

T.C.  
DİCLE ÜNİVERSİTESİ  
SAĞLIK BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ

**ÜÇ DEĞİŞİK PROTETİK ALT YAPI MATERYALİNİN İKİ FARKLI  
SİMAN İLE BAĞLANMADIRENÇLERİNİN İNCELENMESİ**

Diş Hekimi  
Veysel ERATİLLA  
(DOKTORA TEZİ)

Danışman  
Yrd. Doç. Dr. Ayça Deniz İZGİ

Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı

DIYARBAKIR-2013



T.C.  
DİCLE ÜNİVERSİTESİ  
SAĞLIK BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ

**ÜÇ DEĞİŞİK PROTETİK ALT YAPI MATERYALİNİN İKİ FARKLI  
SİMAN İLE BAĞLANMADIRENÇLERİNİN İNCELENMESİ**

Diş Hekimi

Veysel ERATİLLA

(DOKTORA TEZİ)

Danışman

Yrd. Doç. Dr. Ayça Deniz İZGİ

Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı

Dicle Üniversitesi Araştırma ve Proje Kordinatörlüğünün DÜBAP  
11-DH-64'nolu projesi tarafından desteklenmiştir.

DİYARBAKIR-2013

## **BİLİMSEL ETİĞE UYGUNLUK**

Bu çalışmadaki tüm bilgilerin, akademik ve etik kurallara uygun bir şekilde elde edildiğini beyan ederim. Aynı zamanda bu kural ve davranışların gerektirdiği gibi, bu çalışmanın özünde olmayan tüm materyal ve sonuçları tam olarak aktardığımı ve referans gösterdiğimi belirtirim.

Veysel ERATİLLA

İmza:



T.C.  
DİCLE ÜNİVERSİTESİ  
SAĞLIK BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ  
MÜDÜRLÜĞÜ

“ÜÇ FARKLI ALT YAPI MATERYALİNİN İKİ FARKLI SİMAN İLE  
YAPIŞTIRILIP DAYANIMININ ÖLÇÜLMESİ” isimli doktora tezi

29.05.2013 tarihinde tarafımızdan değerlendirilerek başarılı bulunmuştur.

Tez Danışmanı: Yrd. Doç. Dr. Ayça Deniz İZGİ

Tezi Teslim Eden: Veysel ERATİLLA

JURİ ÜYESİNİN

	Ünvanı	Adı Soyadı
Başkan	:	Doç. Dr. Mustafa ZORTUK
Üye	:	Prof . Dr. Köksal BEYDEMİR
Üye	:	Doç. Dr. Ayşe Meşe TANRIKULU
Üye	:	Yrd. Doç. Dr. Ayça Deniz İZGİ
Üye	:	Yrd. Doç. Dr. Emrullah BAHŞI

Yukarıdaki imzalar tasdik olunur

...../...../.....

Prof. Dr. Salih HOŞOĞLU

Dicle Üniversitesi

Sağlık Bilimleri Enstitüsü

Müdürlüğü

## TEŞEKKÜR

Doktora öğrenimim sırasında desteğini eksik etmeyen ve doktora sürecim esnasında yakalandığı amansız hastalık nedeniyle vefat eden sayın Prof. Dr. Kahraman Gündüz GÜZEL hocama teşekkür ediyorum ve Allah'tan rahmet diliyorum.

Doktora eğitimim süresince akademik bilgisiyle, hoşgörüsüyle, klinik deneyimleriyle ve özverisiyle birlikte çalışmaktan onur duyduğum sayın Yrd. Doç. Dr. Ayça Deniz İZGİ'ye,

Bu çalışmanın birçok aşamasında yardımcı olan ve Kayseri Erciyes Üniversitesi Dişhekimliği Fakültesi çalışma laboratuvarındaki birçok aşamada katkıda bulunan sayın Doç. Dr. Mustafa ZORTUK'a,

Bu çalışmanın ortaya çıkmasında ve ilerlemesinde büyük katkısı olan sayın Prof. Dr. Emrah AYNA'ya,

Tez izleme komitesinde bulunan ve bilimsel hiçbir fedakarlıktan kaçınmayan sayın Doç. Dr. Ayşe MEŞE TANRIKULU ve sayın Yrd. Doç. Dr. Emrullah BAHŞİ'ye,

Tez çalışmasının istatistiksel çalışmasındaki katkılarından dolayı sayın Yrd. Doç. Dr. İsmail YILDIZ'a,

Bu çalışmanın oluşmasında her türlü fedakarlığı sağlayan sayın Yrd. Doç. Dr. Süleyman AGÜLOĞLU'na ve sayın Yrd. Doç. Dr. Sedat GÜVEN'e,

Bu süreçte her türlü desteğini eksik etmeyen sevgili eşim Dt. Elif Aktaş ERATİLLA'ya,

Çalışma sırasında her türlü yardımlarını eksik etmeyen Protetik Diş Tedavisi A.D. hocaları, asistanları ve çalışanlarına,

Hayatımın her döneminde olduğu gibi bu dönemimde de maddi ve manevi desteğini esirgemeyen ailemin her ferdine sonsuz teşekkür ederim.

## İÇİNDEKİLER

İç Kapak.....	I
Yönergeye Uygunluk Sayfası.....	II
Onay Sayfası.....	III
Teşekkür Sayfası.....	IV
İçindekiler Dizini.....	V
Resimler Dizini.....	IX
Tablolar Dizini.....	XI
Şekiller Dizini.....	XII
Grafikler Dizini.....	XIV
Kısaltmalar Dizini.....	XV
Özet.....	XVII
Abstract.....	XIX
<b>1. GİRİŞ VE AMAÇ.....</b>	<b>1</b>
<b>2. GENEL BİLGİLER.....</b>	<b>2</b>
2.1. DENTAL SERAMİKLER.....	2
2.1.1. Dental seramiklerin Gelişimi ve Tarihçesi.....	2
2.1.2. Dental seramiklerin Kimyasal Yapısı.....	2
2.1.2.1. Feldispat.....	2
2.1.2.2. Kaolin .....	3
2.1.2.3. Kuartz.....	3
2.1.3. Tam Seramiklerin Yapım Tekniğine Göre Sınıflandırılması.....	5
2.1.3.1. IPS Empress.....	5
2.1.3.2. IPS Empress II.....	6

2.2. METAL ALTYAPIDA KULLANILAN MATERYALLER.....	8
2.2.1. Soy Alaşımlar.....	8
2.2.2. Yarı Soy Alaşımlar.....	9
2.2.3. Soy Olmayan Alaşımlar.....	9
2.3. ZİRKONYUM SERAMİKLER.....	11
2.3.1. Zirkonyum Seramiklerin Kullanım Alanları.....	11
2.3.3. Zirkonyum Seramiğin diş hekimliğinde kullanımı.....	12
2.3.2. Zirkonyum Seramiklerin Üretimi.....	12
2.3.4. Non–HIP Zirkonya Seramikler.....	12
2.3.5.HIP Zirkonya Seramikler.....	13
2.4. SİMANTASYON İŞLEMİ.....	13
2.4.1.Dental Simanların Sınıflaması.....	13
2.4.2. Simantasyon Öncesi Yapılan Yüzey Hazırlıkları.....	14
2.4.2.1. Asitle Dağlama Yöntemi .....	14
2.4.2.2. AL <sub>2</sub> O <sub>3</sub> ’le Kumlama Yöntemi.....	14
2.4.2.3. Cojet Sistemi.....	14
2.4.2.4. Rocatec sistemi.....	15
2.4.2.5. Kumlanan Yüzeye Silan Uygulaması.....	15
2.5. ATOM BAĞLARI.....	16
2.6. YÜZEY OLAYLARI.....	16
2.6.1. Difüzyon.....	16
2.6.2. Adezyon.....	17
2.6.2.1. Adezyonun Tanımı.....	17
2.6.2.2. Adezyonu temin eden etmenler.....	18

2.6.2.3. Dental Adezyon.....	18
2.6.3. Islanma Ve Serbest Yüzey Enerjisi.....	18
2.6.4. Diş Dokusunda Adezyonu Etkileyen Faktörler.....	20
2.6.4.1. Minenin Yapısı.....	20
2.6.4.2. Dentinin Yapısı Ve Adezyon Özelliği.....	20
2.6.4.2.1. Dentin Adeziv Sistemleri.....	21
2.6.5. Bağlayıcı Sistemlerin Sınıflaması.....	24
2.6.6. Dentin Adeziv Sistemlerin Güncel Sınıflaması.....	28
2.6.6.1. Rezin Kompozit Simanlar.....	29
2.6.6.1.1. Rezin Kompozit Simanların Tipleri.....	30
2.7. Bağlanma Dayanım Tipleri.....	32
2.7.1. Mikrotensil Metodu.....	32
2.7.2. Makaslama Test Metodu.....	32
2.7.3. Germe Test Modu.....	32
<b>3.GEREÇ VE YÖNTEM.....</b>	<b>34</b>
3.1. Çalışmada Kullanılan Materyaller.....	34
3.2. Örneklerin Hazırlanması.....	35
3.2.1. Grupların Oluşturulması.....	36
3.2.2. Çalışmadaki Dişlerin Ve Modellerin Hazırlanması.....	36
3.2.2.1. Dişlerin Hazırlanması.....	36
3.2.2.1.1. Modellerin Hazırlanması.....	38
3.2.2.1.1.1.Hazırlanan Metal(Cr-Co) Modeller.....	39
3.2.2.1.1.1.Hazırlanan Porselen(IPS Empress II) Modeller.....	39
3.2.2.1.1.1.Hazırlanan Zirkonyum Modeller.....	39

3.3. Gruplarda Simantasyon İşlemi.....	40
3.3.1. Simantasyonda Kullanılacak Modellerin Yüzey İşlemleri.....	40
3.3.2. Simantasyonda Kullanılacak Dişlerin Yüzey İşlemleri.....	40
3.3.3. Adeziv Simanlarla Yapıştırma İşlemi.....	41
3.4. Hazırlanan Deneklerin Akriliğe Gömülmesi.....	46
3.5. Termal Siklus İşleminin Uygulanması.....	48
3.6. Kuvvetlerin Uygulanması.....	49
3.7. Verilerin İstatistiksel Değerlendirilmesi.....	53
<b>4. BULGULAR.....</b>	<b>55</b>
4.1. Çekme testi bulguları.....	55
4.2. Kırık Tiplerinin İncelenmesi.....	57
4.3. SEM Görüntülerinin İncelenmesi.....	58
<b>5. TARTIŞMA.....</b>	<b>68</b>
<b>6. SONUÇLAR.....</b>	<b>81</b>
<b>7. KAYNAKÇA.....</b>	<b>82</b>
<b>8. ÖZGEÇMİŞ.....</b>	<b>103</b>

## RESİMLER DİZİNİ

- Resim 1: İşleme Hazır Çekilmiş Üst Santral Dişler
- Resim 2: Dentin Yüzeyleri Açığa Çıkarılan Dişler
- Resim 3: Aşındırmada Kullanılan Frezler
- Resim 4: Torna Cihazı Ve Hazırladığı Kalıp
- Resim 5: Hazırlanan Metal (Cr-Co) Kalıplar
- Resim 6: Hazırlanan Seramik Kalıplar
- Resim 7: Hazırlanan Zirkonyum Kalıplar
- Resim 8: Zirkonyum Modellerde Kullanılan Primer Bond
- Resim 9: Metal Modellerde Uygulanan Primer Bond
- Resim 10: Seramik Modellere Uygulanan Primer Bond
- Resim 11: Pan-1,Pan-2 Ve Pan-3 Gruplarında Dişlere Uygulanan Asit Jel
- Resim 12: Pan-1,Pan-2 Ve Pan-3 Gruplarında Dişlere Uygulanan Bond Sistem
- Resim 13: Pan-1,Pan-2 Ve Pan-3 Gruplarında Işık İle Polimerize Olan Materyalin Mavi Işık Kaynağı İle Muamelesi
- Resim 14: Pan-1,Pan-2 Ve Pan-3 Gruplarında Kullanılan Dual-Cure Rezin Siman
- Resim 15: Pan-1,Pan-2 Ve Pan-3 Gruplarında Kullanılan Dual-Cure Rezin Simanın Mavi Işık Kaynağı İle Muamelesi
- Resim 16: Self-1, Self-2 Ve Self-3 Gruplarında Uygulanan Self Adeziv Rezin
- Resim 17: Self-1, Self-2 Ve Self-3 Gruplarında Self Adeziv Rezin Simanın Mavi Işık Kaynağı İle Muamelesi
- Resim 18: Akriliğe Gömülen Diş Örneği
- Resim 19: Tüm Örneklerin Birlikte Görüntüsü
- Resim 20: Kullanılan Termal Siklus Cihazının Görüntüsü

Resim 21: Modellerin Yerleştirildiği Termal Siklus Aparatının Görüntüsü

Resim 22: Ölçümler İçin Hazırlanan Aparatlar

Resim 23: İnstron Cihazında Ölçüm Yapılırken Alınan Görüntü

Resim 24: İnstron Cihazında Ölçüm Görüntüsü

Resim 25: İnstron Cihazı Ölçüm Yaparken Bilgisayarda Oluşan Sonuçlar



## **TABLolar DİZİNİ**

Tablo 1: Çalışmada Kullanılan Materyaller

Tablo 2: Çalışmada Kullanılan Cihazlar

Tablo 3: Grupların Ayrılış Şeklinin Belirlenmesi

Tablo 4: Uygulanan Kuvvet Sonucu Ortaya Çıkan Veriler

Tablo 5: Deney Sonucu Oluşan Grupların Sayısal Sonuçları

Tablo 6: Elde Edilen Verilerin İstatistiksel Sonuçları

Tablo 7: İstatistik Sonucu Oluşan Ortalama Değerler ve P Değeri

(Pan-1, Pan-2 ve Pan-3 Grupları)

Tablo 8: İstatistik Sonucu Oluşan Ortalama Değerler ve P Değeri

(Self-1, Self-2 ve Self-3 Grupları)

Tablo 9: İstatistik Sonucu Oluşan Ortalama Değerler ve P Değeri

(Pan ve Self Grupları)

Tablo10: Sonuçların MPa'ya Çevrilmesi

## ŞEKİLLER DİZİNİ

Şekil 1: Hazırlanacak Modellerin Bilgisayarda Hazırlanan Tasarımı ve Ölçüleri

Şekil 2: Panavia/metal grubunun rezin-dentin ara yüzünün scanning electron mikroskobunun görüntüsü (x 500 büyütme).

Şekil 3: Panavia/metal grubunun rezin-metal ara yüzünün scanning electron mikroskobunun görüntüsü (x 500 büyütme).

Şekil 4: Panavia/seramik grubunun rezin-dentin ara yüzünün scanning electron mikroskobunun görüntüsü (x 500 büyütme)

Şekil 5: Panavia/seramik grubunun rezin-seramik ara yüzünün scanning electron mikroskobunun görüntüsü (x 500 büyütme)

Şekil 6: Panavia/zirkonyum grubunun rezin-dentin ara yüzünün scanning electron mikroskobunun görüntüsü (x 500 büyütme)

Şekil 7: Panavia/zirkonyum grubunun rezin-zirkonyum ara yüzünün scanning electron mikroskobunun görüntüsü (x 500 büyütme)

Şekil 8: BisCem(self adeziv)/metal grubunun rezin-dentin ara yüzünün scanning electron mikroskobunun görüntüsü (x 500 büyütme)

Şekil 9: BisCem(self adeziv)/metal grubunun rezin-metal ara yüzünün scanning electron mikroskobunun görüntüsü (x 500 büyütme)

Şekil 10: BisCem(self adeziv)/zirkonyum grubunun rezin-dentin ara yüzünün scanning electron mikroskobunun görüntüsü (x 500 büyütme)

Şekil 11: BisCem(self adeziv)/zirkonyum grubunun rezin-zirkonyum ara yüzünün scanning electron mikroskobunun görüntüsü (x 500 büyütme)

Şekil 12: BisCem(self adeziv)/seramik grubunun rezin-dentin ara yüzünün scanning electron mikroskobunun görüntüsü (x 500 büyütme)

Şekil 13: BisCem(self adeziv)/zirkonyum grubunun rezin-seramik ara yüzünün scanning electron mikroskobunun görüntüsü (x 500 büyütme)

Şekil 13: Panavia/metal grubunun rezin-dentin ara yüzünün scanning electron mikroskobunun görüntüsü (x 2000 büyütme)

Şekil 14: BisCem(self adeziv)/metal grubunun rezin-dentin ara yüzünün scanning electron mikroskobunun görüntüsü (x 2000 büyütme)

Şekil 15: Panavia/metal grubunun rezin-metal ara yüzünün scanning electron mikroskobunun görüntüsü (x 2000 büyütme)

Şekil 16: Panavia/zirkonyum grubunun rezin- zirkonyum ara yüzünün scanning electron mikroskobunun görüntüsü (x 2000 büyütme)

Şekil 17: Panavia/seramik grubunun rezin-seramik ara yüzünün scanning electron mikroskobunun görüntüsü (x 2000 büyütme)

Şekil 18: BisCem(self adeziv)/metal grubunun rezin-metal ara yüzünün scanning electron mikroskobunun görüntüsü (x 2000 büyütme)

Şekil 19: BisCem(self adeziv)/zirkonyum grubunun rezin-zirkonyum ara yüzünün scanning electron mikroskobunun görüntüsü (x 2000 büyütme)

Şekil 20: BisCem(self adeziv)/seramik grubunun rezin-zirkonyum ara yüzünün scanning electron mikroskobunun görüntüsü (x 2000 büyütme)

## **GRAFİKLER DİZİNİ**

Grafik 1: Sonuçların Grafikselsel Görünümü

Grafik 2: Elde Edilen Verilerin Ortalama Değerleri

Grafik 3: Pan ve Self Gruplarının Ortalama Değerleri

## KISALTMALAR

mm	:Milimetre
SEM	:Scanning Electron Microscope (Taramalı elektron mikroskobu)
$\mu\text{m}$	:Mikron, mikrometre
N	:Newton
SN	:Saniye
UDMA	:Ürethan dimetakrilat
TEGDMA	:Trietilen glikol dimetakrilat
$\mu\text{M}$	:Mikrometre
META	:Metakriloksietil trimelit anhidrit
Cr-Co	:Krom kobalt
Zr	:Zirkonyum
EBA	:Orto-etoksi benzoik asit
HF	:Hidroflorik
$\text{Al}_2\text{O}_3$	:Alüminyum oksit
Si	:Silikon
CAD	:Computer-aided design
CAM	:Computer-aided manufacturing
SFE	:Serbest yüzey enerjisi
ST	:Yüzey gerilimi
EDTA	:Etilendiamin tetrasetik asit
4-META	:4 metakril- oxi- etil- trimetakrilat- anhidrit

NPG	:N-fenil glisin
LED	:Light Emitting Diode
MDP	:10-Methakriloyloksidesil dihidrojen fosfat
MDPB	:2-Methakriloyloksidodesilpiridinium bromit
HEMA	:2-Hidroksietil metakrilat ,Hidrofilik dimetakrilat
Bis-GMA	:Bis-fenolA diglisidilmetakrilat
MPa	:Megapaskal
TEM	:Transmission electron microscopy

## ÖZET

Kaybolan diş dokusunu yenilemek, estetik, fonksiyon ve biyolojik uyumu sağlamak diş hekiminin ve protetik diş hekimliğinin en büyük amaçları arasında yer almaktadır. Son yıllarda hastaların yapılan sabit protezleri daha uzun süre kullanma istekleri hekimleri klinik olarak başarılı materyal ve siman arayışına yöneltmiştir. Restorasyonlarda klinik başarının sağlanmasında, restorasyon ile diş yapısı arasında güçlü bir bağlantı oluşması ve siman ile altyapı materyali arasındaki başarılı bağlantı; mikrosızıntı ve desimantasyonun önlenmesini ve sonuçta restorasyonun uzun ömürlü olmasını sağlayacağı anlaşılmıştır. Biz de çalışmamızda üç farklı alt yapı materyali ile iki farklı rezin simanın bağlanma dayanımlarını istatistiksel olarak inceledik.

Çeşitli sebeplerden dolayı çekilmiş olan 78 adet üst çene santral kesici diş invitro olarak kullanıldı. Dişlerin labial yüzeyinden 1.5mm ve insizal yüzeyinden 2mm elmas frez kullanılarak irrigasyon altında kesildi. Hazırlanan yüzeylere uygun metal, zirkonyum ve seramik bloklar üretildi. Dişler kullanılacak simanlara göre iki gruba ayrıldı ve ilk gruptaki dişlerde yüzey pürüzlendirilmesi yapıldı(%40 fosforik asit). Daha sonra MDP içerikli primer(ED Prime II Likit A Ve Likit B) dişlerin yüzeyine uygulandı. Bu uygulamadan sonra zirkonyum, seramik ve metal blokların primerleri uygulandı ve rezin siman(MDP içerikli rezin siman) ile yapıştırıldı. İkinci grup dişler ise yüzey işlemleri uygulanmadan kendinden adeziv rezin kompozit siman ile primer uygulanmış zirkonyum, seramik ve metal bloklar yapıştırıldı. Hazırlanan örnekler hazır kalıplara yerleştirilerek fikse edildi. Modeller termal siklus cihazında 2.000 döngüye maruz bırakıldı. Hazırlanan örnekler instron cihazında çekme testi uygulanarak modellerin retansiyon ve dayanımları ölçüldü.

