematic review. J Prosthet Dent, 98(5):389–404,2007
49. Guess PC, Schultheis S, Bonfante EA, Coelho PG, Ferencz JL, Silva NRFA. All-ceramic systems: Laboratory and clinical performance. Vol. 55, Dental Clinics of North America. W.B. Saunders; 333–52,2011
50. Guazzato M, Albakry M, Ringer SP, Swain M V. Strength, fracture toughness and microstructure of a selection of all-ceramic materials. Part II. Zirconia-based dental ceramics. Dent Mater, 20(5):449–56,2004
51. Höland W, Schweiger M, Watzke R, Peschke A, Kappert H. Ceramics as biomaterials for dental restoration. Vol. 5, Expert Review of Medical Devices. Taylor & Francis; 2008. p. 729–45,2008
52. Höland W, Schweiger M, Frank M, Rheinberger V. A Comparison of the Microstructure and Properties of the IPS Empress 2 and the IPS Empress Glass-Ceramics. J Biomed Mater Res, 53(4):297–303,2000
53. Pagniano RP, Seghi RR, Rosenstiel SF, Wang R, Katsube N. The effect of a layer of resin luting agent on the biaxial flexure strength of two all-ceramic systems. J Prosthet Dent, 93(5):459–66,2005
54. Ritzberger C, Apel E, Höland W, Peschke A, Rheinberger V. Properties and Clinical Application of Three Types of Dental Glass-Ceramics and Ceramics

for CAD-CAM Technologies. *Materials (Basel)*, 3(6):3700–13,2010

55. Guess PC, Zavanelli RA, Silva NRFA, Bonfante EA, Coelho PG, Thompson VP. Monolithic CAD/CAM lithium disilicate versus veneered Y-TZP crowns: comparison of failure modes and reliability after fatigue. *Int J Prosthodont*, 23(5):434–42,2010
56. IPS e.max ZirCAD Bilimsel Dökümantasyon Kataloğu.
57. Fasbinder DJ. Materials for chairside CAD/CAM restorations. *Compend Contin Educ Dent*, 31(9),2010
58. Uslu YS, Ulukapı H. Materials Used on Indirect Restorations and Production Methods In vitro investigation of effect of calcium phosphate and nano-hydroxyapatite containing desensitizing agents with combination of different lasers on dentin hypersensitivity. *Türkiye Klin*, :17–27,2020
59. Sakaguchi RL, Powers J. *Craig's Restorative Dental Materials*. 13th ed. Mosby Elsevier; 2012
60. Reich S, Hornberger H. The effect of multicolored machinable ceramics on the esthetics of all-ceramic crowns. *J Prosthet Dent*, 88(1):44–9,2002
61. Xiao-Ping L, Jie-Mo T, Yun-Long Z, Ling W. Strength and fracture toughness of MgO-modified glass infiltrated alumina for CAD/CAM. *Dent Mater*, 18(3):216–20,2002
62. Giordano R, Cima M, Poher R. Effect of surface finish on the flexural strength of feldspathic and aluminous dental ceramics. *Int J Prosthodont*, 8(4):311–9,1995
63. Guazzato M, Albakry M, Swain MV, Ironside J. Mechanical properties of In-Ceram Alumina and In-Ceram Zirconia. *Int J Prosthodont*, 15(4):339–46,
64. McLaren EA. All-ceramic alternatives to conventional metal-ceramic restorations. *Compend Contin Educ Dent*, 19(3),1998
65. Magne P, Belser U. Esthetic improvements and in vitro testing of In-Ceram

Alumina and Spinell ceramic. *Int J Prosthodont*, 10:459–66,1997

66. Fradeani M, Redemagni D. An 11-year clinical evaluation of leucite-reinforced glass-ceramic crowns: A retrospective study. *Quintessence Int*, 33:503–10,2002
67. McLaren EA, White SN. Glass-infiltrated zirconia/alumina-based ceramic for crowns and fixed partial dentures. *Pract Periodontics Aesthet Dent*, 11(8):985–94,1999
68. Chong K-H, Chai J, Takahashi Y, Wozniak W. Flexural strength of In-Ceram alumina and In-Ceram zirconia core materials. *Int J Prosthodont*, 15(2):183–8,2002
69. FRADEANI, M. Five-year follow-up with Procera all-ceramic crowns. *Quintessence Int*, 36:105–13,2005
70. Odén A, Andersson M, Krystek-Ondracek I, Magnusson D. Five-year clinical evaluation of Procera AllCeram crowns. *J Prosthet Dent*, 80(4):450–6,1998
71. Wagner WC, Chu TM. Biaxial flexural strength and indentation fracture toughness of three new dental core ceramics. *J Prosthet Dent*, 76(2):140–4,1996
72. Denissen H., Van Der Zel JM, van Waas MA. Measurement of the Margins of Partial-Coverage Tooth Preparations for CAD/CAM. *Int J Prosthodont*, 12:395–400,1999
73. Piconi C, Maccauro G. Zirconia as a ceramic biomaterial. *Biomaterials*, 20(1):1–25,1999
74. Vagkopoulou T, Koutayas SO, Koidis P, Strub JR. Zirconia in dentistry: Part 1. Discovering the nature of an upcoming bioceramic. *Eur J Esthet Dent*, 4(2):130–51,2009
75. Karakoca S, Yılmaz H. Influence of surface treatments on surface roughness,