Çalışmamızın sonucunda dual-cure rezin simanın(MDP içerikli siman) self adeziv rezin simana(kendinden adeziv rezin kompozit siman) göre daha yüksek dayanım gösterdiği, panavia-seramik ve panavia-metal gruplarının en

yüksek dayanıma sahip olduğu gözlemlendi. En düşük değer ise self-metal olarak ortaya çıktı.

Anahtar sözcükler: 1. Rezin siman 2. Zirkonyum 3. Seramik 4. Metal altyapı



## ABSTRACT

Restoration of the missing dental tissue and enabling the aesthetic, functional, and biological compatibility are among the greatest goals of dentists and prosthetic dentistry. The urge of patients to use the fixed partial dentures for a longer period of time in recent years has directed dentists to search for a clinically successful material and cement. It has been understood that for a clinical success in restorations, a strong connection between restoration and dentition as well as the successful connection between cement and substructure material could help the restoration to be long-lasting by preventing the microleakage and decementation. In our study, we statistically examined the connection resistances of three different substructure materials and two different resin cements.

78 maxilla central incisor teeth which were extracted for various reasons were used as invitro . 1.5mm from the labial surface and 2mm from incisal surface of the extracted 78 central incisor teeth were cut under irrigation by the use of diamond drill. Metal, zirconium and ceramic blocks that are appropriate for the prepared surfaces were produced. The teeth were categorized into two groups based on the cements that will be used and surface chiseling of the teeth in the first group were made (40% phosphoric acid). Then, primer (ED Prime II Liquid A and Liquid B) with MDP content were applied on the surface of the teeth. Following the application, primers of zirconium, ceramic, and metal blocks were applied and attached by means of resin cement (resin cement with MDP content). The second group of the teeth was attached to zirconium, ceramic, and metal blocks to which primer was applied by means of resin composite cement which was adhesive without any surface operations. Prepared samples were fixed by being placed into ready-made molds. The models were exposed to 2.000 cycles in the thermal cycle device. By instron device, we

measured the retention and resistance values by applying tensile testing apparatus with the help of models

By the end of the study, it was observed that dual-cure resin cement (cement with MDP content) showed higher resistance than self-adhesive resin cement (self-adhesive resin composite cement) and panavia-ceramic and panavia-metal groups had the highest resistance. The lowest value was found to belong to the self-metal.

Key words: 1.Resin cement 2.Zirconium 3.Ceramic 4.Metal substructure

## 1. GİRİŞ VE AMAÇ

Diş kayıplarını veya dişlerin doku kayıplarını yenilemek, estetik, biyolojik ve fonksiyon açısından uyumu sağlamak, diş hekimliğinde protetik hekimliğin en büyük amaçlarından birisidir.

Adeziv materyallerin restoratif diş hekimliği içerisindeki yeri gün geçtikçe artmaktadır. Hastaların daha fazla estetik restorasyon isteği, dişin doğal rengine yakın olan bu restoratif materyallerin kullanımının artmasına ve gelişimine neden olmuştur. Bu materyallerdeki gelişmelerle beraber mevcut endikasyonlar ön dişlerden arka dişlere doğru ilerlemiştir. Bu sayede restoratif işlemlerde diş yapısının olabildiğince korunarak minimal müdahale prensibine uygun dolguların yapılabilmesi sağlanmıştır. Adeziv restorasyonlarda klinik başarının sağlanmasında, restorasyon ile diş yapısı arasında güçlü bir bağlantı oluşması çok önemlidir. Çünkü restoratif materyalle kavite duvarları arasındaki başarılı bağlantı; mikrosızıntı ve sekonder çürüklerin önlenmesini ve sonuçta restorasyonun uzun ömürlü olmasını sağlayacaktır.

Bu alanda altyapı materyalleri ve simanlar ile ilgili çalışmalar ön plana çıkmaktadır. Restorasyonlarda klinik başarının sağlanmasında, restorasyon ile diş yapısı arasında güçlü bir bağlantı oluşması çok önemli olmasının nedeni siman ile altyapı materyali arasındaki başarılı bağlantı; mikrosızıntı ve desimantasyonun önlenmesini ve sonuçta restorasyonun uzun ömürlü olmasını sağlayacaktır. Bunun için uygun alt yapı materyaliyle uygun simanın kullanılması gerekmektedir.

Protezlerin değerlendirilmesinde en etkili yöntem klinik çalışmalardır. Ancak klinik çalışmaların uzun zaman alması ve daha masraflı olması sebebiyle laboratuvar testleri yaygın şekilde kullanılmakta ve bu testler içerisinde bağlanma dayanımı testleri geniş yer tutmaktadır.

Bu çalışmamızda üç farklı alt yapı materyalinin iki farklı siman ile dentine bağlanma dayanımlarını ve uygun alt yapı materyali ile uygun siman kombinasyonunu belirlemeyi amaçladık.

## 2. GENEL BİLGİLER

### 2.1. Dental Seramikler

#### 2.1.1 Seramiklerin Tarihçesi ve Gelişimi

Seramik kelimesi Yunanca “keramos, keramikos, keramenes” kelimelerinden gelir. Topraktan yapılmış veya yanmış madde anlamını taşır.

Seramik kelimesi çok geniş anlamda kullanılan bir terimdir. Kendi içinde seramik, refrakter aşındırıcılar (silikon karbit), çimento, fayans, kiremit, tuğla, çömlek, camlar, kil ürünleri, metal olmayan manyetikler, ileri teknoloji seramikleri gibi geniş bir yelpazeyi barındırır (1). Seramikler genel olarak silikat yapısındadır. Genellikle oksijen gibi metal olmayan bir element ile diğer metallerden birinin kombinasyonudur (2-3).

#### 2.1.2 Dental Seramiklerin Kimyasal Yapısı

Oksijen iyonu ile silisyum arasındaki tetrahedral yapıda üniteler( $\text{Si}^{+4}\text{O}_4^{-2}$ ) seramiklerin esasını teşkil eden kimyasal bağları oluşturur. Bu üniteler bir ya da birden fazla metalin, metal olmayan bir elementle (genellikle oksijenle) yaptığı bir kombinasyondur. Burada bir matriks gibi görev yapan oksijen atomları arasındaki boşluklara daha küçük yapıdaki silisyum atomları yerleşirler. Silisyum tetrahedral dental seramiğin çekirdek yapısı olup dental seramiği oluşturan feldspat, kaolin ve kuartzın yapısına girer ve bir kompozisyon oluşturur. Oluşan yapı üç boyutludur.  $\text{AlO}_4$  ve  $\text{SiO}_4$  grupları tetrahedral yapıdadır. Alüminyum, silika ağı içerisinde dir. Sodyum gibi bir alkali metal iyonu ( $\text{M}^+$ ) elektro-nötrale sağlar. Tüm seramiklerin temel yapısı ise feldspat, kaolin, kuartz olmak üzere üç esas maddeden oluşur. Ayrıca akışkanlar ve cam modifiye ediciler, ara oksitler, renk pigmentleri, opaklaştırıcı ajanlar ve lüminisans özelliği veren ajanlar da bulunur (2, 4).

##### 2.1.2.1. Feldspat

Feldspat, ortoklas ( $\text{K}_2\text{OAl}_2\text{O}_3\text{SiO}_2$ ), albit ( $\text{Na}_2\text{OAl}_2\text{O}_3\text{SiO}_2$ ) ve anortit ( $\text{CaOAl}_2\text{O}_3\text{SiO}_2$ ) formlarında bulunur. Seramiğe belirli bir şeffaflık veren maddedir. Isıya daha dayanıklı bileşenleri tutan, bağlayan, camlaşmış bir

birleştiricilik görevi yapar. Seramięin yapısında %70-%90 arasında bulunur (2). Feldspat hiğbir zaman saf değildir. İğerisinde daima ortoklas ve albit değişik oranlarda bulunur. Optik kaliteye katkısı bulunmayan Na<sub>2</sub>O iğerikli feldspat, seramiğin pişirme ısısını dūřurūp pyroplastic akışı arttırır. Diř hekimliğinde genellikle yūksək K<sub>2</sub>O iğerikli feldspat tercih edilir.

K<sub>2</sub>O içerikli feldspat, dental seramiğin şeffaflık kalitesini arttırırken, pyroplastic akışını engeller (1,3,5). Feldspat 1530<sup>0</sup>C'de tamamen erir. 1250<sup>0</sup>C-1300<sup>0</sup>C ısı aralığında eridiğinde, sodyum ve potasyum oksit alkalileri (Na<sub>2</sub>O veya K<sub>2</sub>O) silika(SiO<sub>2</sub>) ve alumina(Al<sub>2</sub>O<sub>3</sub>) ile birleşip sodyum veya potasyum alumina silikat oluşur (6,7).

### **2.1.2. Kaolin**

Kaolin(Al<sub>2</sub>O<sub>3</sub>·2SiO<sub>2</sub>·2H<sub>2</sub>O) dental seramiğe modelaj kolaylığı sağlayan alūminyum silikat kilinin saf şeklidir. Çin kili olarak da bilinir. Çok ince, yumuşak ve kilsi bir maddedir. Kuartz ve feldspat arasında bağlayıcı olarak rol alır. Seramięin yapısında %1-10 arasında bulunur. şekillendiricilik ve bağlayıcılık özelliğinden yararlanılır (2,3,5).

### **2.3.3. Kuartz**

Kuartz(SiO<sub>2</sub>) yeryūzünde yaygın olarak daęılmış olup bazı kayalardan, deniz kumu ve çakıllardan elde edilir. Dental seramiklerde desteklik görevi yapar ve būzūlmeyi ayarlar. Kūtleye stabilite saęlayarak dayanıklılıęını arttırır. Seramięin yapısında % 11-18 arasında bulunur (1,2,3).

Diř hekimlięinde ilk kez seramik kullanımı, Fransız eczacı Alexis Duchateau tarafından 1774 yılında geręekleřtirmiř ve total protez diřlerinin yapımında denemiřtir. Duchateau'nun, Parisli bir diř hekimi olan Nicolas Dubois de Chemant ile ortak çalıřması sonucu ilk bařarılı total protez yapımı geręekleřmiřtir. De Chemant ve Dubois mineral pasta adını verdikleri maddeyi kullanarak ve bugūnkū dental seramięin ilk uygulamalarını yaparak total protez ięin diřler ūretmiřlerdir. ūrettikleri seramikte renk, boyutsal stabilite ve diřlerin akrilięe tutunması gibi sorunlarla karřılařmıřlardır. De Chemant ūrettikleri

maddenin 1788’de patentini almıştır. 1797’de ise yapay dişlerle ilgili bir tez yapmıştır (5). Ancak 1760’tan önce, muhtemelen 1728 yıllarında Fransız diş hekimi Pierre Fauchard ve arkadaşlarının baked enamel diye adlandırdıkları ilk dental seramik çalışmalarını başlattıklarına ilişkin bilgiler vardır (8).

1808’de İtalyan Giussepangelo Fonzi seramik dişlerin, arka yüzeylerine platin pinler yerleştirerek, metal kaide plağına lehimlenebilmelerini sağlayan bir yöntem geliştirmiştir (5). 1833 yılında Murphy, platin folyo kullanarak seramik inley yapmıştır.

Detroitli diş hekimi Charles H. Land, 1886-1888 yılları arasında platin folyo üzerine seramik pişirerek sabit protezlerde seramik kullanımını sağlamıştır. Land, 1898’de düşük ısılı seramiği geliştirmiş ve 1901’de ilk kez seramik laminate veneer yapmıştır. 1903’te seramik jaket kron yapım aşamalarını yayınlamıştır (2). Land’ın tekniğinde, platin folyo tam seramik yapımında matriks görevi görmüştür. Ancak, Land’ın geliştirdiği seramikte yüksek oranda boraks ve toz cam bulunması, seramiğin ağız ortamında çabuk bozulmasına yol açmıştır.

Seramiğin sabit restorasyonlarda kullanımı ile seramiğin kırılma dayanıklılığının giderilmesine yönelik çalışmalar hız kazanmıştır. Fishes, 1910 ve 1918 yıllarında ilk defa dental seramik ve diğer maddelerin mekanik özelliklerini araştırmıştır. 1925 yılında, Dr. Alber Le Gro’nun “Ceramics in Dentistry” adlı kitabı yayınlanmıştır (2).

1950’li yıllardan sonra, seramiğin metallere desteklenerek sabit protezlerde kullanımı ile ilgili araştırmalar yapılmaya başlanmıştır. MacCulloch’a (9) göre, 1956’da Brecker ve Johnston yayınladıkları makalelerinde Tip III altın alaşımlar üzerine seramik yapımına başlamışlardır. Ancak seramik ile değerli metal alaşım arasında bağlantı sadece mekanik retansiyonla sağlanabilmiştir. Bu alaşımlardaki yüksek değerli metal içerik nedeni ile seramikle kimyasal bağlantı gerçekleştirilememiştir.

Seramik ve metal alaşım arası bağlantıyı geliştirmeye yönelik çalışmalar

ilerleyen yıllarda da devam etmiştir. 1962 yılında M. Weinstein, S. Katz ve A.B. Weinstein ilk kez metal-seramik kron yapım yöntemlerinin patentini almışlardır. Bu araştırmacılar altın ve alaşımları için daha özel seramik sistemi geliştirmiş ve metal destekli seramik restorasyonlar klinik kullanıma girmiştir. Katz ve arkadaşlarının geliştirdikleri bu yüksek genleşmeli seramik, O'Brien ve Ryge tarafından "lösit seramik" olarak tanımlanmıştır (2,5).

Seramik ile değerli metal alaşım arasındaki bağlantı sorunu ve 1970'lerde altın fiyatlarındaki artışın da etkisi ile yarı değerli metal alaşımların kullanımına başlanmıştır. Vines, Semmelman, Lee ve Fonvielle vakum altında pişirme tekniğini bularak, seramiğin ışık geçirgenliğinde önemli gelişme sağlamışlardır (2,3,5).

### **2.1.3. Tam Seramiklerin Yapım Tekniğine Göre Sınıflandırılması**

#### **1-)Isı ile presleme yöntemi kullanılarak elde edilen seramikler**

- a-)Lösit esaslılar
- b-)Lityum silikat esaslılar
- c-)Magnezyum alüminyumoksit esaslılar

#### **2-)Dökülebilir tam seramikler**

#### **3- )Refraktör day'lar üzerinde fırınlanan seramikler**

#### **4-)Bilgisayar destekli tam seramik kopyalama desteği ile üretilen seramikler**

- a-)Lösit esaslılar
- b-)Alüminyum oksit esaslılar
- c-)Zirkonyum oksit esaslılar
- d-)Potasyum alüminyum silisyum oksit esaslılar

#### **1-Isı ile presleme yöntemi kullanılarak elde edilen seramikler**

- a-)Lösit esaslılar

### **2.1.31. IPS Empress**

1990 yılında Wohlewend tarafından temel yapısı anlatılan IPS Empress

“lösit” içeren cam seramiktir (10).

Mum modelaj ve kayıp mum tekniği kullanılan bu sistemde, fosfat bağlı revetman içinde kısmen ön işlemlere tabi tutulmuş ve renklendirilmiş cam-lösit tabletler ısıtılıp preslenmektedir (11).

Lösit kristalleriyle güçlendirilmiş feldispatik seramik olan IPS Empress’in kimyasal yapısı  $\text{SiO}_2\text{-Al}_2\text{O}_3\text{-K}_2\text{O}$ ’den oluşmaktadır (12).

Yaklaşık  $1.5\mu\text{m}$  büyüklüğünde olan lösit kristalleri silikat cam matris hacminin %40’ını oluştururlar. Sistemde kontrol edilmiş yüzey kristalizasyonu söz konusudur (13).

Boyama ve tabakalama olmak üzere iki farklı yapım tekniğine sahiptir. Boyama tekniğinde elde edilen kron, estetiğe uygun olarak boyanıp, glaze işlemi ile bitirilir. Tabakalama tekniğinde ise preslemeden sonra, elde edilen yapı kontrollü olarak aşındırılarak üzerine uygun veneer seramik materyali uygulanıp, fırınlanır.

IPS Empress aşındırma etkisi ve yüksek yarı geçirgenliği doğal dişlerdeki benzer, bükülme kuvvetlerine karşı dayanıklılığı  $120\text{-}200\text{MPa}$ ’dır.

### **b-)Lityum silikat esaslılar**

#### **2.1.3.2. IPS Emperss 2**

Kimyasal temeli  $\text{SiO}_2\text{-LiO}_2$  olan lityum disilikat içerikli IPS Empress 2 1998 yılında Beall ve Echeverria tarafından geliştirilmiştir.

IPS Empress 2, ısı ve basınç altında preslenen lityum disilikat cam seramik kor üzerine florapatit yapıda cam seramiğin pişirilmesi ile dayanıklılığı arttırılan seramik sistemidir (14).

Gelenekse “lösit” seramiklere göre hacminin %60 oranında yoğun lityum disilikat içermesi nedeniyle gerilmeye, kırılmaya ve kimyasal madde zararlarına karşı direnci arttırılmıştır. Ayrıca karşıt doğal diş aşınmasının daha az olması, optik özellikler ve translüsentlik açısından diğer tüm seramiklerden daha avantajlıdır (15).

Preslenmiş kor üzerine tabakalama veya preslenmiş kron üzerine dış



boyama olarak 2 teknik vardır (16).

IPS Empress 2 boyama tekniği, IPS Empress boyama tekniğiyle aynıdır. Yani IPS Empress sisteminde IPS Empress boyama tekniği ingotları ve IPS Empress “Shades” kullanılmaktadır (15).

IPS Empress tabakalama tekniğinin aksine IPS Empress 2 tabakalama tekniğinde, bütün altyapılar kaybolan mum tekniğine göre indirgemiş olarak hazırlanır. Manşet ön ısıtma fırınında ısıtıldıktan sonra seramik ingot EP500 veya EP600 fırınında basınç altında manşet içine yollanır. Endikasyona göre Chromoscap renk skalasındaki ingotlardan biri seçilir. İngotlar iki farklı büyüklüktedir. Köprü endikasyonları için büyük ingotlar seçilir.

IPS Empress 2 tabakalama ve boyama tekniği materyallerinin ısısız genişleme katsayıları birbirinden farklı olduğu için birlikte kullanılamazlar (15).

### **IPS Empress 2 tabakalama tekniğinin endikasyonları**

- Anterior ve posterior kronlar
- Bir gövdeli veya en fazla 2. Premolar diş kadar uzanan 3 üyeli köprüler
- Teleskop teknik için primer komponentler
- IPS Empress 2'nin geliştirilmesiyle elde edilen EPS e.max Press anterior ve posterior kron ve köprü yapımında kullanılmaktadır (15).

### **IPS Empress 2 tabakalama tekniğinin kontrendikasyonları**

- Doğal dişlerde aşırı abrayon varsa uygulanmamalıdır
- IPS Empress 2 tabakalama tekniği diğer seramik maddeler ile birlikte kullanılmamalıdır.
- IPS Empress 2 tabakalama tekniği IPS Empress tabakalama ve boyama tekniği ile birlikte kullanılmamalıdır (15).

### **IPS Empress 2 boyama tekniğinin endikasyonları**

- Ek kronlar
- İnlay/Onlay
- Laminate veneerler (15)

## **IPS Empress 2 tabakalama tekniğinin kontrendikasyonları**

- IPS Empress 2 boyama tekniği restorasyonları konvansiyonel simanlarla simante edilemez (15).

## **IPS Empress 2'nin avantajları**

- Doğal translüsentlik
- Bukalemun etkisi
- Flexural dayanıklılığa sahip olma
- Radyopak olması
- Karşıt dentisyonla uyumunun iyi olması
- Biyolojik olarak uyumlu olması
- Mineye yakın termal genleşme katsayısı (15)

## **2.2. Metal Altyapıda Kullanılan Alaşımlar**

Metal destekli protezler sabit protez uygulamalarında klasik ve yaygın bir şekilde kullanılmaktadır. Alt yapı olarak kullanılan metaller proteze dayanıklılık verirken, üst yapı olarak seramik estetik sorunun çözümünde rol oynar. Kron ve köprü protezlerinde seramiklerin dayanımını arttırmak için metalik malzemeler kullanılmaktadır. Günümüzde metalik altyapıların üretiminde kullanılan alaşımlar soy alaşımlar, yarı soy alaşımlar ve soy olmayan alaşımlar olarak üç ana grupta incelenmektedir (17).