- phase transformation, and biaxial flexural strength of Y-TZP ceramics. J Biomed Mater Res Part B Appl Biomater, 91B(2):930–7,2009
76. Clarke, I C; Manaka, M; Green, D D; Williams P. Current Status of Zirconia Used in Total HIP Implants. :73-84.,2003
 77. Raigrodski AJ. Contemporary all-ceramic fixed partial dentures: a review. Dent Clin North Am, 48(2):531–44,2004
 78. Kosmač T, Oblak C, Jevnikar P, Funduk N, Marion L. The effect of surface grinding and sandblasting on flexural strength and reliability of Y-TZP zirconia ceramic. Dent Mater, 15(6):426–33,1999
 79. Koçak A. Cercon Zirconia Sistemi ile Yapılan Posterior Sabit Protezlerin Uzun Dönem Klinik Başarılarının İncelenmesi. Marmara Üniversitesi Doktora Tezi; 2006
 80. Jeong S-M, Ludwig K, Kern M. Investigation of the fracture resistance of three types of zirconia posts in all-ceramic post-and-core restorations. Int J Prosthodont, 15(2):154–8,2002
 81. Denry IL. Recent advances in ceramics for dentistry. Crit Rev Oral Biol Med, 7(2):134–43,1996
 82. Lava™ Plus High Translucency Zirconia System. Technical Product Profile. 3M™ Espe™. 2012
 83. Tsalouchou E, Cattell MJ, Knowles JC, Pittayachawan P, McDonald A. Fatigue and fracture properties of yttria partially stabilized zirconia crown systems. Dent Mater, 24(3):308–18,2008
 84. Piwowarczyk A, Lauer HC, Sorensen JA. The shear bond strength between luting cements and zirconia ceramics after two pre-treatments. Oper Dent, 30(3):382–8,2005
 85. Hint Els Technical Product File.
 86. Pak Tunç E, ŞEN D. Zirkonya restorasyonlarda CAD CAM teknolojisi ve

Alt yapı şekillendirilmesi. Türkiye Klin, 3(2):104–12,2017

87. Özcan MM. CAD/CAM Seramiklerinin Fonksiyon Sonrası Oluşan Mekanik Değişikliklerinin Değerlendirilmesi. İstanbul Üniversitesi Doktora Tezi; 2018
88. Giordano RA. CAD/CAM: overview of machines and materials. J Mass Dent Soc, 51(1):12–5,2002
89. Luthardt RG, Holzhüter MS, Rudolph H, Herold V, Walter MH. CAD/CAM-machining effects on Y-TZP zirconia. Dent Mater, 20(7):655–62,2004
90. Besimo CE, Spielmann HP, Rohner HP. Computer-assisted generation of all-ceramic crowns and fixed partial dentures. Int J Comput Dent, 4(4):243–62,2001
91. Ottl P, Piwowarczyk A, Lauer HC, Hegenbarth EA. The Procera AllCeram System. Int J Periodontics Restorative Dent, 20(2):151–15161,2000
92. Heymann HO, Bayne SC, Sturdevant JR, Wilder AD, Roberson TM. The clinical performance of CAD-CAM-generated ceramic inlays: A four-year study. J Am Dent Assoc, 127(8):1171–5,1996
93. Otto T, De Nisco S. Computer-manufactured, direct ceramic restorations: a prospective, clinical 10-year study of Cerec CAD-CAM inlays and onlays. Riv Mens Svizz di Odontol e Stomatol, 113(2):156–69,2003
94. Şahin E, Aktaş G, Özcan N, Aydın D, Akça K. Restoratif Diş Hekimliğinde CAD / CAM Klinik Uygulamalar. Hacettepe Diş Hekim Fakültesi Derg, 33(4):34–40,2009
95. Vita Celay Zirkonya Blanks working instructions Brochure B.
96. Zeno-TEC technical product profile.
97. Lin W-S, Ercoli C, Feng C, Morton D. The Effect of Core Material, Veneering Porcelain, and Fabrication Technique on the Biaxial Flexural Strength and Weibull Analysis of Selected Dental Ceramics. J Prosthodont,

21(5):353–62,2012

98. IPS e.max Lityum Disilikat Bilimsel Rapor Kataloğu.
99. Ansong R, Flinn B, Chung KH, Mancl L, Ishibe M, Raigrodski AJ. Fracture toughness of heat-pressed and layered ceramics. J Prosthet Dent, 109(4):234–40,2013
100. Tan JP, Sederstrom D, Polansky JR, McLaren EA, White SN. The use of slow heating and slow cooling regimens to strengthen porcelain fused to zirconia. J Prosthet Dent, 107(3):163–9,2012
101. Belli R, Frankenberger R, Appelt A, Schmitt J, Baratieri LN, Greil P, et al. Thermal-induced residual stresses affect the lifetime of zirconia-veneer crowns. Dent Mater, 29(2):181–90,2013
102. Ersöz AE. Farklı Tam Seramik Alt Yapı Materyallerinin Veneerlenmesinde Kullanılan Üst Yapı Seramiğinin Makaslama Kuvvet Dayanımına Karşı Direncinin Karşılaştırılması ve Liner Uygulamasının Bağlantıya Etkisi. Başkent Üniversitesi Doktora Tezi; 2013
103. Saito A, Komine F, Blatz MB, Matsumura H. A comparison of bond strength of layered veneering porcelains to zirconia and metal. J Prosthet Dent, 104(4):247–57,2010
104. Sailer I, Pjetursson BE, Zwahlen M, Hämmerle 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 dental prostheses. Clin Oral Implants Res, 18(SUPPL. 3):86–96,2007
105. Al-Dohan HM, Yaman P, Dennison JB, Razzoog ME, Lang BR. Shear strength of core-veneer interface in bi-layered ceramics. J Prosthet Dent, 91(4):349–55,2004
106. Guazzato M, Quach L, Albakry M, Swain M V. Influence of surface and heat treatments on the flexural strength of Y-TZP dental ceramic. J Dent, 33(1):9–18,2005