### **2.2.1. Soy alaşımlar**

Bu alaşımların esas metali altındır. Seramiğin elastisitesi az olduğundan, alaşımlarda dayanıklılık aranmakta ve bu özelliği kazandırmak için platin ve paladyum ilave edilmektedir. Platin, paladyum ve iridyum metalleri tane büyümesini azaltırlar, çiğneme basınçlarına karşı direnci arttırmakta ve ergime ısılarını yükseltmektedir. Bakır, seramiğin optik özelliğini bozduğu ve rengini değiştirdiği için bu alaşımın üretiminde kullanılmamaktadır. Demir, kalay, iridyum gibi düşük oranlarda katılan metaller alaşımın mekanik direncini

arttırırken, oksitleri metal-seramik bağıını güçlendirmektedir.

Bu alaşımların ısı iletkenliklerinin çok iyi olması aşırı soğuk ve sıcak alınan gıdalarda diş etlerinde uzun süren hassasiyetlere yol açabilir. Bununla beraber değerli metal alaşımları, metalik altyapı malzemesi olarak destek fonksiyonunu en iyi şekilde sağlayan alaşımlardır. Tekrar dökümde kullanılabilme özellikleri de maliyeti bir oranda düşürmektedir (17).

### **2.2.2.Yarı soy alaşımlar**

Yarı soy alaşımlar isminden de anlaşılacağı gibi, içinde soy ve soy olmayan elementlerin belirli oranlarda bulunduğu alaşım türleridir. Bunlar ekonomik alaşımlar olarak da adlandırılmaktadır. Çoğunlukla içinde bulundukları, soy element yüzdeleri ile anılırlar. Bu alaşımların esasını gümüş ve paladyum oluşturur. Bileşiminde çok az altın olduğundan renkleri beyazdır. Alaşımların döküm sıcaklığının yüksek oluşu, akıcılığının az ve aşınmaya karşı dirençsiz olmaları nedeniyle kullanımları sınırlıdır (17).

### **2.2.3. Soy olmayan alaşımlar**

İçeriklerinde, Cr, Ni, Co gibi soy olmayan komponentlerin bulunduğu ve atmosferden ve oksijenden etkilenen(oksitlenen) alaşımlara soy olmayan alaşımlar denir. Renkleri genellikle gridir (17).

### **Soy Olmayan Alaşımların Avantajları**

Bu alaşımlar üretim maliyetleri açısından son derece ekonomiktirler. Bu nedenle bu tür alaşımlar ekonomik açıdan az gelişmiş ülkelerde ve hatta birçok Avrupa ülkesinde en çok kullanılan alaşım türü olarak güncelliğini hala korumaktadır.

Yeterince rijit olmaları seramik köprülerde bu alaşımlara en büyük avantajı sağlar. Bu nedenle iki ayaklı uzun köprülerde metal alt yapılarda bu tür alaşımlar tercih edilmelidir.

Bu alaşımların ısı iletkenlikleri azdır. Seramik çalışmasında diş kesimi ile elde edilen sınırlı alanda ısı iletkenliklerinin düşük olması çok büyük fayda sağlamaktadır (17).

## **Soy Olmayan Alaşımların Dezavantajları**

Soy olmayan metalik dental alaşımların döküm işlemleri zordur. Bu alaşımların döküm süreci teknik alt yapı gerektirmektedir. Döküm işleminde yapılabilecek hatalar nedeni ile metalik alt yapılar eksik veya poröz çıkabilir. Eritilmeleri sırasında yanlış alev ayarı metale gaz girmesine veya aşırı ısıtma metalin yanmasına neden olur. Sonuçta kimyasal özellikleri bozulmuş bu tür metalik alt yapılarda metal-seramik kaynaşması tam olamaz. Dolayısıyla ağız içinde seramikte çatlamlar, kopmalar veya metalik gövdede kırılmalar meydana gelir (18).

Diş kesiminin yetersiz olduğu durumlarda bu alaşımlar, renklerinin gri olması nedeniyle canlı(vital) ve sıcak seramik renklerinin tutturulması teknik açıdan zordur.

Soy olmayan metalik dental alaşımlar, palatolingual bölgedeki metalik bantlar komşu diş eti ile olan olumsuz bir etkileşime girebilmektedir. Bu metallerin neden oldukları allerjiler ve metalin korozyonu bu olumsuzluğu yaratmaktadır.

Co-Cr esaslı dental alaşımlar, ısı iletkenliklerinin az olması, üretim maliyeti açısından son derece ekonomik olmaları ve rijit bir yapıya sahip olmaları nedeniyle diş hekimliğinde ağız içi restorasyonların yapımında sıklıkla tercih edilen soy olmayan metalik alaşımlardır. Bu alaşımlar soy metal alaşımlarından daha mukavemetli ve şekil değişimlerine karşı daha dirençlidirler. Co-Cr esaslı dental alaşımların altın alaşımlarına göre fiziksel özellikleri daha iyidir. Özgül ağırlıkları bu alaşımların altın alaşımlarına göre daha az, ısı iletkenlikleri 8 kat daha zayıftır. Bükülme dirençleri altın alaşımlarına göre en az 9 kat fazladır (18).

Güncel kullanıma uygun metal alaşımları ile ilgili estetik ve yapısal problemler araştırmacıları sorunun çözümü için farklı materyal arayışına itmiştir. Zirkonyum da bu materyallerden biridir.

## 2.3. ZİRKONYUM SERAMİKLER

Zirkonyum'un Sembol'ü Zr oda koşullarında (25°C 298 K): Gümüşümsü beyaz renkli katı metal d-blok elementidir. Zirkonyum metali ilk olarak 1789 yılında Martin Heinrich Klaproth tarafından keşfedilmiştir. 1824 yılında ise Jons Jakob Berzelius tarafından izole edilmiştir. Bilinen mineralleri zirkon( $ZrSiO_4$ ) ve baddeleyit( $ZrO_2$ )'tir. Zirkonyum eldesi  $ZrCl_4$  bileşiğinin magnezyum veya kalsiyum ile indirgenmesi sonucu elde edilir. Metal olarak dökümü sırasında, havadaki oksijen ve azot ile etkileşmemesi gerekmekte ve bu nedenle titanyum teknolojisinde olduğu gibi özel fırınlarda işlenilebilmektedir. Zirkonyum metali bombaların yapısında, flaşlarda ve nükleer sanayi gibi çok çeşitli alanlarda kullanılmaktadır. Diş hekimliğinde ise zirkonyum minerali olan zirkonyadan elde edilen zirkonya seramiği formu kullanılır. Zr olarak gösterilen element yer kabuğunun 0,028'ini teşkil eder. Tabiatta bakır, nikel, kurşun, çinko ve civanın toplamlarından daha fazla bulunmaktadır. Zirkonyumun atom numarası 40 atom ağırlığı 91,22g/mol'dir. Periyodik tabloda IV B grubunda bulunur. Elektron düzeni(kr)  $4d^2 5s^2$  olup bileşiklerinde  $2^+$  ve  $4^+$  değerliliklerinde bulunur. Saf halde yumuşak bükülebilen ve dövülebilen bir metaldir. Erime noktası 1852°C, kaynama noktası 3580°C ve özgül ağırlığı  $6,52g/cm^3$  tür (19,20).

### 2.3.1. Zirkonyumun Kullanım Alanları

- Zirkonyum metali korozyona dayanıklılığı ve nötron absorplama özelliğinin az olması nedeniyle nükleer reaktörlerin yapı malzemesi olarak,
- Yanıcı özelliğinden dolayı askeriyede,
- $ZrO_2$ , erime noktasının yüksek olması nedeniyle ateşe dayanıklı malzemelerin yapımında, cam ve seramik endüstrisinde,
- Düşük sıcaklıklara süper iletken özelliği nedeniyle zirkonyum-niobyum alaşımları süper iletken mıknatısların yapımında,

- Korozyona dayanıklılığı nedeniyle birçok aletin yapımında kullanılmaktadır (19).

### **2.3.2. Zirkonya Seramiğin Diş hekimliğinde Kullanımı**

Zirkonya, yüksek gerilme direncine sahip olması, doku dostu olması, gren çapının düşük olması sayesinde diş hekimliğinde seramik formunda implant ve abutment materyali, sabit restorasyonlarda(kuron-köprü, laminate, inlay-onlay), core materyali, post-core materyali ve ortodontik braket olarak kullanılmaya başlanmıştır. ZrO<sub>2</sub> seramiklerinin kullanıma girmesi, bilgisayar-destekli dizayn (Computer-Aided Design; CAD) ve bilgisayar-destekli üretim(Computer-Aided Manufacturing; CAM) teknolojisinin gelişmesi ile paralellik göstermiştir. Kimyasal özellikleri ve tarihçesi bu şekilde olan zirkonyum, estetik arayışını hiç yitirmeyen diş hekimliği sektöründe özellikle ön diş restorasyonlarında hem estetik hem de dayanıklılığın, bir arada istendiği durumlarda tercih edilir hale gelmiştir (21,22).

### **2.3.3. Zirkonya Seramiklerin Üretimi**

Diş hekimliğinde kullanılan zirkonya bloklar aynı kimyasal kompozisyona sahip olmasına rağmen, bükülme direnci açısından 900MPa ile 1200MPa değerleri arasında farklılık gösterebilmektedir. Bu fark zirkonya bloğun elde edilmiş şekli ile yakından ilgilidir.

Üretim şekline göre itriyum içeren zirkonya bloklar 2 ana gruba ayrılır:

### **2.3.4. Non-HIP(Hot Isostatik Pressing) Zirkonya Seramikler**

İlk grupta bulunan, literatürde dry-pressed veya non-HIP zirkonya olarak adlandırılan bloklar, zirkonyum tozunun basınçsız bir şekilde preslenerek hazırlandığı, sinterlenmesi tamamlanmamış bloklardır ve poröz bir yapıya sahiptirler. Sinterlenmesi tamamlanmamış non-HIP zirkonya bloktan hazırlanan restorasyonlar esas boyutundan daha büyük boyutlarda şekillendirilirler. Sinterlenmemiş haldeki bloklar CAD-CAM sistemi kullanılarak ‘green machining’ olarak adlandırılan ‘ham şekillendirme’ işlemine tabi tutulurlar.

Aşındırma sonrası normalden büyük boyutta hazırlanan alt yapı, yine basınçsız olarak 1350°C-1500°C arasında sinterlenir. Böylece sinterlenmemiş poröz zirkonya yaklaşık %20-30'luk bir büzölmeye uğrayarak daha yoğun ve dayanıklı bir hale gelir (23,24).

### **2.3.5. HIP Zirkonya Seramikler**

İkinci gruptaki HIP zirkonya bloklar ise yüksek yoğunluğa sahip, sinterlenmesi tamamlanmış bloklardır ve doğrudan aşındırma işlemine tabi tutulurlar. Restorasyon direkt olarak, yüksek yoğunluğa sahip sinterlenmesi tamamlanmış HIP zirkonya bloktan esas boyutunda şekillendirilir. HIP zirkonya blokların elde edilmesinde öncelikle materyal yaklaşık 1300°C de sinterlenir. Ardından partikül yoğunluğunu artırmak amacıyla 1400-1500°C arasına kadar 1000 barın üzerinde bir basınçla isostatik bir ortamda(genellikle argon gazı kullanılarak) ısıtılır. Bundan sonra da beyazlaşmaya kadar normal atmosferde, yani açık havada ısıtılmaya devam edilir. Çünkü sinterlenip basınca maruz kaldıktan sonra Y-TZP'nin rengi gri-siyah olur. Oksitlenip beyaz rengi kazanması için bu son ısıtma safhasının yapılması gerekir (23).

## **2.4. SİMANTASYON İŞLEMİ**

### **2.4.1. Dental simanların sınıflaması**

#### **1- Fosfat bağılı simanlar**

- Çinko fosfat simanlar
- Modifiye çinko fosfat simanlar
  - Bakır ve gümüş simanlar
  - Florür simanlar
  - Çinko silikofosfat simanlar

#### **2- Fenolat bazlı simanlar**

- Çinko oksit ojenol(ZOE)
  - Basit çinko oksit ojenol kombinasyonları
  - Güçlendirilmiş çinko oksit ojenol materyalleri
  - Orto-etoksi benzoik asit(EBA) simanlar

- Kalsiyum hidroksit salisilat
- 3- Polikarboksilat bazlı simanlar
  - Çinko polikarboksilat simanlar
- 4- Cam iyonomer simanlar
- 5- Rezin modifiye cam iyonomer simanlar
- 6- Kompozit rezinler
- 7- Poliasit modifiye kompozit rezinler

## **Kompozit Rezin Siman**

### **Kompozit Rezin Simanların yapısı**

Kompozit Rezin Simanların yapısı üç fazdan oluşur.

#### **Organik polimer matriks**

BİS-GMA veya UDMA'dan oluşur. UDMA renk değişimine karşı dirençli olup adezyonu sağlar. Hem BİS-GMA hem UDMA aşırı viskoz yapıya sahip olduklarından viskoziteyi azaltmak için matrikse TEG-DMA ilave edilmiştir (24).

#### **İnorganik Faz**

Matriksin içinde dağılmış farklı şekil ve büyüklükte kuartz, borosilikat cam, stronsiyum, baryum, lityum alüminyum silikat, yitriyum, cam, çinko gibi doldurucu partiküller bulunur. Doldurucu partiküllerin şekli, büyüklüğü ve yoğunluğu rezinlerin fiziksel ve mekaniksel özelliklerini belirler. Partikül büyüklüğü arttıkça organik yapı azalır, ısıl genleşme katsayısı, polimerizasyon bütünlüğü ve su absorpsiyonu azalır. Dayanıklılık artar (24).

#### **Ara Faz**

Matriks ile doldurucular arasında sıkı bir bağlanmayı sağlayan fazdır. Bu bağlanma silan bağlayıcı ajanlarla sağlanır. Silan bağlayıcı ajanlar bir uçtan polimer matrikse bağlanırken, diğer uçtan da doldurucuya bağlanır. Silan bağlayıcı ajan suyun geçişini, çözünürlüğü ve su emilimini azaltır (24).

### **2.4.2. Simantasyon öncesi yapılan yüzey hazırlıkları**

#### **2.4.2.1. Asitle dağlama yöntemi**



Reçine simanı ile maksimum bağlantıyı elde edebilmek için seramik yüzeyde hazırlanmalıdır. Feldspatik seramiklerde, HF(hidroflorik) asitle dağlama yapılarak cam faz ortamdan uzaklaştırılır ve bağlantı için gerekli yapı elde edilir (25,26). Ancak, zirkonya seramiklerde asitle dağlama işe yaramamaktadır (27). Çeşitli in vitro çalışmalarda güçlü reçine bağlantısı elde edebilmek için, farklı yüzey uygulamaları incelenmiştir (28,29).Metal alt yapıli alaşımlarda %40 oranında kullanılır. HF metal alt yapıli alaşımlara 3dk uygulanması önerilir.

#### **2.4.2.2. Al<sub>2</sub>O<sub>3</sub> İle Kuşlama Yöntemi**

1940'larda geliştirilmiş ve etkili olan Al<sub>2</sub>O<sub>3</sub> ile kuşlama yöntemi kullanılarak, pürüzlü bir yüzey elde edilmektedir. Kuşlama yoluyla, yüzeydeki yumuşak, kontamine tabakalar kaldırılır. Elde edilen temiz, pürüzlü yüzey reçine esaslı siman ile bir miktar mekanik bağlantı oluşturur. Buna anahtar sistemi de denir. Pürüzlendirme sonucu bağlantının gerçekleşeceği yüzeyin alanı artarken yüzey enerjisi ve ıslatılabilirliği de artmış olur. Bunun için 50µ ya da 110µ'luk Al<sub>2</sub>O<sub>3</sub> partikülleri içeren kuşlar kullanılmaktadır. Metal alt yapıli alaşımlarda genellikle 0.4MPa basınçla en fazla 10mm uzaktan 10sn uygulanması önerilmiştir. Kuşlama ve fosfatla modifiye reçine simanların kullanımı uzun süreli, dayanıklı reçine bağlantısı elde edilebilmesinde faydalı olmuştur (30,31,32).

#### **2.4.2.3. CoJet Sistemi**

CoJet sistemi klinikte kullanılabilen bir tribokimyasal silika kaplama yöntemi olup, kaplayıcı-aşındırıcı bir kum, bir silandan oluşur. Işınla polimerize olan, bağlayıcı, reçine esaslı simanla simante edilmelidir. Salisilik asit içeren 30 µm'luk Al<sub>2</sub>O<sub>3</sub> kum partikülleri 90°'lik açıyla, 2.5bar basınçla, 15 saniye boyunca püskürtüldüğünde, yüzey küçük silika partikülleri ile kaplanır. Böylece hem yüzey alanı arttığı için mikromekanik tutuculuk elde edilmekte hem de silan uygulaması ile kimyasal tutuculuk sağlanmaktadır (30,33).

#### 2.4.2.4. Rocatec Sistemi

Rocatec laboratuvarında kullanılabilen bir tribokimyasal silika kaplama yöntemidir. Bu sistemde 2 aşamalı kumlama yapılır. Önce Rocatec-Pre adı verilen restorasyonun 110µm'luk Al<sub>2</sub>O<sub>3</sub> kumu ile 2.5 bar basınç altında temizlenip, aktive edilmesi aşaması vardır. İkinci aşama ise Rocatec-Plus adı verilen, 110µm SiO<sub>2</sub> kumunun 2.5 bar basınç altında püskürtülmesi ile yüzeye silika partiküllerinin gömülmesini sağlayan uygulamadır. Silika kaplama ve silan uygulaması yapıldığında zirkonya oksit seramiklerde yalnız kumlama ile elde edilen bağlantıdan daha yüksek bağlantı kuvvetleri elde edilmektedir. Silika kaplama, substratın “yüzey enerjisini” artırır. Silika kaplanan yüzey silan aracılığı ile reçine simanı ile bağlantı kurar. Bu bağlantı iki şekildedir. Birincisi seramiğin inorganik fazı ile reçinenin organik fazı arasındaki kimyasal kovalent bağdır. İkincisi ise silanların seramik yüzeyinin ıslatılabilirliğini, yüzey alanını ve andırkatlarını çoğaltması ile seramiğin mekanik tutuculuğunun artması şeklindedir (34,35).

#### 2.4.2.5. Kumlanan Yüzeye Silan Uygulanması

Silanlar, silikon(Si) atom veya atomları içeren organik yapılardır ve bifonksiyoneldirler. Organik fonksiyonel kısmı organik matriksle reaksiyona girerken, alkali grupları inorganik maddelerle reaksiyona girer. Silanlar ilk kez Bowen ve Rodriguez tarafından Bis-GMA reçinelere dolgu maddesi olarak katılmışlardır. Ancak daha sonra silanların, seramiğin yüzeyindeki oksit tabakası ile reaksiyona girdiği görülmüş ve bu yöndeki çalışmalar üzerinde durulmuştur. Dual reaktivite özellikleri sayesinde farklı inorganik ve organik matrikslerle reaksiyona girerler. Bunlar boyutlarına, işlevlerine ve içeriklerine bağlı olarak primer ya da coupling agent adını alırlar. Coupling ajan olarak organik inorganik maddeler arasında kullanılan silanlar, hidrofilik ve asidik özelliklere sahiptirler. Bunlar önce ortamdaki nemden hidrolize(aktive) olurlar, yani su ile silanın alkol grupları reaksiyona girer. Bu reaksiyon sonucu bir metoksi grubu(-Si-O-CH<sub>3</sub>) ve 3 silanol grubu açığa çıkar(-Si-OH). Ortaya çıkan silanol grupları daha fazla

reaksiyona girip kondanse olurlar. Böylece silika yüzeyiyle siloksan ağı kururlar (-Si-O-Si-O-). Bu da inorganik materyalle organik matriks arasında çapraz bağlantı kurulması demektir. Silan moleküllerinin organik metakrilat grupları ise adeziv reçinenin metakrilat grupları ile kopolimerize olup kimyasal bağ oluşturur (36,37).

## **2.5. ATOM BAĞLARI**

Kimyasal bağ, çekirdekteki atomları bir arada tutan kuvvettir. İki ya da daha fazla atom arasında elektron alışverişi veya ortak kullanımı ile kimyasal bağlar oluşmaktadır. Atomlar tek başına buldukları zamankinden daha düşük enerjili duruma (daha kararlı) erişmek için bir araya gelirler ve kimyasal bağlar sayesinde atomlar bir arada, düzenli olarak belli bir geometri oluştururlar. Bu geometriyi oluştururken amaç elektron dizilişlerini soy gazlara benzetmeye çalışmaktır. Birçok fiziksel özellik elektrikselsel bağların cinsine bağlıdır ve bu kimyasal bağlar ile farklı maddeler meydana gelmektedir. Kimyasal bağın kuvvetli olması materyalin sertliğini ve erime noktasını yükseltir.