107. Proos K, Swain M, Ironside J, Steven G. Influence of Core Thickness on a Crown by FEA Proos et al Materials and Methods. Int J Prosthodont, 16(5):474–80,2003
108. 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, 22(3):234–42,2006
109. Fischer J, Stawarczyk B. Compatibility of machined Ce-TZP/Al₂O₃ nanocomposite and a veneering ceramic. Dent Mater, 23(12):1500–5,2007
110. Nalbant D, Ömeroğlu N. Farklı Porselen Laminate Veneer Yapım Yöntemlerinin Mikrosızıntı Yönünden Karşılaştırmalı Olarak Değerlendirilmesi. Atatürk Üniversitesi Diş Hekim Fakültesi Derg, 11:5–11,2001
111. Yılmaz B. Farklı siman ve preparasyon tiplerinin premolar dişlere uygulanan porselen laminate veneerlerin retansiyonuna etkisinin karşılaştırılması. İstanbul Medipol Üniversitesi Uzmanlık Tezi; 2016
112. Üstün Ö. Laminate veneerlerde termal ve yükleme kuvvetlerinin oluşturduğu stres dağılımının üç boyutlu sonlu elemanlar metodu ile incelenmesi. Selçuk Üniversitesi Doktora Tezi; 2008
113. Öztürk E. Porselen Laminat Veneerlerin Mineye, Dentine ve Mine-Dentin Kompleksine Adezyonunda Farklı Rezin Simanların Kullanılmasının Makaslama Bağlanma Dayanıklılığı Üzerine Etkisi. Hacettepe Üniversitesi Doktora Tezi; 2011
114. Beier U, Kapferer I, Burtscher D, Dumfahrt H. Clinical performance of porcelain laminate veneers for up to 20 years. J Prosthet Dent, 25:79–85,2012
115. Peumans M, Van Meerbeek B, Lambrechts P, Vanherle G. Porcelain veneers: A review of the literature. J Dent, 28(3):163–77,2000
116. Lin TM, Liu PR, Ramp LC, Essig ME, Givan DA, Pan YH. Fracture

resistance and marginal discrepancy of porcelain laminate veneers influenced by preparation design and restorative material in vitro. *J Dent*, 40(3):202–9,2012

117. Lutz F, Phillips RW. A classification and evaluation of composite resin systems. *J Prosthet Dent*, 50(4):480–8,1983
118. Llobell A, Nicholls JJ, Kois JC, Daly CH. Fatigue life of porcelain repair systems. *Int J Prosthodont*, 5(3):205–13,1992
119. Creugers NHJ, Snoek PA, Käyser AF. An experimental porcelain repair system evaluated under controlled clinical conditions. *J Prosthet Dent*, 68(5):724–7,1992
120. Geurtsen W. Substances released from dental resin composites and glass ionomer cements. *Eur J Oral Sci*, 106(2):687–95,1998
121. Ruyter IE, Øysaet H. Composites for use in posterior teeth: Composition and conversion. *J Biomed Mater Res*, 21(1):11–23,1987
122. Ferracane JL. Current trends in dental composites. *Crit Rev Oral Biol Med*, 6(4):302–18,1995
123. Lutz F, Setcos JC, Phillips RW. New Finishing Instruments for Composite Resins. *J Am Dent Assoc*, 107(4):575–80,1983
124. Simonsen J. Tensile bond strength of etched porcelain. *J Dent Res*, 62:297,1983
125. Stangel I, Nathanson D, Hsu CS. Shear Strength of the Composite Bond to Etched Porcelain. *J Dent Res*, 66(9):1460–5,1987
126. McKinney JE, Wu W. Relationship Between Subsurface Damage and Wear of Dental Restorative Composites. *J Dent Res*, 61(9):1083–8,1982
127. Drummond JL. Cyclic fatigue of composite restorative materials. *J Oral Rehabil*, 16(5):509–20,1989

128. Palta N. Farklı Renk ve Kalınlıktaki TranslÜsent Zirkonyanın Rezin Siman Polimerizasyonuna Etkisi. Gaziantep Üniversitesi Doktora Tezi; 2015
129. Rosenstiel SF, Land MF, Crispin BJ. Dental Luting Agents: A Review of the Current Literature. J Prosthet Dent, 80(3):280–301,1998
130. Hill EE. Dental Cements for Definitive Luting: A Review and Practical Clinical Considerations. Dent Clin North Am, 51(3):643–58,2007
131. Özdemir H. Lityum Disilikat Seramiklerde Rezin Siman Bağlantısı ve Baskı Dayanımının İn Vitro Olarak Değerlendirilmesi. Atatürk Üniversitesi Doktora Tezi; 2013
132. Altintas SH, Usumez A. Evaluation of monomer leaching from a dual cured resin cement. J Biomed Mater Res - Part B Appl Biomater, 86(2):523–9,2008
133. Hofmann N, Papsthart G, Hugo B, Klaiber B. Comparison of photo-activation versus chemical or dual-curing of resin-based luting cements regarding flexural strength, modulus and surface hardness. J Oral Rehabil, 28(11):1022–8,2001
134. Erbaşar RC. Cam Fiber ve Zirkonyum Seramik Postların Üç Farklı Adeziv Siman Kullanılarak, Tek Köklü Dişlerde Simantasyonu Sonucu Oluşan Mikrosızıntının Karşılaştırılmalı Olarak İncelenmesi. Gazi Üniversitesi Doktora Tezi; 2011
135. Dunn WJ, Bush AC. A comparison of polymerization by light-emitting diode and halogen-based light-curing units. J Am Dent Assoc, 133(3):335–41,2002
136. Guiraldo RD, Consani S, Mastrofrancisco S, Consani RLX, Sinhoreti MAC, Correr-Sobrinho L. Influence of light curing unit and ceramic thickness on temperature rise during resin cement photo-activation. Bull Tokyo Dent Coll, 49(4):173–8,2008
137. Özcan M. Evaluation of alternative intra-oral repair techniques for fractured ceramic-fused-to-metal restorations. J Oral Rehabil, 30(2):194–203,2003

138. Gönüldaş F, Öztaş DD. Tekrarlanan firinlamaların farklı tam seramik sistemler üzerine etkisinin densitometrik analizi. 42(3):165–75,2015
139. Subaşı MG, Demir N, Kara Ö, Nilgun Ozturk A, Özel F. Mechanical properties of zirconia after different surface treatments and repeated firings. J Adv Prosthodont, 6(6):462–7,2014
140. dos Santos JG, Fonseca RG, Adabo GL, dos Santos Cruz CA. Shear bond strength of metal-ceramic repair systems. J Prosthet Dent, 96(3):165–73,2006
141. Altıntaş E. Zirkonyum seramik ayrilmalarında kullanılan üç farklı tamir sisteminin kırılma tiplerine göre in vitro olarak bağlanma dayanımlarının karşılaştırılması. Dicle Üniversitesi Doktora Tezi; 2013
142. Pameijer CH, Louw NP, Fischer D. Repairing fractured porcelain: How surface preparation affects shear force resistance. J Am Dent Assoc, 127(2):203–9,1996
143. Hooshmand T, Van Noort R, Keshvad A. Bond durability of the resin-bonded and silane treated ceramic surface. Dent Mater, 18(2):179–88,2002
144. Wolf DM, Powers JM, O’Keefe KL. Bond strength of composite to porcelain treated with new porcelain repair agents. Dent Mater, 8(3):158–61,1992
145. Sorensen JA, Kang SK, Avera SP. Porcelain-composite interface microleakage with various porcelain surface treatments. Dent Mater, 7(2):118–23,1991
146. Tjan AH, Nemetz H. A comparison of the shear bond strength between two composite resins and two etched ceramic materials. Int J Prosthodont, 1(1):73–9,1988
147. Freilich MA, Karmaker AC, Burstone CJ, Goldberg AJ. Development and clinical applications of a light-polymerized fiber-reinforced composite. J Prosthet Dent, 80(3):311–8,1998

148. Diaz-Arnold AM, Schneider RL, Aquilino SA. Bond strengths of intraoral porcelain repair materials. *J Prosthet Dent*, 61(3):305–9,1989
149. Denehy G, Bouschlicher M, Vargas M. Intraoral repair of cosmetic restorations. *Dent Clin North Am*, 42(4):719–37,1998
150. Kumbuloglu O, User A, Toksavul S, Vallittu PK. Intra-oral adhesive systems for ceramic repairs: A comparison. *Acta Odontol Scand*, 61(5):268–72,2003
151. Rosentritt M, Behr M, Kolbeck C, Lang R, Handel G. In vitro repair of all-ceramic and fibre-reinforced composite crowns. *Eur J Prosthodont Restor Dent*, 8(3):107–12,2000
152. Moghadam B. Intraoral repair of fractured porcelain using porcelain laminate veneer. *Pract Periodontics Aesthet Dent*, 6(1):65–6, 68,1994
153. Calamia JR. Clinical evaluation of etched porcelain veneers. *Am J Dent*, 2(1):9–15,1989
154. Thurmond JW, Barkmeier WW, Wilwerding TM. Effect of porcelain surface treatments on bond strengths of composite resin bonded to porcelain. *J Prosthet Dent*, 72(4):355–9,1994
155. Kupiec KA, Wuertz KM, Barkmeier WW, Wilwerding TM. Evaluation of porcelain surface treatments and agents for composite-to-porcelain repair. *J Prosthet Dent*, 76(2):119–24,1996
156. Jardel V, Degrange M, Picard B, Derrien G. Surface Energy of Etched Ceramic. 19:415–8,1999
157. Özcan M, Allahbeickaraghi A, Dündar M. Possible hazardous effects of hydrofluoric acid and recommendations for treatment approach: A review. *Clin Oral Investig*, 16(1):15–23,2012
158. Newburg R, Pameijer CH. Composite resins bonded to porcelain with silane solution. *J Am Dent Assoc*, 96(2):288–91,1978
159. Özcan M, Vallittu PK. Effect of surface conditioning methods on the bond

- strength of luting cement to ceramics. *Dent Mater*, 19(8):725–31,2003
160. Sposetti VJ, Shen C, Levin AC. The effect of topical fluoride application on porcelain restorations. *J Prosthet Dent*, 55(6):677–82,1986
 161. Tylka DF, Stewart GP. Comparison of acidulated phosphate fluoride gel and hydrofluoric acid etchants for porcelain-composite repair. *J Prosthet Dent*, 72(2):121–7,1994
 162. Al Edris A, Al Jabr A, Cooley RL, Barghi N. SEM evaluation of etch patterns by three etchants on three porcelains. *J Prosthet Dent*, 64(6):734–9,1990
 163. Sun R, Suansuwan N, Kilpatrick N, Swain M. Characterisation of tribochemically assisted bonding of composite resin to porcelain and metal. *J Dent*, 28(6):441–5,2000
 164. Frankenberger R, Krämer N, Sindel J. Repair strength of etched vs silica-coated metal-ceramic and all-ceramic restorations. *Oper Dent*, 25(3):209–15,2000
 165. Özcan M, Valandro LF, Amaral R, Leite F, Bottino MA. Bond strength durability of a resin composite on a reinforced ceramic using various repair systems. *Dent Mater*, 25(12):1477–83,2009
 166. Goldman L, Gray JA, Goldman J, Goldman B, Meyer R. Effect of Laser Beam Impacts on Teeth. *J Am Dent Assoc*, 70(3):601–6,1965
 167. Dundar B, Guzel KG. An analysis of the shear strength of the bond between enamel and porcelain laminate veneers with different etching systems: Acid and Er,Cr:YSGG laser separately and combined. *Lasers Med Sci*, 26(6):777–82,2011
 168. 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*, 28(4):471–5,2010