## **2.6. Yüzey Olayları**

Farklı türden moleküllere sahip olan maddeler yeterince yaklaştığında, birbirleri ile etkileşime girerler. Temas yüzeyi boyunca gerçekleşen bu intermoleküler etkileşim “yüzey olayları” olarak adlandırılır. Gaz, sıvı ve katı fazdaki moleküllerin davranışı değişik olduğundan, bunların oluşturduğu yüzey olayları farklıdır (38).

### **2.6.1. Difüzyon**

Difüzyon, moleküllerin rastgele hareketinin meydana getirdiği, kendiliğinden olan, yayılma-dağılma ya da madde hareketidir. Difüzyon, bir konsantrasyon gradieninden (yoğunluluk) hareket eder, yani moleküller, yüksek konsantrasyonda buldukları bir bölgeden konsantrasyonlarının daha düşük olduğu bir bölgeye göç ederler.

En hızlı difüzyon gazlarda olup bu, sıvılarda daha yavaş olur. Difüzyon katılarda da meydana gelebilir; bu, atomlara birbirlerinin etrafında hareket edip

yer değiştirme olanağını sağlayan kristal kafesi kusurlarından oluşur. Bununla birlikte bunun oranı o denli küçüktür ki sıkı temas halinde iki katı cisimde yıllar sonra bile görünür bir karışmaya tanık olunmaz.

Difüzyon oranı, konsantrasyon gradieninin (yoğunluluk) fonksiyonudur, iki alan arasında konsantrasyon farkı ne kadar büyük olursa, yüksek konsantrasyonlu alandan düşük konsantrasyonlusuna moleküller o kadar hızla yayılır(difüze olur).

Difüzyon oranı ayrıca sıcaklığa da doğruca bağlıdır: sıcaklık arttıkça moleküller daha hızlı hareket ederler. Gazlarda bu oran molekül ağırlığıyla ters orantılıdır zira hafif moleküller ağırlara göre daha hızlı hareket ederler (39).

## **2.6.2. Adezyon**

### **2.6.2.1. Adezyonun Tanımı**

Adezyon iki farklı yüzeyin moleküller arasındaki çekim kuvvetleriyle birbirine bağlanmasıdır. Adezyonu oluşturan maddeye “adeziv”, adezivin uygulandığı maddeye ise “aderent” denir. Bu durumda kullandığımız bağlayıcı ajanlar adeziv, mine ve dentin yüzeyleri ise aderent olarak kabul edilebilir (38,39).

Dental adezyonun anlaşılabilmesi için maddeyi oluşturan atomlar ve molekülleri bir arada tutan bağların, farklı ya da benzer türde moleküller arası etkileşimi ve yüzey olaylarının anlaşılması gerekmektedir.

Maddelerin yapıtaşlarını birbirine bağlayarak bir arada durmalarını sağlayan çeşitli bağlar bulunduğu bilinmektedir. Bu bağlar, atomlar arası uzaklık faktöründen de etkilendiklerinden; katı sıvı ya da gaz fazdaki maddelerde farklı Şekillerde ortaya çıkarlar.

### **2.6.2.2. Adezyonu Temin Eden Etmeler**

Adezyon 3 farklı mekanizma ile temin edilir (38,39).

- **Fiziksel Adezyon:** Van der Waals kuvvetleri veya diğer elektrostatik etkileşimler sonucu farklı yapıdaki düz yüzeyler arasında gerçeklesen zayıf bir bağlanmadır.

- **Kimyasal Adezyon:** İyonik, kovalent ve mekanik bağlar gibi primer birleşme kuvvetlerini esas alan, farklı yüzeylerin atomları arasında oluşan zayıf bir bağlanmadır.

- **Mekaniksel Adezyon:** Geometrik ve reolojik etkenlere bağlı olarak düzensiz yüzeyler arasında meydana gelen güçlü kilitlenmedir.

### **2.6.2.3. Dental Adezyon**

Protetik işlemlerin tamamında adezyon özel bir öneme sahiptir. Çünkü diş yapısı ile kullanılan malzeme arasında dişe en az zarar verecek sıkı bir bağlantı oluşturulması amaçlanmaktadır. Yani dişler ve protetik yapının dişe temas eden yüzeyi aderent olarak kabul edersek, bunları yapıştıran yapıştırıcıda adeziv oluyor. Bu nedenle aderent yüzeylerin durumu ve yapılması gereken adeziv işlemlerin iyi bilinmesi gerekmektedir (40).

### **2.6.3. Islanma Ve Serbest Yüzey Enerjisi**

İki madde arasında oluşan adezyonun kalitesi açısından en önemli kavram yüzey enerjisidir. Birbirine temas eden iki madde, temas yüzeyi boyunca, yüzey molekülleri aracılığıyla birbirlerini çekerler. Bu çekim ilişkisi, temas eden maddelerin, katı, sıvı veya gaz fazında olmalarından etkilenmektedir. Van der Waals kuvvetlerinin aktive olması için temasa geçen maddelerin birbirine 0,0007 µm kadar yaklaşabilmesi gerektiğinden, her ikisi de katı fazdaki iki yüzey arasında adezyon oluşması oldukça güçtür. Ne kadar pürüzsüz ve düzgün olursa olsun, katı yüzeyler anatomik ölçülerde oldukça düzensizdirler. Ancak yüksek noktaları birbirine temas eder. Bu temas noktaları ise, toplam yüzeyin ancak çok küçük bir bölümünü oluşturduklarından yeterli temas alanı sağlanamaz. Adezyonu oluşturacak maddeler arasında bu düzey bir yakınlık oluşturabilmek ancak tarafların birinin katı, diğerinin ise sıvı fazda olması ya da yarı vizkoz olması ile sağlanabilir. Her ikisi de sıvı fazda olan maddeler arasında ise, yüzeysel bir ilişki sağlanamadığından, adezyon gözlenemez. Gaz fazdaki maddeler, yeterli anatomik yoğunluğa sahip olmadığından, katılarla ilişkilerinde adezyon oluşturmazlar. Bu nedenlerden dolayı, etkili bir adeziv ilişki ancak bir

katı ile bir sıvı arasında gerçekleşebilir. Adezyonu oluşturan taraflardan katı olanına “aderent ya da yapışan”, sıvı olanına “adeziv yada yapıştırıcı” adı verilir. Katı fazdaki maddenin atomları, birbirini eşit ve kararlı olarak çekerler. Bununla birlikte örgü yapısının en dışında bulunan yüzey atomları her taraftan eşit çekilmediklerinden enerji daha yüksektir. Bu nedenle, katıların yüzeyindeki enerji, içindeki enerjiden daha yüksektir. Bu durum katının “serbest yüzey enerjisi” (SFE) olarak adlandırılır. Yüzey enerjisi sayesinde ilişki kuran adeziv ve aderent arasında önce van der Waals bağları oluşur ve bu sayede yaklaşma devam eder. Yeterli yakınlık kurulduğunda, taraflar arasında primer bağlar aktive olur ve kimyasal bağlanma gerçekleşir. Bu tip adezyona “kemisorbsiyon” denir. Bu zincirleme ilişkinin başlaması, yüzey enerjisi sayesinde gerçekleşir ve aderentin serbest yüzey enerjisi ne kadar yüksekse, adezyon kapasitesi de o denli yüksek olur. Aderent yüzeyi ile ilişkiye geçen adeviz damlasının yüzeye tam olarak yayılabilmesi ve onu ıslatabilmesi de oluşacak adezyonun kalitesi için önemlidir. Sıvı fazdaki adeziv maddesi de tıpkı katılarda olduğu gibi yüzey enerjisine sahiptir. Sıvı kitlesinin yüzeyindeki atomlar içeridekiler tarafından çekildiklerinden, kitle serbest yüzey enerjisine sahiptir. Bu nedenle, yerçekimsiz ortamlarda sıvı damlaları küresel yapıda olmak eğilimindedirler. Yer çekimli ortamda serbest düşme sırasında ise hava sürtünmesi nedeni ile klasik damla biçimini kazanırlar. Serbest yüzey enerjisinin sıvılarda olan bu özel durumuna ise “yüzey gerilimi” (ST) denir. Sıvı fazdaki adezivin, katı fazdaki aderenti ıslatabilmesi ve yayılabilmesi için yüzey geriliminin, aderentin yüzey enerjisinden daha düşük olması gerekmektedir. Islanabilirlik, değim açısı ile ölçülmektedir. Değim açısı, katı taraf yüzeyine damlatılan sıvının oluşturduğu küre parçasına, her iki maddenin birleşim yerine çizilen teğet ile katı taraf yüzeyi arasında oluşan açıdır. İdeal olarak ıslanmanın tam olarak oluşabilmesi için değim açısının sıfır olması gerekmektedir (41,42).

## **2.6.4. Dış Dokusunda Adezyonu Etkileyen Faktörler**

### **2.6.4.1. Minenin Yapısı**

Minenin yapısı %95-96 kristal yapı %1 organik yapı ve %3 sudan oluşmaktadır. Kristal yapının fazlalığı mineye yüksek enerji yüzeyi verir. Su içeriğinin azlığı ise bağlanmayı kolaylaştırır (18).

Yaklaşık elli yıl önce, M.G. Buonocore; eğer rezin uygulanmadan önce mine fosforik asit ile pürüzlendirilir ve durulanıp kurutulur ise, akrilik rezinleri mineye bağlamanın mümkün olacağını gösteren bir makale yayınlamıştır. Bu, adeziv diş hekimliğine giden adımlardan ilki olan mineye güvenilir bağlanma için atılan ilk temel adım olmuştur. Herhangi bir işlem görmemiş olan mine oldukça düşük yüzey enerjisine sahiptir ve dolayısı ile bağlanma için elverişli değildir. Ayrıca, tükürükten kaynaklanan glikopolisakkaritlerden oluşan bir biyofilm tabakası “pelikül” ile örtülüdür (43).

Minenin asitle pürüzlendirilmesi, 10µm’lik mine yüzeyini uzaklaştırır ve 5-50µm derinliğinde poröz bir tabaka oluşturur, ayrıca minenin ıslanabilirliğini ve yüzey alanını artırır. Düşük viskoziteli bir rezin uygulandığında, interprizmatik boşluklara penetrasyonu sonucu makro-rezin tagların oluşması ve intraprizmatik alanlarda ise daha küçük rezin uzantıları olan mikro-rezin tagların oluşması ile mikromekanik bir bağlantı meydana gelir (44,45).

#### **2.6.4.2. Dentinin Yapısı Ve Adezyon Özelliği**

Dentinin kimyasal yapısı ağırlıkça %70 inorganik, %18 organik ve %12 su; hacimce %50 inorganik, %25 organik, %25 su içerir. İnorganik yapının büyük bölümünü oluşturan hidroksiapatit kristalleri, başlıca kollajenden ibaret olan organik matriks içine rastgele dağılmıştır (46,47).

Dentinin protein oranı yüksektir ve yüzey gerilim değeri 44,8dyn/cm<sup>2</sup> dir. Dentin yüzeylerine asit uygulaması, yüzey gerilimini 29,5dyn/cm<sup>2</sup> gibi bir değere düşürür. Bu nedenle, dentin dokusuna asit uygulandığı da çalışmalarda azalan yüzey gerilim değerinin uygun primerler ile yeniden yükseltilmesi zorunludur. Dentin dokusunda histolojik olarak çok sayıda kanalcıklar bulunmaktadır. Pulpadan başlayıp mine dentin sınırında sonlanan kanalcıklar, dentin sıvısı ile doludur ve pulpa ile doğrudan bağlantılıdır. Pulpadan dışarı 25-

30mmHg basıncı ile dışarı doğru itilmekte olan bu sıvı nedeni ile prepare dentin yüzeyi daima nemlidir. Kanalcık sistemi ve dentin sıvısı alışverişi nedeni ile dentin dinamik yapıdadır ve transdental permeabilite söz konusudur. Kanalcıkların çevresi, iyi mineralize peritübüler dentin ile sarıdır. Bunların arası ise, daha az mineralize olan intertübüler dentin ile doludur. Dişte birim alana düşen kanalcık, intertübüler ve peritübüler dentin açısından yüzeyden derine doğru farklılık gösterir. Derin dentinde kanalcık yoğunluğu ve çapı yüzeyel dentine oranla daha fazladır. Yüzeyel dentinde %96 intertübülerdentin, %3 peritübüler dentin ve %1 su bulunurken, derin dentinde %12 intertübüler dentin, %66 peritübüler dentin ve %22 su bulunmaktadır. Derin dentinde adeziv özelliği daha iyi olan intertübüler dentin oranı daha azdır. Ayrıca su oranının yüksek olması da adeziv özelliğini azaltmaktadır.

Dentin yüzeyi preparasyonu sırasında, kesici aletlerin işlevinden arta kalan smear tabakasıyla kaplanır. Bu tabaka hakkında adeziv diş hekimliği, iki görüş beyan etmiştir. Birincisine göre, smear tabakası bakteri ve toksinlere karşı koruyucu bir bariyer oluşturur ve ortadan kaldırılması dentin geçirgenliğini 5-10 kat artırır. İkinci görüşe göre ise smear tabakası bakteriler için uygun bir besiyeri oluşturduğundan dolayı ortadan kaldırılmalıdır (48,49,50,51,52,53).

#### **2.6.4.2.1. Dentin Adeziv Sistemleri**

**Dentin adeziv sistemleri genel olarak 3 asamada uygulanır. Bunlar:**

- 1- Dentin yüzey koşullarının değiştirilmesi (Dentinin asitlenmesi, dentin conditioning)
- 2- Adezyonu güçlendiren ajanların kullanılması (Primer uygulaması)
- 3- Bağlayıcı ajanın demineralize dentin yüzeyine infiltrasyonu (Bağlayıcı uygulaması, dentin adeziv uygulaması)

#### **1- Dentin Yüzey Koşullarının Değiştirilmesi**

Dentin yüzey koşullarının değiştirilmesindeki amaç, dentin bağlayıcı



ajanlarının kimyasal ve mikromekaniksel bağlanmalarını sağlayacak uygun bir dentin yüzeyi oluşturmaktır. Asitlerin “dentin conditioner” olarak kullanımı yaygındır. Farklı konsantrasyondaki bu asitler belirli bir süre dentine uygulanır. Daha sonra su ile yıkanarak diş yüzeyinden uzaklaştırılır (54).

Bu işlem için kullanılabilen asitler:

- \* % 10'luk fosforik asit
- \* % 2,5'lik maleik asit
- \* % 10'luk sitrik asit
- \* % 2,5'lik nitrik asittir.

Bu asitlerin etkinliğini artırmak, smear tabakasının uzaklaştırılmasını çabuklaştırmak ya da oluşacak bağlanmanın dayanımını artırmak için demir klörür, kalsiyum klörür, alüminyum oksalat gibi maddeler katılabilir. Amaç, dentin yüzeyini mikromekaniksel olarak uygun hale getirmektir. Bu amaçla, kimyasal, ısıl ve mekanik yöntemlerden yararlanılabilir. Kimyasal olarak çeşitli asitler ve EDTA (Etilendiamin tetrasetik asit), ısıl olarak lazerden, mekaniksel olarak ise abraziv araçlardan yararlanılabilir. Dentine bağlanmada asitleme işlemiyle dentinal geçirgenliğin artırılması ve kollajen fibrillerin açığa çıkarılması çok önemlidir. Ancak asit uygulaması ile dentin yüzey gerilimi değerinde bir düşme görülür ve bu da adezyonu olumsuz yönde etkiler. Asitleme sonucunda dentin yüzey enerjisi  $29,5 \text{ dyn/cm}^2$ 'ye düşer. Bunu ortadan kaldırmak için dentinin yüzey enerjisini arttıran primer denenen ajanların kullanımı gündeme gelmiştir (55).

### **Dentinde primer kullanılması**

Causton tarafından 1982 yılında tanımlanan primer; hidrofilik nemli dentin yüzeyi ile hidrofobik rezin arasındaki bağlantıyı sağlayabilmek için uygulanan, adezyonu yükseltici ajanlar olarak tanımlanabilir (56,57).

Dentin yüzey koşullarının değiştirilmesi sonucunda azalmış olan yüzey enerjisi, etkili bir bağlantı sağlanabilmesi için olumsuz bir ortam oluşturur. Yüzey enerjisinin yükseltilebilmesi için primer adı verilen kimyasallar

uygulanır. HEMA (: 2 hidroksi- etil- metakrilat), BPDM (Bifenil- dimetakrilat) ve 4-META (4 metakril- oxi- etil- trimetakrilat- anhidrit) gibi primer moleküller, hidrofilik ve hidrofobik olmak üzere iki farklı fonksiyonel grup içerirler. Hidrofilik gruplar, suyu sevmeleri sayesinde dentinin kolagen fibrilleri ile, Hidrofobik gruplar ise dentin yüzeyinin üst kısmında kalırlar ve bağlayıcı ajan ile bağ kurarlar (58,59,60).

### **Bağlayıcı ajanın uygulanması ( Dentinde bağlayıcı ajan uygulaması)**

Yüzey koşulları conditioner kullanılarak değiştirilmiş ve primer uygulanmış dentin yüzeyine hem dentin hem de rezine bağlanabilen bağlayıcı ajanlar uygulanır. Bağlayıcı ajanlar, BIS-GMA (Bisfenol- glisidil- metakrilat) ve TEGDMA (tri-eten glikol di metakrilat) gibi düşük viskoziteli hidrofobik monomerlerden oluşur. Polimerizasyonu ışıkla, kimyasal yolla ve hem kimyasal hem ışıkla olan tipleri bulunmaktadır. Primer uygulandıktan sonra oluşan hibrit tabaka, bağlayıcı ajan ile birlikte polimerize olur. Bu nedenle bağlayıcı ajan, hibrit tabakanın polimerizasyonunu sağlayacak yeterli kalınlıkta olmalıdır. Bağlayıcı ajanların intertübüler dentine kenetlenmeleri sonucu, tübüler rezin taglar oluşur. Bağlayıcı ajanın dentin yüzeyine adaptasyonu ve oluşan rezin tagların uzunluğu, rezinin bağlanma dayanıklılığını önemli ölçüde etkiler. Eğer adaptasyonu tam olan bağlayıcı ajan 10µm uzunluğunda taglar oluşturabilmişse, 22-35 MPa değerinde klinik olarak kabul edilebilir rezin bağlanma dayanıklılığı elde edilebilir. Resin tagların dentin tübüllerine adaptasyonu tam değilse, hibrit tabaka ile primer arasında ve kollajen lifler çevresinde, intertübüler dentin geçirgenliğine bağlı olarak nano düzeyde boşluklar oluşur. Hibrit tabakanın poröz bir nitelik alması sonucu, “nanoleakage” diye tanımlanan ve rezinin bağlanma dayanıklılığının kalitesini de etkileyen sızıntı olayı başlar (61,62).

### **2.6.5. Bağlayıcı Sistemlerin Sınıflandırılması**

#### **Birinci Kuşak Bağlayıcı Sistemler:**

Buonocore ve arkadaşları, gliserofosforik asitin kullanımıyla dimetakrilat içeren rezinin asitlenmiş dentine bağlanabildiğini göstermişlerdir.

Biofonksiyonel rezin molekülüyle hidroksiapatitin kalsiyum iyonları arasındaki etkileşim sonucu bağlanma olduğu düşünülmüştür (63). Bunlar, hidroksiapatit'e iyonik, kollajene kovalent bağlar ile bağlanan, hidrofobik malzemelerdir. 1965'de Bowen, N-phenyl glycin glycidyl methacrylate (NPG-GMA) kullanarak dentine bağlanmayı denemiştir. Bu molekülün bir ucunun dentine bağlanırken diğer ucunun kompozit rezine bağlanabileceğini göstermiştir. Bu sistemde dentinal adezyon artmış ancak bağlanma yine yetersiz bulunmuş ve makaslama bağlanma direnci yalnızca 2-5 Mpa olarak tesbit edilmiştir (64).

### **İkinci Kuşak Bağlayıcı Sistemler:**

1970'lerde Bis-fenolA diglisidilmetakrilat (Bis-GMA) ve 2-Hidroksietil metakrilat, Hidrofilik dimetakrilat (HEMA) gibi rezinlerin halofosfat esterlerini içeren bağlayıcı sistemler üretilmiştir. Bu sistemdeki bağlayıcı ajanların bağlanma mekanizması klorofosfat grupları aracılığıyla dentinal kalsiyuma iyonik bağlanmadır. Smear tabakası üzerine direkt olarak uygulanan bu sistemde amaç; dentin yüzeyi üzerine dentin sıvısının akışını ve dentin geçirgenliğini önleyerek, bağlayıcı sistemlerin smear tabakasına ve alttaki dentinin kalsiyum iyonlarına geçebilmesini sağlamaktır. Bu ürünler ilave edilen kollajen ve smear tabakasına bağlanma özelliklerinden dolayı dentine 10 MPa'dan fazla bağlanma dayanıklılığı göstermektedir ancak bağlanma dayanıklılığı kompozitin polimerizasyon büzülmesine karşı koyamadığından restorasyon etrafında boşluk formasyonu meydana gelmektedir. İkinci kuşak sistemlerin zayıf bağlanmasının esas nedeni dentin yerine smear tabakasına tutunmalarıdır (65,66,67,68).

### **Üçüncü Kuşak Bağlayıcı Sistemler:**

İlk iki kuşaktaki ürünlerin dentinin inorganik yapısına bağlanabilme amacı ile geliştirildiğinden ve inorganik yapıya bağlanmakta yetersiz kaldıklarından yeterli başarı sağlanamamıştır. Bunun sonucunda, suda çözünebilir glüteraldehit ve yüzey aktif HEMA katkısı sayesinde kollojen amino gruplarına bağlanması gerçekleştirilmiştir (69).

1984'ten başlayarak kullanıma sunulan bu ürünler, smear tabakasının

modifiye edilmesi veya kaldırılması esasına dayanarak kullanılmıştır. Bağlanmanın ana mekanizması intertübüler, intratübüler ve peritübüler dentinin ilk 1-5µm'sine mikromekanik bağlanmadır. En önemli karakteristik özelliği çok basamaklı uygulamalar içermesidir. Asitleme işlemiyle smear tabakasının kaldırılması veya çoğunlukla modifiye edilmesini takiben, hidrofilik primer ve adeziv rezin uygulanmaktadır (70,71).

Bu sisteme önceki iki sisteme göre dentine penetre olabilmekte ve 14-10 Mpa kadar bağlanma dayanımı sağlayabilmektedir (72).

#### **Dördüncü Kuşak Bağlayıcı Sistemler:**

Smear tabakasının tamamen kaldırılması 4. kuşak bağlayıcı sistemlerle sağlanmıştır. Fusayama ve arkadaşları, 1979 yılında mine ve dentine bağlanmayı arttırabilmek için tüm kaviteye %40'lık fosforik asitle uygulamışlardır. Nakabayashi ve arkadaşları, 1982 yılında polimerize edilmiş metakrilatın %10'luk sitrik asitle demineralize edilmiş dentine penetre olduğunu ve bir hibrit tabakanın oluştuğunu bildirmişlerdir (73,74).

“Total etch” tekniğinin kullanılması 4. kuşak bağlayıcı sistemlerin karakteristik özelliğidir. Üç aşamalı olarak uygulanan bu teknikte önce mine ve dentin %32-37'lik fosforik asit kullanılarak pürüzlendirilmektedir. Asitleme işleminin ardından düşük molekül ağırlığındaki primer solüsyonu kullanılmakta, son basamakta ise düşük viskoziteli, doldurucu ya da doldurucusuz bir bağlayıcı rezin uygulanmaktadır (73,75).

Dördüncü kuşak bağlayıcı sistemler alüminyum oksalat katkılı NPG‘N-FENİL GLİSİN’ ‘den oluşan sistemlerdir. Bu sistemlerin dentine yüksek bağlanma dayanımı sağladığı, iyi bir marjinal bütünlük ve sızdırmazlık temin ettiği tespit edilmiştir. Bağlanma dayanımları 17-26 MPa olan dördüncü kuşak sistemler ayrıca metale ve seramiğe de bağlanma özelliği göstermektedir. Ancak uygulamalarının teknik hassasiyet gerektirmesi bir dezavantaj olarak klinisyenlerin karşısına çıkmaktadır (76).

#### **Beşinci Kuşak Bağlayıcı Sistemler:**

Çok basamak gerektiren sistemlerin uygulama basamaklarını azaltmak amacıyla primer ve adeziv rezin birleştirilerek tek şişe içinde kullanıma sunulmuştur. Bu yüzden beşinci kuşak adezivlere “tek şişe sistemler” veya “self priming adezivler” de denilmektedir (77). Yapısında Bis-GMA, BPDm, HEMA ve fotoinisiyator bulunur. Smear’ın kaldırılması esasına dayanan bu ürünler, hidrofilik monomer katkıları sayesinde dentini nemlendirerek hem dentin hem de rezin ile bağ kurabilirler. Bağlanma dayanımları 30 Mpa kadardır. Bu kuşakta yer alan aseton esaslı hidrofilik primer içeren adeziv sistemlerin nemli dentin dokusu ile kuru dentine oranla daha güçlü bir bağlanma oluşturduğu bulunmuş ve 1991’de Kanca tarafından (78) **Wet bağlayıcı (nemli bağlanma)** kavramı ortaya atılmıştır. Nemin kollagen liflerin asit uygulandıktan sonra artan elastisite modül değerini düşürerek onlara esneklik kazandırdığı, kollajen liflere destek olduğu, lifler arasındaki boşlukları genişlettiği ve monomer infiltrasyonunu kolaylaştırdığı görülmüştür. Demineralize dentinin aşırı biçimde kurutulmasının ise kollajene destek veren suyun buharlaşmasına ve monomer penetrasyonunun sınırlanmasına neden olduğu saptanmıştır. Nemli bağlanmanın sağlanabilmesi için dentin yüzeyinin hava ile kurutulması yerine kuru pamuk pelet ile kurutulması “blot drying” tavsiye edilmektedir (79).

#### **Altıncı Kuşak Bağlayıcı Sistemler:**

Son zamanlarda klinik uygulamayı kolaylaştırmak için dentinin asitle pürüzlendirilmesi, primer ve bağlayıcı ajan uygulanmasının kombine edilerek tek aşamada kullanıldığı altıncı jenerasyon bağlayıcılar ”self etch” sistemler adıyla piyasada yerini almıştır. Watanabe ve arkadaşları (80), 1994’te %20’lik Phenyl-P (2-methacryloyloxyethyl phenyl hydrogenphosphate) asidik monomerinin, %30’luk HEMA içerisinde çözünmesiyle elde edilen karışımın asit uygulamasına gerek kalmaksızın kullanılabileceğini belirtmişlerdir. Bu adezivlere yıkama ve kurulama işlemlerinin de yapılmadığı tüm basamakları bir araya getiren “no bottle” veya “all-in-one” sistemleri de denilmektedir. Self etching primer sistemlerin dentini total etch sistemlere göre daha az agresif

olarak asitlemesi, demineralize bölgeye rezinin tam olarak penetre olması, smear tıkaçları kaldırılmayıp dentin tübüllerinin tıkalı kalması ve kollajenin aşırı kurutma riskinin ortadan kaldırılması gibi sebeplerle total etch sistemlere göre daha az postoperatif hassasiyete sebep oldukları bildirilmiştir (81,82).

Makaslama bağlanma dayanımları 20-35 MPa olan self etching primer sistemlerle tek şişe sistemler arasında laboratuvar şartlarında bağlanma dayanımları açısından bir fark görülmemiş ancak tek şişe sistemlerin mine kenarlarında daha başarılı olduğu ve self etching primer sistemlerin mine üzerinde fosforik asit jeline göre daha az etkili olduğu bildirilmiştir (83,84).

Self etch sistemler tarafından oluşturulan rezin-dentin bağlanma kalitesi sistemin agresifliği ile direkt olarak ilişkilidir. Self etch sistemler pH derecelerine göre, hafif, orta ve kuvvetli olmak üzere üçe ayrılabilirler, ancak temel olarak hafif ve kuvvetli olarak da sınıflandırılabilirler (85). Hafif self etch sistemlerin pH'ları 2 civarındadır. Dentin yüzeyini(smear tabakasını) kısmen çözerler. Asidik primer uygulaması ile hidroksiapatitin tamamı çözülüp uzaklaştırılmadığından, kollajen lifler etrafındaki rezidüel hidroksiapatit, monomerin karboksil ve fosfat gruplarıyla kimyasal bağlanır. Böylece mikromekanik ve kimyasal bağlanmanın bir arada sağlanması restorasyonun uzun süreli başarısını artırır. Bu sistemde yaklaşık 0,5-1µm civarında ince bir hibrit tabaka oluşmaktadır. Kuvvetli self-etch sistemlerin pH'ları 1'den düşüktür. Dentine daha derin infiltre olurlar. Bu nedenle hibrit tabaka 2-3 µm kalınlığa ulaşabilmekte ve dentindeki ultramorfolojik görüntüsü etch&rinse adezivlere benzemektedir (86,87).

Bazı all-in-one adezivler iki basamaklı self-etching primerlerden daha asidik ve hidrofiliktir. Hidrofilikliğin artması ile beraber bu sistemlerden suyu buharlaştırmak zorlaşmıştır. Ayrıca su buharlaştırılsa da, bond uygulanmış dentinden adeziv rezin içerisine hızlıca geri difüze olmaktadır (88,89). Daha güçlü çapraz bağlı polimer ağı oluşturmak üzere all-in-one adezivlere hidrofobik dimetakrilatlar katılmasına rağmen, hidrofilik monomerler “**water trees**”

denilen su ile dolu mikroskobik kanallar oluşturmak üzere polimerizasyon öncesi kümelenme eğilimindedir. TEM’de (Transmission electron microscopy) gözlemlenebilen bu oluşumların, suyun alttaki dentinden adeziv-kompozit ara yüzeylerine, hibrit ve adeziv tabakalara hareketine izin vererek zaman içerisinde rezin dentin bağlanma dayanımında degradasyona (yıkıma) neden olabileceği bildirilmiştir (89,90).

### **Yedinci Kuşak Bağlayıcı Ajanlar:**

Yedinci kuşak bağlayıcı sistemleri 2002’nin sonlarında geliştirilmiştir. Bu sistemde asit, primer, adeziv ve hassasiyet giderici tek bir şişe içinde bulunmaktadır. Bu nedenle altıncı kuşak bağlayıcı ajanlarda olduğu gibi ilave bir karıştırma ve yerleştirme safhasına gerek yoktur. Aseton/su çözücü içerisinde UDMA ve 4-META içerirler. Bağlanma dayanımları 29-30 Mpa olarak rapor edilmiştir. Kimyasal olarak aktive olan kompozitlerle kullanılmazlar (91). Yedinci kuşak sistemlerde makaslama bağlanma dayanımınının 16-20 MPa olduğu belirtilmiş ve dentine bağlanma değerleri açısından self-etching primer sistemlerle arasında istatistiksel olarak farklılık bulunamamıştır, ancak self etching primer sistemlerin mikrosızıntıyı engellemede daha başarılı olduğu bulunmuştur. Günümüzde sağlanan ilerlemelere rağmen all-in-one adezivlerin mineye bağlanma kuvvetleri dentine oranla hala tatmin edici değerlere ulaşmamıştır (92,93).

### **2.6.6. Dentin Adeziv Sistemlerin Güncel Sınıflaması**

Günümüzde daha çok adezyon yöntemlerine göre olan sınıflama kullanılmaktadır. Modern adeziv sistemlerin adezyonunu üç şekilde sınıflandırmak mümkündür (94).

#### **1. Total-Etch (Etch&Rinse) Sistemler:**

- Üç basamaklı total-etch sistemler (TE3, multi-step)
- İki basamaklı total-etch sistemler (TE2, tek şişe sistemler)

#### **2. Self-Etch Sistemler:**

- İki basamaklı self-etch sistemler (SE2, self-etching primer)

- Tek basamaklı self-etch sistemler (SE1, all-in-one, self-etching adeziv)

### **3. Cam İyonomer Adezivler**

Total etch ya da üniversal conditioning adı ile bilinen uygulamada, %34'lük fosforik asit ile dentin ve mine birlikte 15 sn asitlenir ve uygulama hekime zaman kazandırır.

Mine ile amalgam, metal ve seramiğe bağlanabilen ürünler çok amaçlı- (multi purpose) olarak da bilinmektedir. Bu ürünlerin kompozit rezine 20 MPa, amalgama 17 MPa, seramiğe 23 MPa, metale ise 30 MPa gücünde bağlanabildikleri bildirilmiştir. Self etching- priming adhesive ya da all-in-one olarak bilinen ürünlerde ise; asit, primer ve bağlayıcı rezin bir araya getirilmiştir.

#### **2.6.6.1. Rezin Kompozit Simanlar**

Rezin kompozit simanlar, doldurucu Bis-GMA rezin ve diğer metakrilatların türevleridir. Rezin kompozit simanlar doldurucu tipine göre mikro dolduruculu ve hibrid dolduruculu simanlar olarak ikiye ayrılabilirler. Rezin kompozit simanların yapısı üç fazdan oluşur (95,96).

#### **Organik Polimer Matriks Faz**

Sıklıkla Bis-GMA'dan oluşur. Yeni geliştirilen ürünlerde daha iyi adezyon sağlayan ve renklenmelere karşı daha dayanıklı olan Ürethan dimetakrilat (UDMA) da kullanılmaktadır. Bu polimerlerin ikisi de aşırı vizkoz bir yapıya sahip olduğundan, viskozitenin azaltılması amacı ile polimer matrikse Trietilen glikol dimetakrilat (TEG-DMA) ilave edilir. Rezin kompozit simanlar ile bağlayıcı sistemlerin organik matrikslerinin kimyasal yapısı aynıdır. Tek fark, bağlayıcı sistem matriksinin viskozitesinin daha az olmasıdır (97).

#### **İnorganik Faz**

Rezin kompozit simanlar içeriğindeki inorganik doldurucu oranı ağırlık olarak %20-75 arasında değişmektedir. Doldurucu tanecikler organik matriks içerisinde dağınık haldedir. Çeşitli şekillerde ve büyüklüklerde kuvars; borosilikat cam; stronsiyum, baryum ya da lityum aluminasilikat cam



taneciklerinden oluşur. Doldurucu taneciklerin büyüklüğü şekli ve miktarı, rezin kompozit malzemenin fiziksel özelliklerini belirler. Tanecik büyüklüğü arttıkça organik matriks oranı düştüğünden, ısıl genleşme katsayısı, polimerizasyon büzülmesi ve su emilimi azalır, dayanıklılık artar. Rezin kompozitin mekanik özellikleri olumlu etkilenir. Silika tanecikleri, rezin kompozitin mekanik özelliklerini değiştirmekten başka, ışığın geçirilmesine ve yayılmasına da yardımcı olur. Doldurucu tanecikler, sayılan olumlu etkilerinin yanında siman film kalınlığının artması gibi olumsuz bir etki gösterir. Rezin kompozit simanların klinik film kalınlığı diğer simanlara göre daha fazladır. Fakat çeşitli rezin kompozit simanların film kalınlığı kabul edilebilir seviyededir. Bazılarının ise flor salma özelliği de bulunmaktadır (95,96,97,98,99,100).

### **Ara Faz**

Rezin kompozit simanların iki ana komponenti olan organik matriks ve inorganik doldurucu fazları arasında güçlü bir adezyon oluşması, malzemenin elde edilecek klinik performansın temelini oluşturur. Bu adezyon silan adı verilen ara faz ile oluşturulur. Rezin kompozit simanlarda taneciklerin yüzeyleri silan ile kaplıdır. Silanlar, uzun moleküllü silisyum bileşikleridir. Güncel silanların her iki ucunda farklı fonksiyonel gruplar bulunmaktadır. Uçların biri polimer matrikse bağlıdır diğeri doldurucu taneciklere bağlıdır. Silanların görevi ise gerilmeleri daha zayıf olan organik matriksten doldurucu taneciklere iletip fiziksel ve kimyasal özelliklerini geliştirmek ve su geçişini azaltarak rezin çözünürlüğünü ve su emilimini azaltmaktır (98).

#### **2.6.6.1.1. Rezin Kompozit Simanların Tipleri**

##### **Kimyasal Yolla Polimerize Olan Rezin Kompozit Simanlar (Chemical Cured, Self Cured)**

Bu tür rezinler çift pat yada toz-likit şeklinde üretilmektedir. Toz likit sisteminde toz, silikat yada borosilikat cam tozu, polimer toz ve benzoil peroksit başlatıcıdan oluşur. Likit ise tepkimeyi hızlandıran tersiyer amin içeren Bis-GMA ve diğer dimetakrilat monomerlerden oluşur. Toz ve likitin

karıştırılmasıyla tepkime başlar. Çift pat sistemde ise patların birinde tepkimeyi başlatan benzoil peroksit, diğerinde ise hızlandırıcı olarak kullanılan tersiyer amin bulunur (98). Bu rezin kompozitlerin çalışma sürelerinin kısa olması ve çabuk renk değiştirmeleri gibi dezavantajları da bulunmaktadır. Translüsens restorasyonlar için çok uygun değillerdir (97).

### **Işık İle Polimerize Resin Kompozit Simanlar (Light Cured)**

Tek pat formunda üretilen malzemelerdir. İçeriği fotoinisiyator olarak kamforkinonamin, hızlandırıcı olarak ise alifatik amin bulunmaktadır. Malzeme 420-450 nm dalga boyunda görünür mavi ışık ile karşılaşması, tepkimeyi başlatır (98). Bu resin kompozit simanlar kalınlığı 1,5-2 mm'yi geçmeyen translüent seramik ya da kompozit restorasyonlarda kullanılır (96). Renk değişimi yoktur ve çalışılması kolaydır (95).

### **Hem Kimyasal Hem Işık İle Polimerize Olan Resin Kompozit Simanlar (Dual Cured)**

Çift pat toz-likit şeklinde üretilmektedirler. Baz kısmında hem fotoinisiyator olarak kamforkinonamin, hem de kimyasal inisiyator olarak benzoil peroksit bulunur. Genellikle translüent yapıdadır (96). Işıkla penetrasyonuna kısmen izin veren 1,5-2 mm' den daha kalın tüm seramik restorasyonlarda kullanılabilir. Metal alt yapıli restorasyonarda da transdental ışık uygulaması kullanılabilir. Malzeme maksimum sertliğe ancak 10 dk sonra ulaşabilir. İlk 24 saatte ise sertlikte farklılaşmalar olabilir. İkili "dual" polimerizasyonlu resin kompozitlerde ağırlık ışık polimerizasyonuna aittir. Dual simanların sadece kimyasal polimerizasyonla istenen sertliğe ulaşamadıkları belirlenmiştir. Dual simanlarda renk değişiklikleri de gözlenmektedir.

## **2.7. Bağlanma Dayanımı Testleri**

### **2.7.1. Mikrotensil Test Metodu**

Sano ve ark. (101,102), 1994'te adeziv ara yüzeyinde homojen olmayan stres dağılımını elimine edecek bir bağlanma testi arayışına girmişler ve ortalama 1mm<sup>2</sup>'lik yüzey alanının kullanıldığı mikrotensil test metodunu

(microtensile bond strength test- $\mu$ TBS) bulmuşlardır.

## **Bağlantı Kuvveti Değerlerinin Ölçülmesinde Kullanılan Geleneksel Test Metotları**

Geleneksel olarak iki sistemin ara yüzündeki adezyon, makaslama (shear) ya da germe (tensil) bağlantı kuvvetleri testi ile ölçülür (103).

### **2.7.2. Makaslama (Shear) Test Metodu**

Makaslama testi sisteminde kopma olana kadar ağırlık yüklemesi yapılır. Elde edilen en yüksek değer kırığı başlatan kuvvettir, ara yüz bağlantı kuvveti değildir (104-105).

$$\sigma = \frac{P}{A}$$

Bu denklemdaki  $\sigma$  arayüz bağlantısının makaslama kuvvetine dayanıklılığını belirtir ve MPa (Mega Pascal) cinsindedir. P ise uygulanabilen en yüksek kuvveti simgeler ve N (Newton) cinsindedir. A ise ara yüz alanı olup mm<sup>2</sup> cinsindedir. N/mm<sup>2</sup> = MPa (105-106).

### **2.7.3. Germe (Tensil) Test Metodu**

Germe testinde, kullanılan malzemeler birbirinden ayrılana kadar çekme kuvveti uygulanır. Bu test metodunda, ara yüzde uniform basınç dağılımı izlenebilmektedir. Daha kesin sonuçların elde edilebilmesi için, küçük bir test alanına uygulanan, mikrotensil test metodu da kullanılmaktadır. Bağlantı kuvvetlerini “ $\sigma$ ” hesaplayabilmek için aşağıdaki formül kullanılmaktadır:

$$\sigma = \frac{L}{A}$$

Bu formülde “L” kırılma anındaki yüküdür (Kgf) ve “A” adeziv alanıdır (mm<sup>2</sup>). Elde edilen sonuç MPa cinsindedir (107-108).