169. Çapa N, Özkurt Z, Kazazoğlu E. Ağız İçi Porselen Tamir Sistemleri. 16(1):34–40,2006
170. Aida M, Hayakawa T, Mizukawa K. Adhesion of composite to porcelain with various surface conditions. J Prosthet Dent, 73(5):464–70,1995
171. Atsu SS, Kilicarslan MA, Kucukesmen HC, Aka PS. Effect of zirconium-oxide ceramic surface treatments on the bond strength to adhesive resin. J Prosthet Dent, 95(6):430–6,2006
172. Burke FJ, Grey NJ. Repair of fractured porcelain units: Alternative approaches. Br Dent J, 176(7):251–6,1994
173. Blatz MB, Sadan A, Kern M. Resin-ceramic bonding: A review of the literature. J Prosthet Dent, 89(3):268–74,2003
174. Gale MS, Darvell BW. Thermal cycling procedures for laboratory testing of dental restorations. J Dent, 27(2):89–99,1999
175. Palmer DS, Barco MT, Billy EJ. Temperature extremes produced orally by hot and cold liquids. J Prosthet Dent, 67(3):325–7,1992
176. Longman CM. Variation in temperature of the oral cavity during the imbibition of hot and cold fluids. J Dent Res, 63:521,1984
177. Kocaagaoglu HH. Porselen Tamir Sistemlerinin Altyapı Materyallerine Olan Bağlantı Kuvvetinin İnvitro Değerlendirilmesi. Erciyes Üniversitesi Doktora Tezi; 2013
178. D’Amario M, Campidoglio M, Morresi AL, Luciani L, Marchetti E, Baldi M. Effect of thermocycling on the bond strength between dual-cured resin cements and zirconium-oxide ceramics. J Oral Sci, 52(3):425–30,2010
179. Oyagüe RC, Monticelli F, Toledano M, Osorio E, Ferrari M, Osorio R. Effect of water aging on microtensile bond strength of dual-cured resin cements to pre-treated sintered zirconium-oxide ceramics. Dent Mater, 25(3):392–9,2009

180. Bullard RH, Leinfelder KF, Russell CM. Effect of coefficient of thermal expansion on microleakage. *J Am Dent Assoc*, 116(7):871–4,1988
181. Versluis A, Douglas WH, Sakaguchi RL. Thermal expansion coefficient of dental composites measured with strain gauges. *Dent Mater*, 12(5–6):290–4,1996
182. Rosentritt M, Behr M, van der Zel JM, Feilzer AJ. Approach for valuating the influence of laboratory simulation. *Dent Mater*, 25(3):348–52,2009
183. Preis V, Behr M, Hahnel S, Handel G, Rosentritt M. In vitro failure and fracture resistance of veneered and full-contour zirconia restorations. *J Dent*, 40(11):921–8,2012
184. Blatz MB, Sadan A, Martin J, Lang B. In vitro evaluation of shear bond strengths of resin to densely-sintered high-purity zirconium-oxide ceramic after long-term storage and thermal cycling. *J Prosthet Dent*, 91(4):356–62,2004
185. Kern M, Thompson VP. Bonding to glass infiltrated alumina ceramic: Adhesive methods and their durability. *J Prosthet Dent*, 73(3):240–9,1995
186. Specification T. ISO/TR 11405: 1994(E).
187. Lang LA, Wang RF, Kang B, White SN. Validation of finite element analysis in dental ceramics research. *J Prosthet Dent*, 86(6):650–4,2001
188. Council on Dental Materials I and E. Dentin bonding systems: an update. Council on Dental Materials, Instruments, and Equipment. *J Am Dent Assoc*, 114(1):91–5,1987
189. Tinschert J, Natt G, Hassenpflug S, Spiekermann H. Status of current CAD/CAM technology in dental medicine. *Int J Comput Dent*, 7(1):25–45,2004
190. Chang JC, Powers JM, Hart D. Bond Strength of Composite to Alloy Treated With Bonding Systems. *J Prosthodont*, 2(2):110–4,1993

191. Bona A Della. Etching porcelain with APF : etching time vs. concentration. J Dent Res, 72:187,1993
192. Queiroz JRC, Benetti P, Massi M, Junior LN, Della Bona A. Effect of multiple firing and silica deposition on the zirconia-porcelain interfacial bond strength. Dent Mater, 28(7):763–8,2012
193. Swartz ML, Phillips RW. A method of measuring the adhesive characteristics of dental cement. J Am Dent Assoc, 50(2):172–7,1955
194. Van Meerbeek B, Peumans M, Poitevin A, Mine A, Van Ende A, Neves A, et al. Relationship between bond-strength tests and clinical outcomes. Dental Materials, 26:100–21,2010
195. Oilo G. Bond strength testing--what does it mean? Int Dent J, 43(5):492–8,1993
196. Seitavuopio P. The roughness and imaging characterisation of different pharmaceutical surfaces. 2006
197. Anusavice KJ, Kakar K, Ferree N. Which mechanical and physical testing methods are relevant for predicting the clinical performance of ceramic-based dental prostheses? Clin Oral Implants Res, 18(3):218–31,2007
198. Derand T, Molin M, Kvam K. Bond strength of composite luting cement to zirconia ceramic surfaces. Dent Mater, 21(12):1158–62,2005
199. Silva NRFA, Sailer I, Zhang Y, Coelho PG, Guess PC, Zembic A, et al. Performance of zirconia for dental healthcare. Materials (Basel), 3(2):863–96,2010
200. Raigrodski AJ, Chiche GJ, Potiket N, Hochstedler JL, Mohamed SE, Billiot S, et al. The efficacy of posterior three-unit zirconium-oxide-based ceramic fixed partial dental prostheses: A prospective clinical pilot study. J Prosthet Dent, 96(4):237–44,2006
201. Chung K hung, Hwang Y chang. Bonding strengths of porcelain repair

- systems with various surface treatments. *J Prosthet Dent*, 78(3):267–74,1997
202. Valandro LF, Özcan M, 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 Article. *Dent Mater*, 8(3):175–81,2006
 203. Buonocore MG, Matsui A, Gwinnett AJ. Penetration of resin dental materials into enamel surfaces with reference to bonding. *Arch Oral Biol*, 13(1):61-20,1968
 204. Nikaido T, Kunzelmann KH, Chen H, Ogata M, Harada N, Yamaguchi S, et al. Evaluation of thermal cycling and mechanical loading on bond strength of a self-etching primer system to dentin. *Dent Mater*, 18(3):269–75,2002
 205. Lee SJ, Cheong CW, Wright RF, Chang BM. Bond strength of the porcelain repair system to all-ceramic copings and porcelain. *J Prosthodont*, 23(2):112–6,2014
 206. Braga RR, Meira JBC, Boaro LCC, Xavier TA. Adhesion to tooth structure: A critical review of “macro” test methods. *Dent Mater*, 26(2):38–49,2010
 207. Ishibe M, Raigrodski AJ, Flinn BD, Chung KH, Spiekerman C, Winter RR. Shear bond strengths of pressed and layered veneering ceramics to high-noble alloy and zirconia cores. *J Prosthet Dent*, 106(1):29–37,2011
 208. Stawarczyk B, Özcan M, Roos M, Trottmann A, Sailer I, Hämmerle CHF. Load-bearing capacity and failure types of anterior zirconia crowns veneered with overpressing and layering techniques. *Dent Mater*, 27(10):1045–53,2011
 209. Akyıl MŞ, Uzun IH, Bayındır F. Bond strength of resin cement to yttrium-stabilized tetragonal zirconia ceramic treated with air abrasion, silica coating, and laser irradiation. *Photomed Laser Surg*, 28(6):801–8,2010
 210. Leibrock A, Degenhart M, Behr M, Rosentritt M, Handel G. In vitro study of the effect of thermo- and load-cycling on the bond strength of porcelain repair systems. *J Oral Rehabil*, 26(2):130–7,1999

211. Jain S, Parkash H, Gupta S, Bhargava A. To evaluate the effect of various surface treatments on the shear bond strength of three different intraoral ceramic repair systems: An in vitro study. *J Indian Prosthodont Soc*, 13(3):315–20,2013
212. Mosharraf R, Rismanchian M, Savabi O, Ashtiani AH. Influence of surface modification techniques on shear bond strength between different zirconia cores and veneering ceramics. *J Adv Prosthodont*, 3(4):221–8,2011
213. Qeblawi DM, Muñoz CA, Brewer JD, Monaco EA. The effect of zirconia surface treatment on flexural strength and shear bond strength to a resin cement. *J Prosthet Dent*, 103(4):210–20,2010
214. Kosmač T, Oblak C, Jevnikar P, Funduk N, Marion L. Strength and reliability of surface treated Y-TZP dental ceramics. *J Biomed Mater Res*, 53(4):304–13,2000
215. Xu HHK, Jahanmir S, Ives LK. Effect of grinding on strength of tetragonal zirconia and zirconia-toughened alumina. *Mach Sci Technol*, 1(1):49–66,1997
216. Usumez A, Hamdemirci N, Koroglu BY, Simsek I, Parlar O, Sari T. Bond strength of resin cement to zirconia ceramic with different surface treatments. *Lasers Med Sci*, 28(1):259–66,2013
217. Swift EJ. New adhesive resins. A status report for the American Journal of Dentistry. Vol. 2, American journal of dentistry. 1989. p. 258–60,1989
218. Attia A. Influence of surface treatment and cyclic loading on the durability of repaired all-ceramic crowns. *J Appl Oral Sci*, 18(2):194–200,2010
219. Kirmali O, Kapdan A, Harorli OT, Barutcugil C, Ozarslan MM. Efficacy of ceramic repair material on the bond strength of composite resin to zirconia ceramic. *Acta Odontol Scand*, 73(1):28–32,2015
220. Sevmez H, Bankoğlu Güngör M, Yılmaz H. Surface Treatments of All Ceramic Restoration. *J Ege Univ Sch Dent*, 39(3):148–59,2018