### 3. GEREÇ ve YÖNTEM

Çalışmamızda üç farklı alt yapı materyalinin iki farklı siman ile dentine yapıştırılıp dayanımlarının ölçülmesini inceledik.

#### 3.1. Çalışmada Kullanılan Materyaller

MATERYAL	İÇERİK	REFERANS NO	ÜRETİCİ
PANAVIA F 2.0 A PATI	BPEDMA/MDP/DMA/Silika/ Baryum Sülfat/Dibenzolperoksit	00087A	Kuraray, Osaka, Japonya
PANAVIA F 2.0 B PATI	N,N-Dietanol-P-Toluidin/ Silika Sodyum Florid	00037B	Kuraray, Osaka, Japonya
ED PRIME II LİKİT A VE LİKİT B	HEMA, 5-NMSA ve MDP	41196	Kuraray, Osaka, Japonya
Z-PRIME PLUS	Organofosfat/ Karboksilikasit Monomerleri	B-6001	Bisco, Schaumburg, IL, A.B.D.
CLEARFİL PRIMER	HEMA, 10-MDP		Kuraray, Osaka, Japonya
ALLOY PRIME	Thione, fosfat monomerleri		Kuraray, Osaka, Japonya
SC IMICRYL SOĞUK	PMMA, MMA, Etilenglikol Dimetakrilat	19C250-01	İmicryl Dental, Konya, Türkiye
BİSCEM SELF ADEZİV	Bis(hidroksietilmetakrilat)fosfat , tetraetilen glikol dimetakrilat	00013	Bisco, Schaumburg, IL, USA
KURARAY K-ETCHANT GEL	% 40 FOSFORİK ASİT		Kuraray, Osaka, Japonya

Tablo 1: Çalışmada Kullanılan Materyaller

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

Tablo 2: Çalışmada kullanılan cihazlar

### 3.2. Örneklerin Hazırlanması

Dicle Üniversitesi Diş hekimliği Fakültesi Ağız Diş Çene Hastalıkları ve Cerrahisi Anabilim dalı ve Diyarbakır Ağız ve Diş Sağlığı Merkezi Cerrahi kliniği tarafından Diyarbakır'da periodontal nedenlerle çekilmiş üst ön santral dişler arasından gelişimini tamamlamış, görünümde kırığı veya çürüğü bulunmayan 78 adet diş seçildi. Bu dişler çekilir çekilmez muhafaza edilmek üzere %0,9 izotonik sodyum klorür(NaCl) Biosel Solüsyon(Vacoliter; Eczacıbaşı-Baxter Hastane Ürünleri San. Ve Tic. A.Ş., İstanbul, Türkiye) içine daldırıldı ve temizlendikleri ana kadar aynı ortamda tutuldu. Temizleme işleminden önce dişler, 12 saat boyunca 1/100 oranında distile suyla seyreltilmiş %15 Setrimid ve %1,5 Klorheksidin Glukonat içeren solüsyonda(Savlex Konsantre Solüsyon; DROGSAN İlaçları San. ve Tic. A.Ş., Ankara, Türkiye) dezenfeksiyon amaçlı bekletildi. Temizleme sırasında, kavitron cihazı ve bistüri yardımıyla bazılarının üzerinde kalmış yumuşak doku artıkları ve diş taşları uzaklaştırıldı. Dişlerin her tarafı aynı dezenfektan solüsyon ortamında orta sertlikte diş fırçası kullanılarak fırçalandı. Akarsu altında durulama işleminden sonra, dişler yenilenmiş izotonik sodyum klorür içine bırakıldı.



Resim 1: işleme hazır çekilmiş üst santral dişler.

### 3.2.1. Grupların Oluşturulması

Hazırlanan 78 dişin 6 tanesi SEM görüntüsü için ayrıldı. Geriye kalan 72 diş her bir grupta on iki diş olmak üzere altı gruba ayrıldı.

GRUPLAR	PAN-1	PAN-2	PAN-3	SELF-1	SELF-2	SELF-3
İÇERİKLER	PANAVIA- METAL	PANAVIA- ZİRKONYUM	PANAVIA- SERAMİK	SELF- METAL	SELF- ZİRKONYUM	SELF- SERAMİK
DİŞ SAYISI	12 ADET	12 ADET	12 ADET	12 ADET	12 ADET	12 ADET

Tablo 3: Grupların ayrılış şeklinin belirlenmesi

### 3.2.2. Çalışmadaki Dişlerin ve Modellerin Hazırlanması

#### 3.2.2.1. Dişlerin Hazırlanması

Dişlerin, dentin yüzeylerinin açığa çıkarılması için yüksek devir ve su soğutmalı aletör kullanmak suretiyle elmas fissür frez (Diamond Fischer SF 11C ISO 111/012 450.000 r.p.m. made in prc) kullanıldı.

Bu işlem sırasında insizal yüzeyden 2mm, labial yüzeyden ise 1,5mm'lik aşındırmalar yapıldı. İnsizal yüzey aşındırılması sırasında cetvelden yararlanılırken, labial yüzey aşındırılmasında çapı 1,5mm olan frezlerden yararlanıldı.



Resim 2: Dentin yüzeyleri açığa çıkarılan dişler

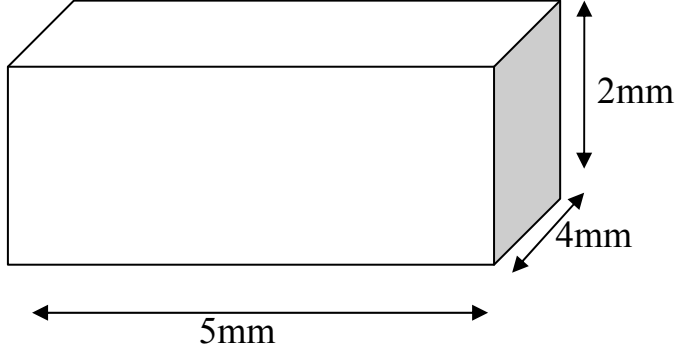


Resim 3: Aşındırmada kullanılan frezler



### 3.2.2.2. Modellerin Hazırlanması

Tüm dişlerin labial ve insizal yüzeyleri aşındırıldıktan sonra araştırmada kullanacağımız metal, zirkonyum ve seramik blokları hazırlanması için kalıp elde edildi. Kalıp için önce bilgisayarda kalıpların şekil ve ölçüleri hazırlandı.



Şekil 1: Hazırlanacak modellerin bilgisayarda hazırlanan tasarımı ve ölçüleri

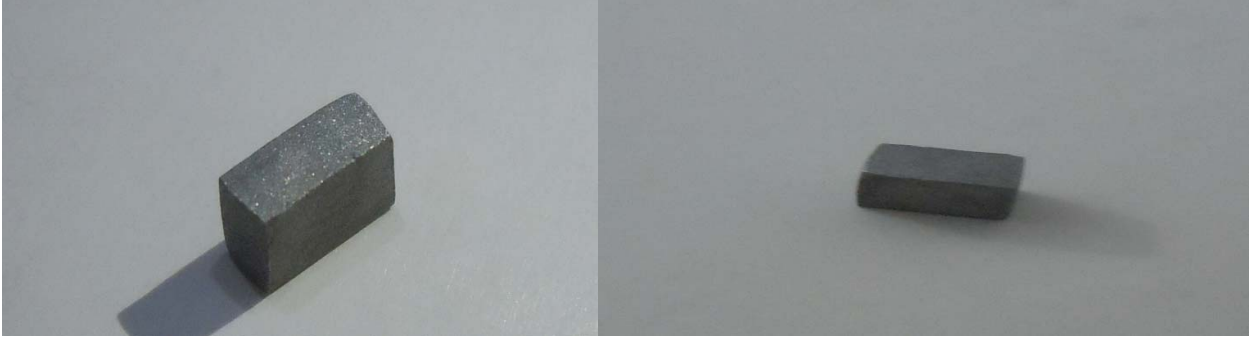
Bilgisayarda hazırlanan model Diyarbakır 2. Sanayide universal torna (okuma 460x1250 torna) cihazıyla kalıp elde edildi.



Resim 4: Torna cihazı ve hazırladığı kalıp

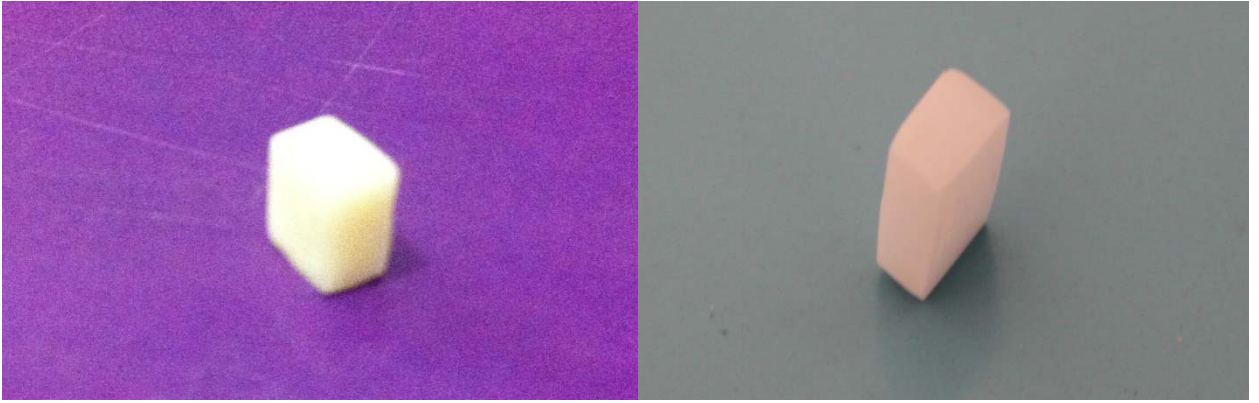
Hazırlanan model Özel B.Y. Dental Karabulut Labor diş protez laboratuvarı San. Tic. Ltd. Şti., İzmir'e gönderildi. İzmir'de Cad-Cam cihazı kullanılarak araştırmada kullandığımız metal (cr-co), zirkonyum ve porselen bloklar hazırlandı.

### 3.2.2.1.1. Hazırlanan Metal (Cr-Co) Bloklar



Resim 5: Hazırlanan metal (cr-co) kalıplar

### 3.2.2.1.2. Hazırlanan Seramik (IPS Empress II) Modeller



Resim 6: Hazırlanan seramik kalıplar

### 3.2.2.1.3. Hazırlanan Zirkonyum Kalıplar



Resim 7: Hazırlanan zirkonyum kalıplar

Laboratuvardan gelen modellerin tümü kumpas yardımıyla ölçülere uygun olup olmadığına bakıldı. Ölçülere uygun olmayan modeller yeniden yapılarak standardizasyon sağlandı.

### **3.3. GRUPLARDA SİMANTASYON İŞLEMİ**

Daha önceki ara safhalarda olduğu gibi simantasyon işlemi de Dicle Üniversitesi Diş hekimliği Fakültesi Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı, Diyarbakır'da gerçekleştirildi. Simantasyon öncesi modeller hazırlanan dişler üzerinde denendi. Simantasyon birbirini izleyen iki gün içerisinde gerçekleştirildi. Birinci günde dual-cure adeziv siman(kuraray, Okayama, japonya) ile yapılan simantasyon işlemi gerçekleştirildi. Simantasyon işlemi sırasında hazırlanan modeller sıvı deterjanla iyice yıkandı, bol su ile durulandı ve kağıt havluyla kurutuldu. Sırasıyla metal, zirkonyum ve seramik modellere işlemler uygulandı.

#### **3.3.1. Simantasyonda Kullanılacak Modellerin Yüzey Hazırlığı**

Metal modellerin simantasyonunda kullanılacak rezin siman metale daha iyi tutunmasını sağlamak amacıyla modeller yapısında MDP aktif fosfat-bazlı monomer bulunan adeziv metal hazırlayıcı ajanla(Alloy Primer; Kuraray, Okayama , Japan) muamele edildi. Akabinde zirkonyum modellerin rezin simana daha iyi tutunmasını sağlamak için hazırlayıcı ajan(Bisco; Z-Prime REF Bisco inc. ABD) uygulandı. Son olarak seramik kalıplarının tutuculuğunu artırmak için yüzey hazırlayıcı ajan(Clearfil Ceramic Primer ; Kuraray Noritake Dental Inc. 1621Sakazu, Kurashiki, Okayama , Japan)tatbik edildi. Bu işlemler 1'nolu hekim tarafından gerçekleştirildi.

#### **3.3.2. Simantasyonda Kullanılacak Dişlerin Yüzey İşlemleri**

2'nolu hekim tarafından dişler iyice yıkanıp kurutuldu. Hemen sonra %40-60 oranında fosforik asit içeren jel(K-Etchant Gel; Kuraray Medical Inc., Kurashiki, Okayama, japan) ile dişlerin labial yüzeyine 10 saniye muamele edildi. Asit jel, hava-su spreyiyle uzaklaştırıldı ve bol suyla yıkandıktan sonra havayla iyice kurutuldu. Hemen sonra bağlayıcı MDP aktif fosfat- bazlı monomer içeren adeziv sistem( Clearfil Cement ;ED Prime Liquid Ave B 4ml , ; Kuraray Medical Inc., Kurashiki, Okayama, japan) hazırlanmaya başlandı. Karıştırma kabına Likit A ve B eşit miktarda damlatıldı ve hemen uygulamadan

önce karıştırıldı. Karışımı, bir disposable fırça ucuyla dişin tüm labial yüzeyine uygulandı. 30 saniye bekletildi. En az 30 saniye boyunca, işlem gören yüzeylerin hiçbir yere temas etmemesi sağlandı. 30 saniye diş yüzeyini hazırladıktan sonra hafif susuz hava sıkarak uçucu içerik buharlaştırıldı. Primer birikiminden kaçınıldı. Uygun adhezyonu sağlamak için özel karıştırma miktarı, kurutma yöntemi ve tedavi süresi üretici firma uyarılarına dikkat edilerek yapıldı. İşlem gören yüzeylere dokunulmaması noktasına özen gösterildi ve bu işlemler karanlık bir ortamda yapıp 3dk içerisinde kullanılmasına dikkat edildi. 20 saniye led ışık uygulandı.

### **3.3.3. Adeziv Simanlarla Yapıştırma İşlemi**

Bundan sonra, bağlayıcı MDP aktif fosfat-bazlı monomer ihtiva eden ve iki pastanın karıştırılmasıyla dual-cure özelliğe bürünen adeziv rezin siman( Panavia F 2.0 Light; Kuraray Medical Inc.), karıştırma kağıdı üzerinde plastik spatülle 20 saniye karıştırıldı ve hemen hazırlanmış modellerin ilgili yüzeyine sürüldü. Tek tek tüm modeller 1'olu hekim tarafından dişlerin labial yüzeylerine tam olarak yerleştirildi ve taşan siman tek kullanımlık fırçalarla uzaklaştırıldı. Hemen sonra kavite alanları ikişer kez 10'ar saniye mavi ışık kaynağı altında tutuldu ve böylece dual-cure adeziv simanın polimerizasyonu sağlandı. Simantasyon işlemi tamamlanan modeller yenilenmiş izotonik sodyum klorür solüsyonu ortamına geri bırakıldı. Simantasyon işleminin ikinci gününde, self adeziv rezin simanla yapılan gruplar hazırlandı. Bu örneklerin simantasyonunda metal, seramik ve zirkonyum modellere 1'olu hekim aynı işlemi uyguladı. 2'olu hekim ise üretici firmanın talimatları doğrultusunda dişe asit ve primer uygulamadan direk self adeziv rezin siman(BisCem) modellere uygulup dişin labial yüzeyine yapıştırdı. Taşan siman, tek kullanımlık fırçalarla temizlendi. Hemen sonra model yüzeyleri ikişer kez 10'ar saniye mavi ışık kaynağı altında tutuldu ve böylece self adeziv rezin simanın polimerizasyonu sağlandı. Simantasyon işlemi tamamlanan modeller yenilenmiş izotonik sodyum klorür solüsyonu ortamına geri bırakıldı.



Resim 8: Zirkonyum Modellerde Kullanılan Primer Bond



Resim 9: Metal Modellerde Uygulanan Primer Bond





Resim 10: Seramik Modellere Uygulanan Primer Bond



Resim 11: Pan-1, Pan-2 ve Pan-3 gruplarında Dişlere uygulanan asit jel



Resim 12: Pan-1, Pan-2 Ve Pan-3 Gruplarında Dişlere Uygulanan Bond Sistem



Resim 13: Pan-1, Pan-2 Ve Pan-3 Gruplarında Işık İle Polimerize Olan Materyalin Mavi Işık Kaynağı İle Muamelesi



Resim 14: Pan-1,Pan-2 Ve Pan-3 Gruplarında Kullanılan Dual-Cure Rezin Siman



Resim 15: Pan-1,Pan-2 Ve Pan-3 Gruplarında Kullanılan Dual-Cure Rezin Simanın Mavi Işık Kaynağı İle Muamelesi





Resim 16: Self-1, Self-2 Ve Self-3 Gruplarında Uygulanan Self Adeziv Rezin Siman

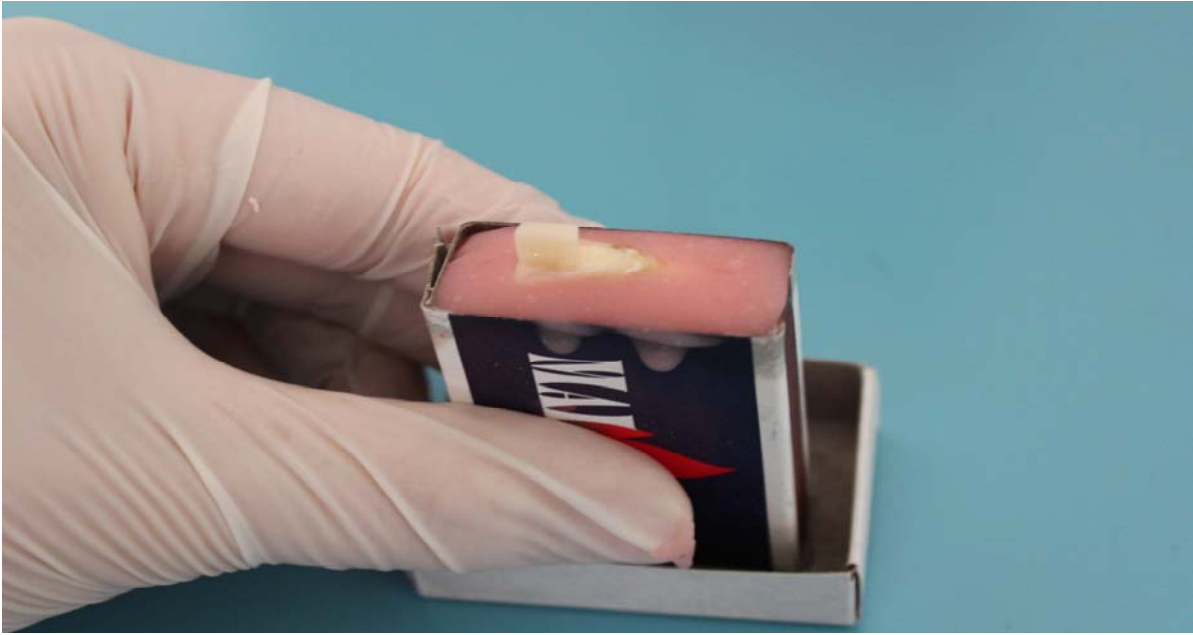


Resim 17: Self-1, Self-2 Ve Self-3 Gruplarında Self Adeziv Rezin Simanın Mavi Işık Kaynağı İle Muamelesi

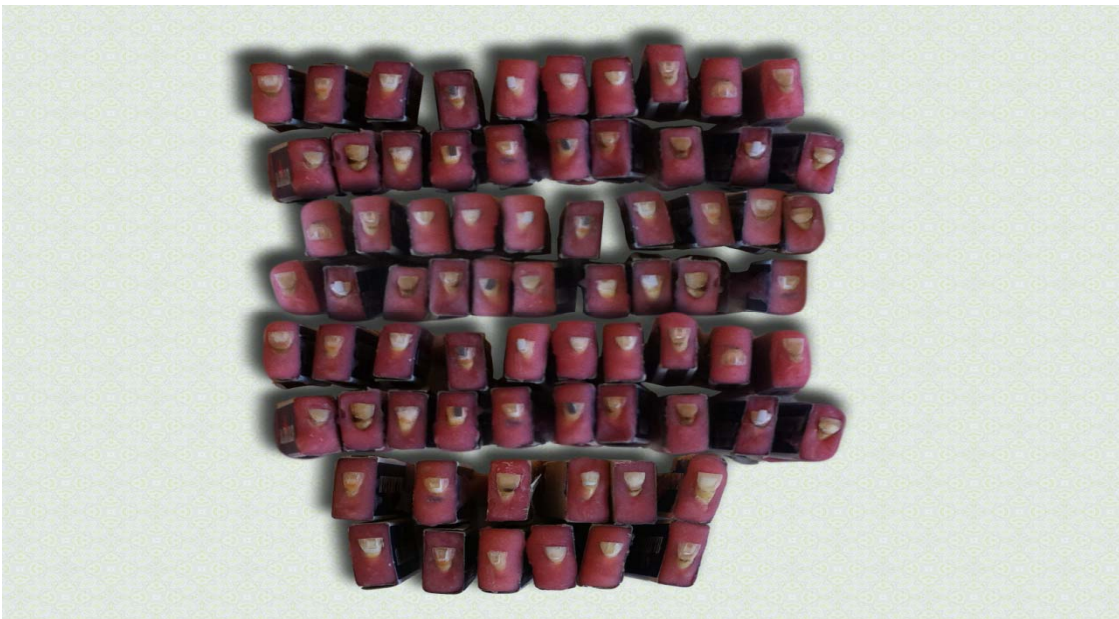
### 3.4. Hazırlanan Deneklerin Akriliğe Gömülmesi

Simantasyon işlemi sonrası dişlerin akriliğe gömülme işlemi de Dicle Üniversitesi Diş hekimliği Fakültesi Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalında gerçekleştirildi. İlk olarak modellerin hazırlanması için kibrit kutularının

uygunluğu kararlaştırıldı ve her diş için bir kibrit kutusu alındı. Dişler 6nceden hazırlanmış olan kibrit kutularının içine yerleştirilmiş otopolimerizan pembe akrilik rezin(Imicryl S.C., Imicryl Diş Malzemeleri San. Tic. Ltd şti. Konya, T6rkiye) içine g6m6ld6. G6m6lme işlemi sırasında otopolimerizan akrilik katılaşana de dişler elle tutuldu. T6m 6rneklerde aynı kalıplar kullanıldı ve g6mme işlemi bu konuda tecr6besi bulunan iki hekim(1'nolu hekim ve 2'nolu hekim)tarafından gerçekleştirildi. Bu yolla toplam 72 adet 6rnek hazırlandı.