221. Çevik P, Cengiz D. Farklı yüzey işlemlerinin zirkonyanın ağız içi tamirine etkisi. *Selcuk Dent J*,2017
222. Bona A Della, Shen C, Anusavice KJ. Work of adhesion of resin on treated lithia disilicate-based ceramic. *Dent Mater*, 20(4):338–44,2004
223. Zogheib LV, Della Bona A, Kimpara ET, McCabe JF. Effect of hydrofluoric acid etching duration on the roughness and flexural strength of a lithium disilicate-based glass ceramic. *Braz Dent J*, 22(1):45–50,2011
224. Calamia JR. Etched porcelain veneers: the current state of the art. *Quintessence Int*, 16(1):5–12,1985
225. Thompson JY, Stoner BR, Piascik JR, Smith R. Adhesion/cementation to zirconia and other non-silicate ceramics: Where are we now? *Dent Mater*, 27(1):71–82,2011
226. Bona A Della, Borba M, Benetti P, Cecchetti D. Effect of surface treatments on the bond strength of a zirconia-reinforced ceramic to composite resin. *Braz Oral Res*, 21(1):10–5,2007
227. Derand P, Derand T. Bond strength of luting cements to zirconium oxide ceramics. *Int J Prosthodont*, 13(2):131–5,2000
228. Ersu B, Yuzugullu B, Ruya Yazici A, Canay S. Surface roughness and bond strengths of glass-infiltrated alumina-ceramics prepared using various surface treatments. *J Dent*, 37(11):848–56,2009
229. Özcan M, Allahbeickaraghi A, Dünder M. Possible hazardous effects of hydrofluoric acid and recommendations for treatment approach: A review. *Clin Oral Investig*, 16(1):15–23,2012
230. Seabra B, Arantes-Oliveira S, Portugal J. Influence of multimode universal adhesives and zirconia primer application techniques on zirconia repair. *J Prosthet Dent*, 112(2):182–7,2014
231. 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*, 23(1):45–50,2007
232. Bottino MA, Valandro LF, Scotti R, Buso L. Effect of surface treatments on the resin bond to zirconium-based ceramic. *Scopus*, 18(1):60–5,2005
 233. Ernst CP, Cohnen U, Stender E, Willershausen B. In vitro retentive strength of zirconium oxide ceramic crowns using different luting agents. *J Prosthet Dent*, 93(6):551–8,2005
 234. Han I-H, Kang D-W, Chung C-H, Choe H-C, Son M-K. Effect of various intraoral repair systems on the shear bond strength of composite resin to zirconia. *J Adv Prosthodont*, 5(3):248–55,2013
 235. Ozcan M, van der Sleen JM, Kurunmaki H, Vallittu PK. Comparison of Repair Methods for Ceramic-Fused-to-Metal Crowns. *J Prosthodont*, 15(5):283–8,2006
 236. Miller TH, Thayer KE. Intraoral repair of fixed partial dentures. *J Prosthet Dent*, 25(4):382–8,1971
 237. Matsumura H, Kawahara M, Tanaka T, Atsuta M. A New Porcelain Repair System with a Silane Coupler, Ferric Chloride, and Adhesive Opaque Resin. *J Dent Res*, 68(5):813–8,1989
 238. Tokar E, Polat S. Ağız İçi Tamir Yöntemlerinin Renk Açısından Değerlendirilmesi. *Atatürk Üniversitesi Diş Hekim Fakültesi Derg*, 29(1):26–32,2019
 239. Kuraray Product Catalog.
 240. Fan PL. Porcelain repair materials. Council on Dental Materials, Instruments and Equipment. *J Am Dent Assoc*, 122(8):124, 126, 128–30,1991
 241. Pearson GJ, Messing JJ. The abrasivity of finishing agents used on composite filling material. *J Dent*, 7(2):105–10,1979
 242. Bauer JG, Caputo AA. The surface of composite resin finished with

- instruments and matrices. *J Prosthet Dent*, 50(3):351–7,1983
243. Pratten DH, Johnson GH. An evaluation of finishing instruments for an anterior and a posterior composite. *J Prosthet Dent*, 60(2):154–8,1988
244. Horton CB, Paulus HM, Pelleu GB, Rudolph JJ. An evaluation of commercial pastes for finishing composite resin surfaces. *J Prosthet Dent*, 37(6):674–9,1977
245. Stoddard JW, Johnson GH. An evaluation of polishing agents for composite resins. *J Prosthet Dent*, 65(4):491–5,1991
246. Bruggers H, Jeansonne EE, Grush L. Repair technique for fractured anterior facings. *J Am Dent Assoc*, 98(6):947–8,1979
247. Kumchai H, Juntavee P, Sun AF, Nathanson D. Comparing the Repair of Veneered Zirconia Crowns with Ceramic or Composite Resin: An in Vitro Study. *Dent J*, 8(2):37,2020
248. Nejatidanesh F, Savabi G, Amjadi M, Abbasi M, Savabi O. Five year clinical outcomes and survival of chairside CAD/CAM ceramic laminate veneers — a retrospective study. *J Prosthodont Res*, 62(4):462–7,2018
249. Nejatidanesh F, Amjadi M, Akouchekian M, Savabi O. Clinical performance of CEREC AC Bluecam conservative ceramic restorations after five years - A retrospective study. *J Dent*, 43(9):1076–82,2015
250. Magne P. Immediate Dentin Sealing: A Fundamental Procedure for Indirect Bonded Restorations. *J Esthet Restor Dent*, 17(3):144–54,2006
251. Fasbinder DJ. Clinical performance of chairside CAD/CAM restorations. Vol. 137, *Journal of the American Dental Association*. American Dental Association; 2006. p. 22S-31S,2006
252. Gurel G, Morimoto S, Calamita MA, Coachman C, Sesma N. Clinical performance of porcelain laminate veneers: outcomes of the aesthetic pre-evaluative temporary (APT) technique. *Int J Periodontics Restorative Dent*,

32(6):625–35,2012

253. Nagai T, Kawamoto Y, Kakehashi Y, Matsumura H. Adhesive bonding of a lithium disilicate ceramic material with resin-based luting agents. *J Oral Rehabil*, 32(8):598–605,2005
254. Pisani-Proenca J, Erhardt MCG, Valandro LF, Gutierrez-Aceves G, Bolanos-Carmona MV, Del Castillo-Salmeron R, et al. Influence of ceramic surface conditioning and resin cements on microtensile bond strength to a glass ceramic. *J Prosthet Dent*, 96(6):412–7,2006
255. Nothdurft FP, Motter PJ, Pospiech PR. Effect of surface treatment on the initial bond strength of different luting cements to zirconium oxide ceramic. *Clin Oral Investig*, 13(2):229–35,2009
256. Taniş MÇ, Akçaboy C. Effects of different surface treatment methods and MDP monomer on resin cementation of zirconia ceramics an in vitro study. *J Lasers Med Sci*, 6(4):174–81,2015
257. de Gee AJ, Feilzer AJ, Davidson CL. True linear polymerization shrinkage of unfilled resins and composites determined with a linometer. *Dent Mater*, 9(1):11–4,1993
258. Magne P, Versluis A, Douglas WH. Effect of luting composite shrinkage and thermal loads on the stress distribution in porcelain laminate veneers. *J Prosthet Dent*, 81(3):335–44,1999
259. Watts DC, Kisumbi BK, Toworfe GK. Dimensional changes of resin/ionomer restoratives in aqueous and neutral media. *Dent Mater*, 16(2):89–96,2000
260. Marocho SMS, Özcan M, Amaral R, Bottino MA, Valandro LF. Effect of resin cement type on the microtensile bond strength to lithium disilicate ceramic and dentin using different test assemblies. *J Adhes Dent*, 15(4):361–8,2013
261. Zortuk M, Bolpaca P, Kilic K, Ozdemir E, Aguloglu S. Effects of Finger

Pressure Applied By Dentists during Cementation of All-Ceramic Crowns.
Eur J Dent, 04(04):383–8,2010

262. Federlin M, Sipos C, Hiller KA, Thonemann B, Schmalz G. Partial ceramic crowns. Influence of preparation design and luting material on margin integrity - A scanning electron microscopic study. Clin Oral Investig, 9(1):8–17,2005
263. Moraes RR, Correr-Sobrinho L, Sinhorette MAC, Puppini-Rontani RM, Ogliari FA, Piva E. Light-activation of resin cement through ceramic: Relationship between irradiance intensity and bond strength to dentin. J Biomed Mater Res Part B Appl Biomater, 85B(1):160–5,2008
264. Tarle Z, Knezevic A, Demoli N, Meniga A, Sutalo J, Unterbrink G, et al. Comparison of composite curing parameters: Effects of light source and curing mode on conversion, temperature rise and polymerization shrinkage. Oper Dent, 31(2):219–26,2006
265. Hikita K, Van Meerbeek B, De Munck J, Ikeda T, Van Landuyt K, Maida T, et al. Bonding effectiveness of adhesive luting agents to enamel and dentin. Dent Mater, 23(1):71–80,2007
266. Miyazaki M, Iwasaki K, Onose H, Moore BK. Resin-modified glass-ionomers, effect of dentin primer application on the development of bond strength. Eur J Oral Sci, 107(5):393–9,1999
267. Kümbüloğlu O, Lassila LVJ, User A, Toksavul S, Valittu PK. Shear bond strength of composite resin cements to lithium disilicate ceramics. J Oral Rehabil, 32(2):128–33,2005
268. Farias DCS, Gonçalves LM, Walter R, Chung Y, Blatz MB. Bond strengths of various resin cements to different ceramics. Braz Oral Res, 33,2019
269. Rosentritt M, Behr M, van der Zel JM, Feilzer AJ. Approach for valuating the influence of laboratory simulation. Dent Mater, 25(3):348–52,2009
270. Specification T. ISO 10477:2018(E). 2003:13,2003

271. Triolo PT, Swift EJ. Shear bond strengths of ten dentin adhesive systems. *Dent Mater*, 8(6):370–4,1992
272. Fritz UB, Finger WJ, Uno S. Resin-modified glass ionomer cements: Bonding to enamel and dentin. *Dent Mater*, 12(3):161–6,1996
273. McDonough WG, Antonucci JM, He J, Shimada Y, Chiang MYM, Schumacher GE, et al. A microshear test to measure bond strengths of dentin-polymer interfaces. *Biomaterials*, 23(17):3603–8,2002
274. Lassila LVJ, Tezvergil A, Dyer SR, Vallittu PK. The Bond Strength of Particulate-Filler Composite to Differently Oriented Fiber-Reinforced Composite Substrate. *J Prosthodont*, 16(1):10–7,2007
275. Graiff L, Piovan C, Vigolo P, Mason PN. Shear Bond Strength between Feldspathic CAD/CAM Ceramic and Human Dentine for Two Adhesive Cements. *J Prosthodont*, 17(4):294–9,2008
276. Kılınç B. Asit, ER,CR: YSGG Lazer Sistemi ve Kombine Sistem ile Pürüzlendirilen Diş Yüzeylerine Uygulanan Porselen Lamine Veneerlerin Makaslama Dayanımlarının İncelenmesi. Dicle Üniversitesi Doktora Tezi; 2008
277. Sciasci P, Abi-Rached FO, Adabo GL, Baldissara P, Fonseca RG. Effect of surface treatments on the shear bond strength of luting cements to Y-TZP ceramic. *J Prosthet Dent*, 113(3):212–9,2015
278. Özyöney NN. Farklı yüzey işlemlerinin rezin simanların seramik materyaline olan bağlantı dayanımı üzerine etkisinin incelenmesi. Marmara Üniversitesi Doktora Tezi; 2011
279. Hara AT, Pimenta LAF, Rodrigues AL. Influence of cross-head speed on resin-dentin shear bond strength. *Dent Mater*, 17(2):165–9,2001
280. Panah FG, Rezai SMM, Ahmadian L. The Influence of Ceramic Surface Treatments on the Micro-shear Bond Strength of Composite Resin to IPS Empress 2. *J Prosthodont*, 17(5):409–14,2008

281. Suliman AHA, Swift EJ, Perdigao J. Effects of surface treatment and bonding agents on bond strength of composite resin to porcelain. *J Prosthet Dent*, 70(2):118–20,1993
282. Diaz-Arnold AM, Wistrom DW, Aquilino SA, Swift EJ. Bond strengths of porcelain repair adhesive systems. *Am J Dent*, 6(6):291–4,1993
283. Coornaert J, Adriaens P, De Boever J. Long-term clinical study of porcelain-fused-to-gold restorations. *J Prosthet Dent*, 51(3):338–42,1984
284. Pratt RC, Burgess JO, Schwartz RS, Smith JH. Evaluation of bond strength of six porcelain repair systems. *J Prosthet Dent*, 62(1):11–3,1989
285. 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*, 8(4):238–40,1992
286. Berksun S, Saglam S. Shear strength of composite bonded porcelain-to-porcelain in a new repair system. *J Prosthet Dent*, 71(4):423–8,1994