Resim 18: Akriliğe G6m6len Diş 6rneği



Resim 19: T6m 6rneklerin birlikte g6r6nt6s6

### 3.5. Termal Siklus İşleminin Uygulanması

Hazırlanan 72 örnek 24 saat boyunca 37°C de distile suda bekletildi. Termalsiklüs işlemi Erciyes Üniversitesi Diş hekimliği Fakültesi Araştırma Laboratuvarı Kayseri’de yapıldı. Termalsiklüs makinesinde 2000 kez termalsiklüs (+5°C ve +55°C) işlemi uygulandı.



Resim 20: Kullanılan Termal Siklus Cihazını Görüntüsü

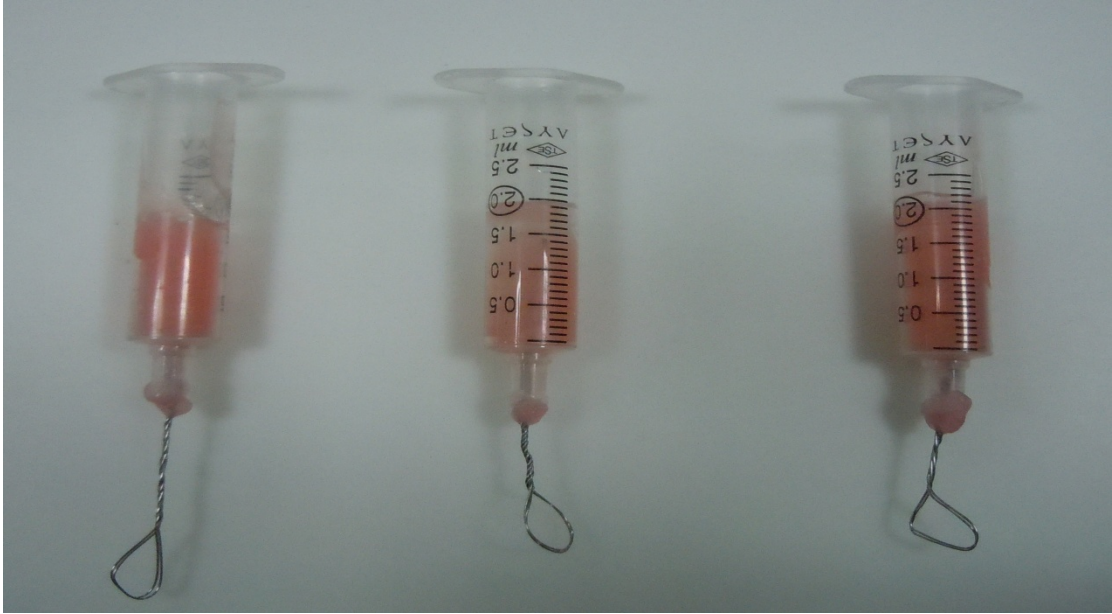


Resim 21: Modellerin Yerleştirildiği Termal Siklus Aparatının Görüntüsü

### **3.6. Kuvvetlerin Uygulanması**

Termalsiklüs işleminin sonrası modellerin dayanımını ölçmek için instron cihazı kullanıldı. Bu işlem de Erciyes Üniversitesi Diş hekimliği Fakültesi Araştırma Laboratuvarı Kayseri’de yapıldı. Modeller termalsiklüs sonrası hemen instron cihazına yerleştirildi ve ölçümler yapıldı. Ölçümler için özel bir aparat yapıldı ve tüm modellerde aynı aparat kullanıldı. Yapılan aparat instron makinesine yerleştirilip sabitlendi. Modeller tek tek olarak düzeneğe yatay şekilde yerleştirildi. Daha sonra yaptığımız aparatındaki tel modellerdeki dişlere gelecek şekilde konumlandırıldı. Dişler modelden ayrılana kadar güç uygulandı ve elde edilen değerler kaydedildi.

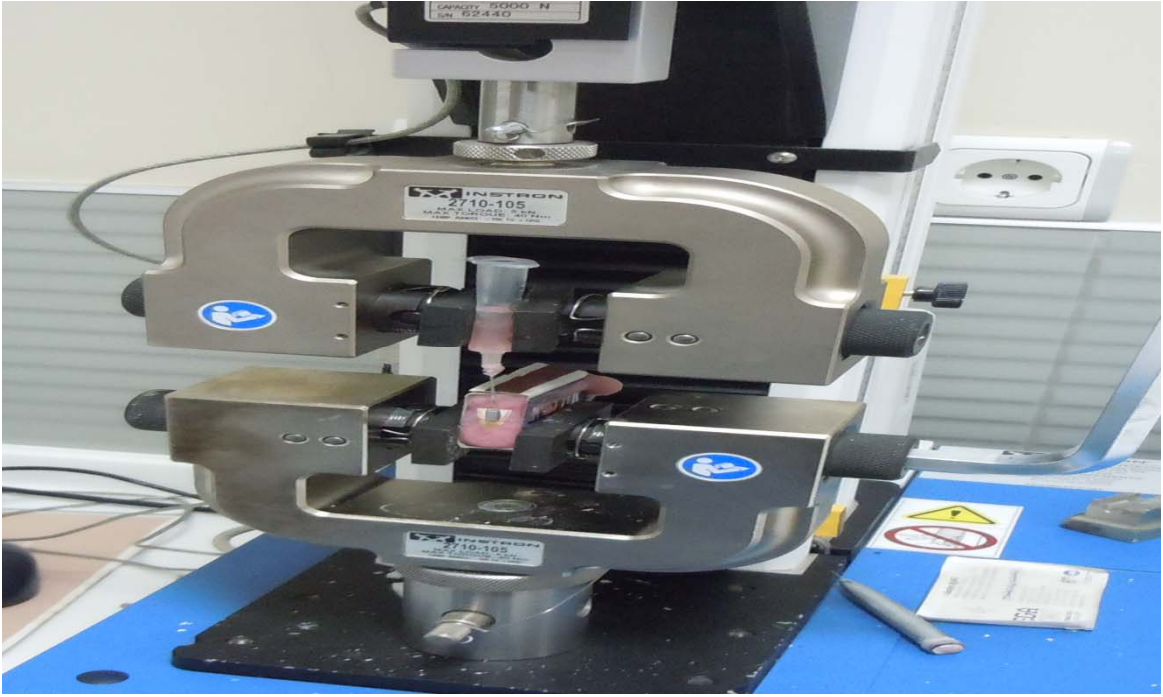




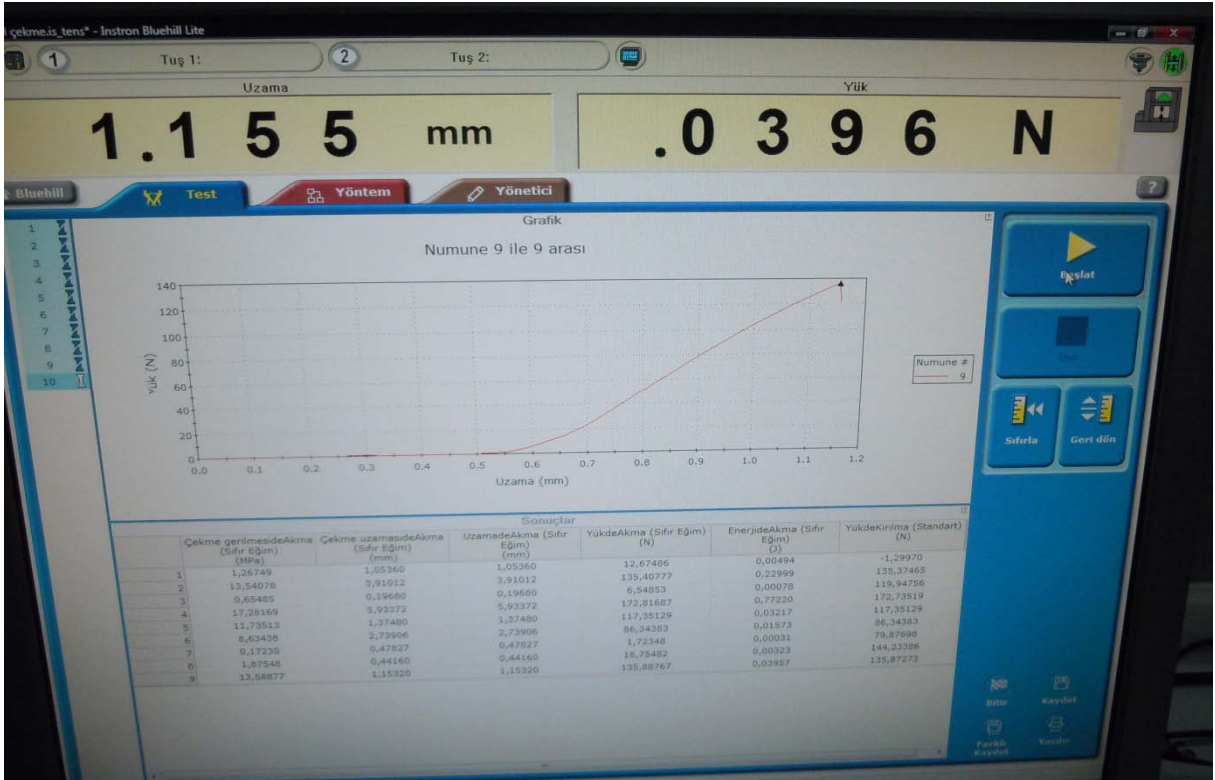
Resim 22: Ölçümler İçin Hazırlanan Aparatlar



Resim 23: Instron Cihazında Ölçüm Yapılırken Alınan Görüntü



Resim 24: Instron Cihazında Ölçüm Görüntüsü

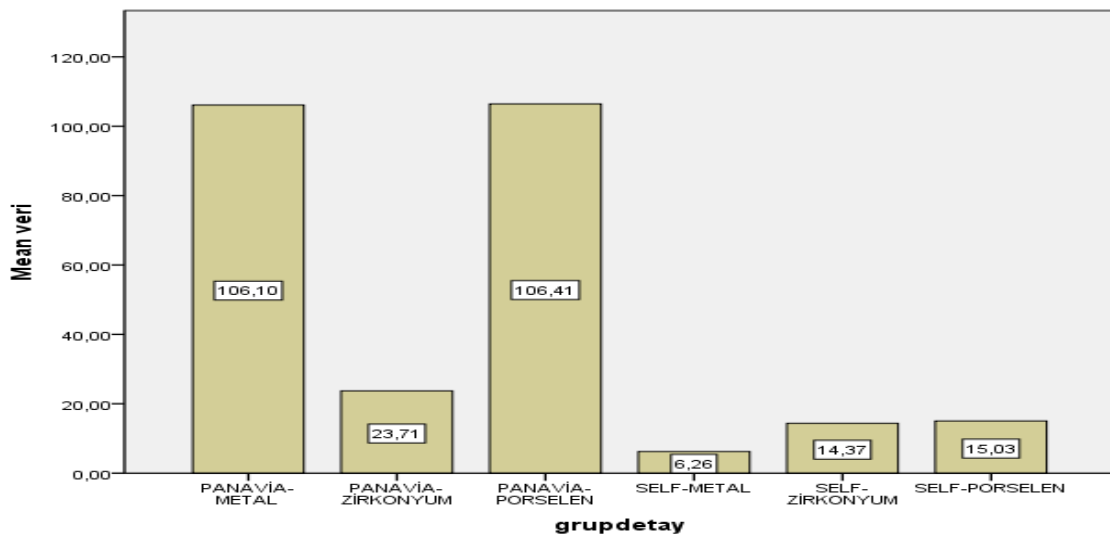


Resim 25: Instron Cihazında Ölçüm Yaparken Bilgisayarda Oluşan Sonuçlar

### 3.7.Verilerin Elde Edilmesi

GPUPLAR	PAN-1	PAN-2	PAN-3	SELF-1	SELF-2	SELF-3
İÇERİKLER	PANAVİA-METAL	PANAVİA-ZİRKONYUM	PANAVİA-SERAMİK	SELF-METAL	SELF-ZİRKONYUM	SELF-SERAMİK
SAYILAR	1	2	3	4	5	6
1-	116.35	22.41	82.64	1.40	45.83	2.14
2-	86.34	17.65	12.67	8.46	7.46	30.26
3-	79.87	19.85	135.40	7.63	5.12	11.08
4-	144.23	9.56	28.16	4.90	6.63	22.14
5-	135.87	49.75	119.94	10.23	13.75	19.07
6-	100.17	23.49	172.73	3.86	8.17	16.85
7-	80.78	19.02	85.64	7.65	6.27	16.85
8-	85.43	21.17	115.77	8.17	7.83	7.45
9-	113.47	11.22	132.82	11.06	17.43	21.22
10-	143.67	40.19	147.14	5.43	23.87	16.87
11-	92.26	24.13	144.63	4.65	15.18	4.26
12-	94.78	26.12	99.39	1.62	14.92	12.12

Tablo 4: Uygulanan Kuvvet Sonucu Ortaya Çıkan Veriler(N Newton)



Grafik 1: Sonuçların Grafikselsel Görünümü





### 3.8. Verilerin İstatistiksel Değerlendirilmesi

Deney sonucu 6 grubun( Pan-1, Pan-2, Pan-3, Self-1, Self-2, Self-3) sonuçları elde edildi. Verilerin istatistiksel değerlendirilmesi Dicle Üniversitesi Tıp Fakültesi Biyoistatistik ve Tıbbi Bilişim Anabilim Dalında tıbbi istatistik konusunda deneyimli bir istatistikçi tarafından bilgisayar yazılımı kullanılmak suretiyle yapıldı. Grupların arasında istatistiksel bir fark bulunup bulunmadığı Kruskal-Wallis testi kullanılarak parametrik olarak analiz edildi.

$$\frac{\text{İlgili grubun çekme kuvvetine direncinin ortalama değeri}}{\text{İlgili grubun ortalama tutucu alan değeri}} = \frac{N}{\text{mm}^2}$$

Tablo 5: Deney Sonucu Oluşan Grupların Sayısal Sonuçları (ölçümler “N” cinsinden verilmiştir)

GPUPLAR	PAN-1	PAN-2	PAN-3	SELF-1	SELF-2	SELF-3
İÇERİKLER	PANAVIA-METAL	PANAVIA-ZİRKONYUM	PANAVIA-SERAMİK	SELF-METAL	SELF-ZİRKONYUM	SELF-SERAMİK
SAYILAR	1	2	3	4	5	6
1-	116.35	22.41	82.64	1.40	45.83	2.14
2-	86.34	17.65	12.67	8.46	7.46	30.26
3-	79.87	19.85	135.40	7.63	5.12	11.08
4-	144.23	9.56	28.16	4.90	6.63	22.14
5-	135.87	49.75	119.94	10.23	13.75	19.07
6-	100.17	23.49	172.73	3.86	8.17	16.85
7-	80.78	19.02	85.64	7.65	6.27	16.85
8-	85.43	21.17	115.77	8.17	7.83	7.45
9-	113.47	11.22	132.82	11.06	17.43	21.22
10-	143.67	40.19	147.14	5.43	23.87	16.87
11-	92.26	24.13	144.63	4.65	15.18	4.26
12-	94.78	26.12	99.39	1.62	14.92	12.12

### **İstatistiksel Analiz Yorumlama**

Araştırma verilerimizin istatistiksel değerlendirmesinde SPSS 15.0 for windows istatistik paket programı kullanıldı. Ölçümsel değişkenler ortalama  $\pm$  standart sapma(SD) ile kategorik değişkenler sayı ve yüzde(%) ile sunuldu. Verilerin normal dağılıma uyup uymadığına bakıldı. Veri sayısı 12 olduğundan Non parametrik testler kullanıldı. İki seçenekli grupların karşılaştırılması Mann-Whitney U testi ile ikiden fazla grupların karşılaştırılmasında Kruskal-Wallis Varyans Analizi yapıldı. Tüm değişkenler için  $p < 0.05$  değeri istatistiksel olarak anlamlı kabul edildi.

Yapılan istatistiksel çalışma sonucunda tüm gruplar tek tek ele alındı, tüm grupların güven aralığı %95 olarak çıktı ve tablo 6'daki sonuçlar ortaya çıktı.

Tablo 6: Elde Edilen Verilerin İstatistiksel Sonuçları

<b>GPUPLAR</b>	<b>Confidence Interval for Mean(güven aralığı)</b>	<b>SD (standart sapma)</b>
<b>PANAVIA-METAL</b>	<b>90.77-121.44</b>	<b>24.14</b>
<b>SELF-METAL</b>	<b>4.27-8.24</b>	<b>3.12</b>
<b>PANAVIA-ZİRKONYUM</b>	<b>16.56-30.87</b>	<b>11.26</b>
<b>SELF-ZİRKONYUM</b>	<b>7.13-21.61</b>	<b>11.40</b>
<b>PANAVIA-SERAMİK</b>	<b>75.95-136.87</b>	<b>47.94</b>
<b>SELF-SERAMİK</b>	<b>9.92-20.13</b>	<b>8.03</b>

#### 4. BULGULAR

Örneklerin dayanımlarının ölçülmesi sonucunda elde edilen maksimum direnç değerleri hesaplandı. Bu ortalamalar kaydedildi.

##### Çekme Testi Bulguları

Tablo 7: İstatistik sonucu oluşan ortalama değerler ve p değeri (Pan-1, Pan-2 ve Pan-3 Grupları)

<b>GPUPLAR</b>		
	<b>Medyan(Min Değer-Max Değer)</b>	<b>P</b>
<b>PANAVİA-METAL</b>	<b>97.48(79.87-144.23)</b>	<b>0,000</b>
<b>PANAVİA-ZİRKONYUM</b>	<b>21.79(9.56-49.75)</b>	
<b>PANAVİA-SERAMİK</b>	<b>117.86(12.67-172.73)</b>	

Tablo 8: İstatistik sonucu oluşan ortalama değerler ve p değeri (Self-1, Self-2 ve Self-3 Grupları)

<b>GPUPLAR</b>		
	<b>Medyan(Min Değer-Max Değer)</b>	<b>P</b>
<b>SELF-METAL</b>	<b>6.53(1.40-11.06)</b>	<b>0.013</b>
<b>SELF-ZİRKONYUM</b>	<b>10.96(5.12-45.83)</b>	
<b>SELF-SERAMİK</b>	<b>16.85(2.14-30.26)</b>	

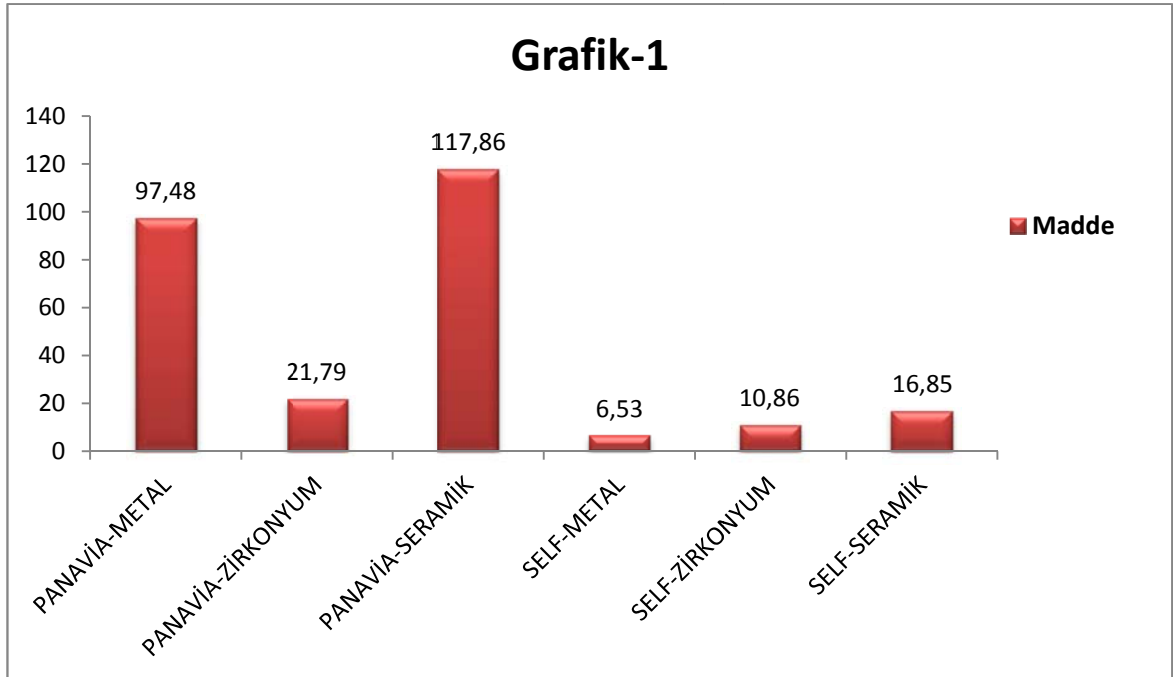
Tablo 9: İstatistik sonucu oluşan ortalama değerler ve p değeri (Pan ve Self Grupları)

<b>GPUPLAR</b>		
	<b>Medyan(Min Değer-Max Değer)</b>	<b>P</b>
<b>PAN</b>	<b>85.54(9.56-172.73)</b>	<b>0.000</b>
<b>SELF</b>	<b>8.32(1.40-45.83)</b>	

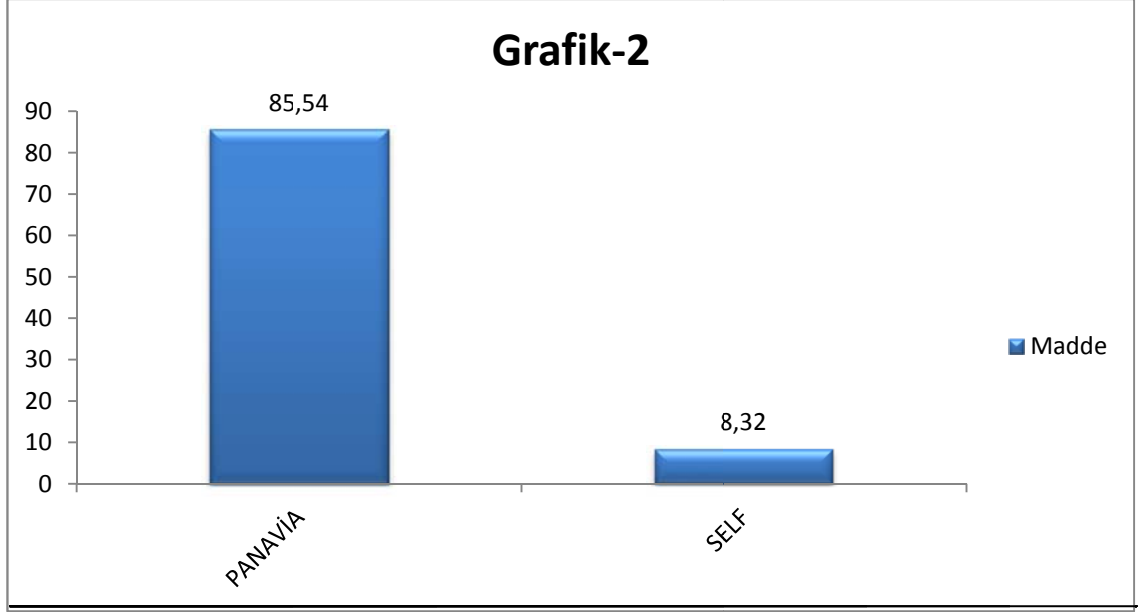
İstatistiksel sonuçlar da elde edildikten sonra yapılan değerlendirilmelerde Pan ve Self gruplarında anlamlı sonuçlar elde edildi. Bütün grupların karşılaştırılması ikişerli, üçerli ve en son olarak altılı olarak yapıldı. Bu karşılaştırmalarda sadece Panavia-Metal ile Panavia-Seramik karşılaştırılmasında anlamlı bir fark bulunamadı. Geriye kalan bütün karşılaştırmalarda anlamlı bir fark olduğu sonucu bulundu.

Örnekler arasında en yüksek deney sonuç değeri  $172.73 \pm 47.94$  ile Panavia-Seramik grubunda ölçülürken, en düşük değer  $4.27 \pm 3.12$  ile Self-Metal grubunda ölçüldü.

Bağlanma direncini ölçtüğümüz bu çalışmada en fazla dirence dayanıklı gruplarımız sırası ile; Panavia-Seramik, Panavia-Metal, Panavia-Zirkonyum, Self - Seramik, Self - Zirkonyum ve Self- Metal olarak bulundu.



Grafik 2: Elde Edilen Verilerin Ortalama Değerleri



Grafik 3: Pan ve Self Gruplarının Ortalama Değerleri

Tablo10: Sonuçların MPa'ya Çevrilmesi

Gruplar	MPa cinsinden değerler
Panavia-metal	12.18
Panavia-seramik	14.73
Panavia-zirkonyum	2.73
Self-metal	0.81
Self-seramik	2.10
Self-zirkonyum	1.37

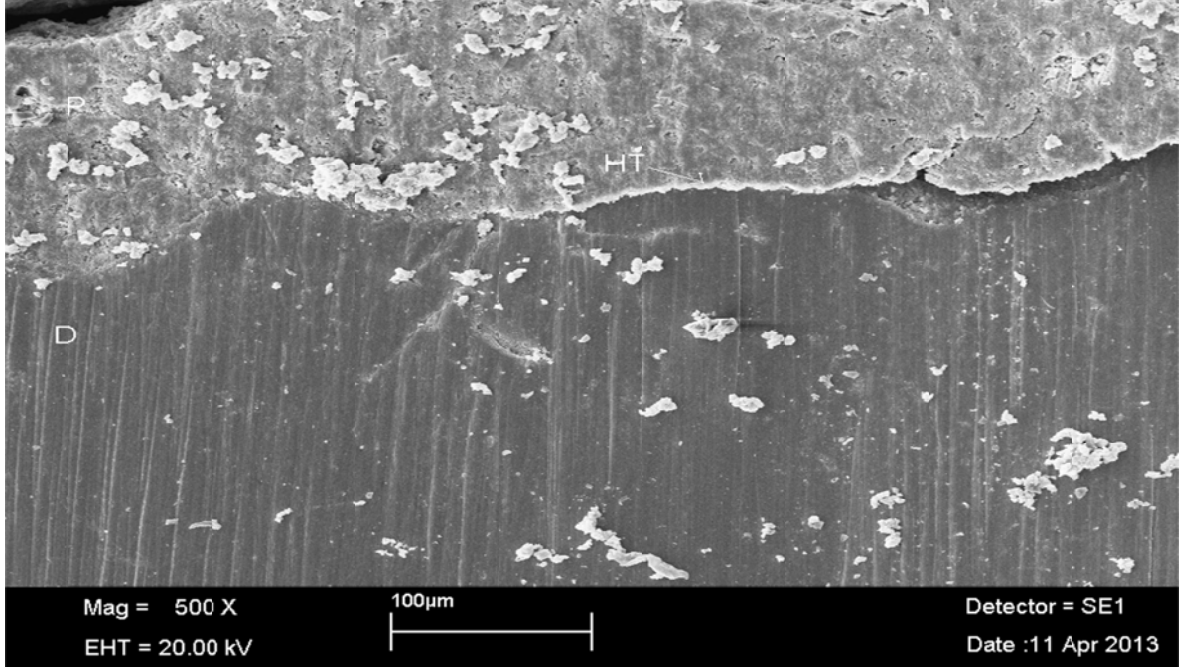
### Kırık Tiplerinin İncelenmesi

Deney sırasında modellerin dişlerden ayrılma şekillerine bakıldığında sadece self-zirkon grubundan 4 adet ve panavia-metal grubunda da 8 adet model-siman sınırından ayrılması gözlemlendi. Panavia-seramik de 2 adet panavia-metalde de 1 adet simandan ayrılma gözlemlendi. 4 adet modelde ise simanda kopmalar gözlemlendi. Diğer gruplarda ise ayrılmalar diş dokusu sınırından gerçekleşti. Test sonucunda diş dokusunda ayrılma veya kırılma gibi zararlar gözlenmedi. Çalışmamızda 68 dişte adeziv ayrılma gözlenirken 4 dişte ise koheziv ayrılma gözlenmiştir. Koheziv ayrılmaların ikisi panavia-metal grubunda gözlenirken diğer ikisi de panavia-seramik grubunda gözlemlendi.

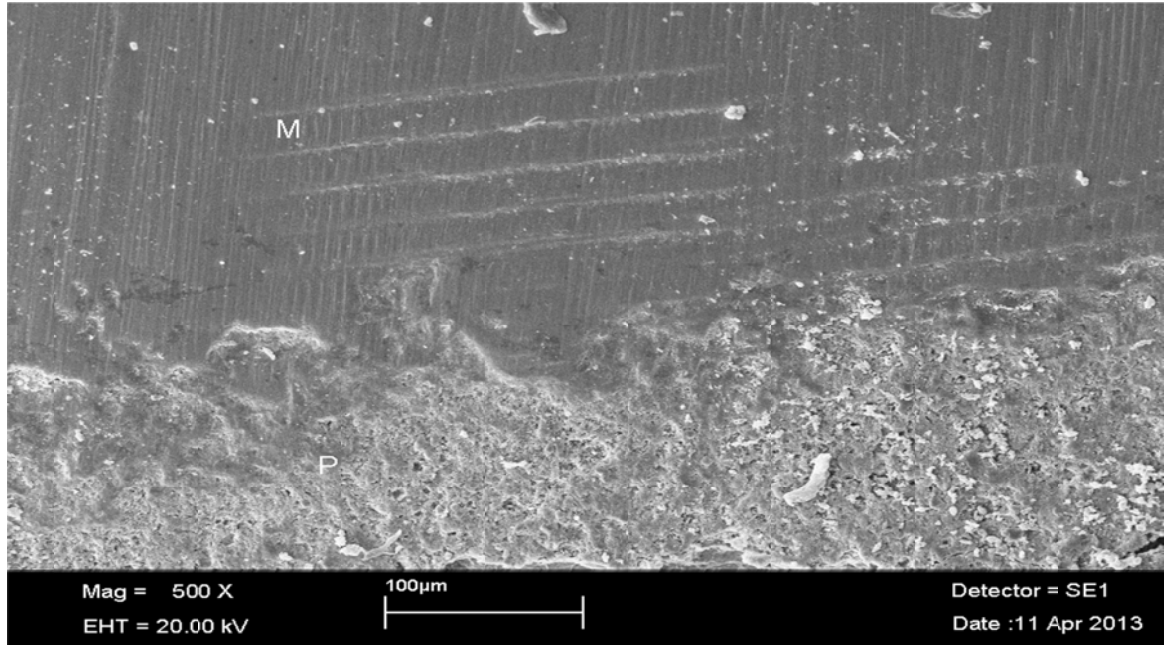


## Scanning Electron Mikroskobu Bulguları

Rezin(panavia)-dentin ve Rezin(panavia)-dentin arayüzünün scanning electron mikroskobu ile incelenmesine ilişkin bulgular

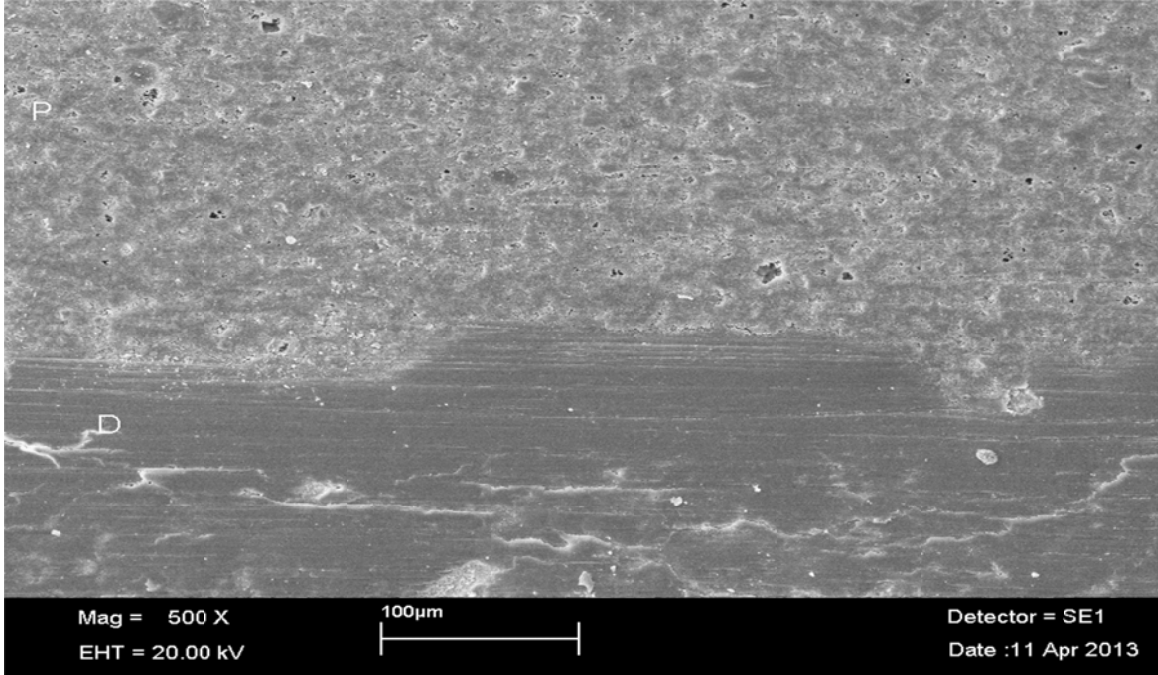


Şekil 2: Panavia/metal grubunun rezin-dentin arayüzünün scanning electron mikroskobunun görüntüsü (x 500 büyütme). Bu grupta hibrit tabakanın olduğu fakat rezin taglarının çok sık olduğu gözlenmektedir(P: Rezin siman ;Panavia, D: Dentin dokusu, HT: Hibrit tabaka, OK: Hibrit tabaka ve adeziv tabaka).

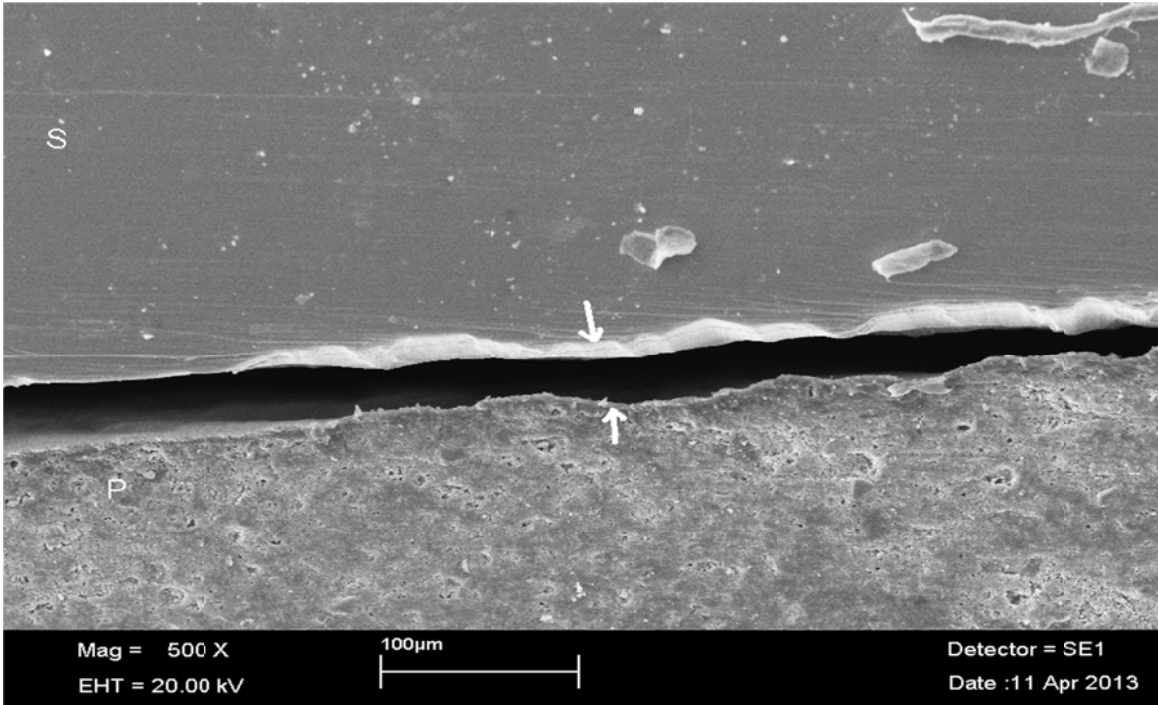


Şekil 3: Panavia/metal grubunun rezin-metal arayüzünün scanning electron mikroskobunun görüntüsü (x 500 büyütme).Ara yüzeyde herhangi aralık gözlenmemektedir(P: Rezin siman; Panavia, M: metal blok).

Rezin(panavia)-dentin ve Rezin(panavia)-seramik arayüzünün scanning electron mikroskobu ile incelenmesine ilişkin bulgular



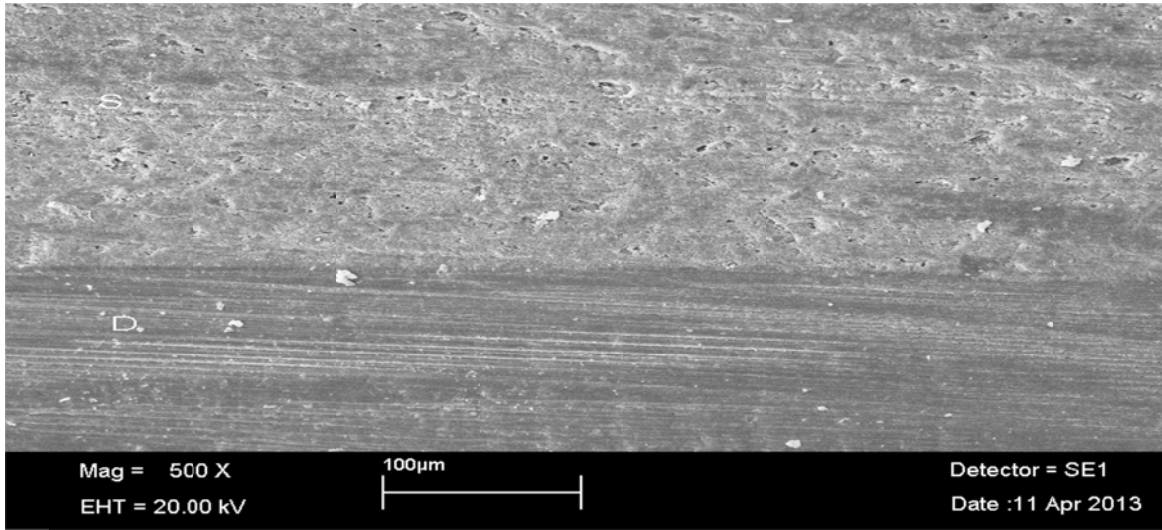
Şekil 4: Panavia/seramik grubunun rezin-dentin arayüzünün scanning electron mikroskobunun görüntüsü (x 500 büyütme). Bu grupta Ara yüzeyde herhangi aralık gözlenmemektedir(P: Rezin siman ;Panavia, D: Dentin dokusu,).



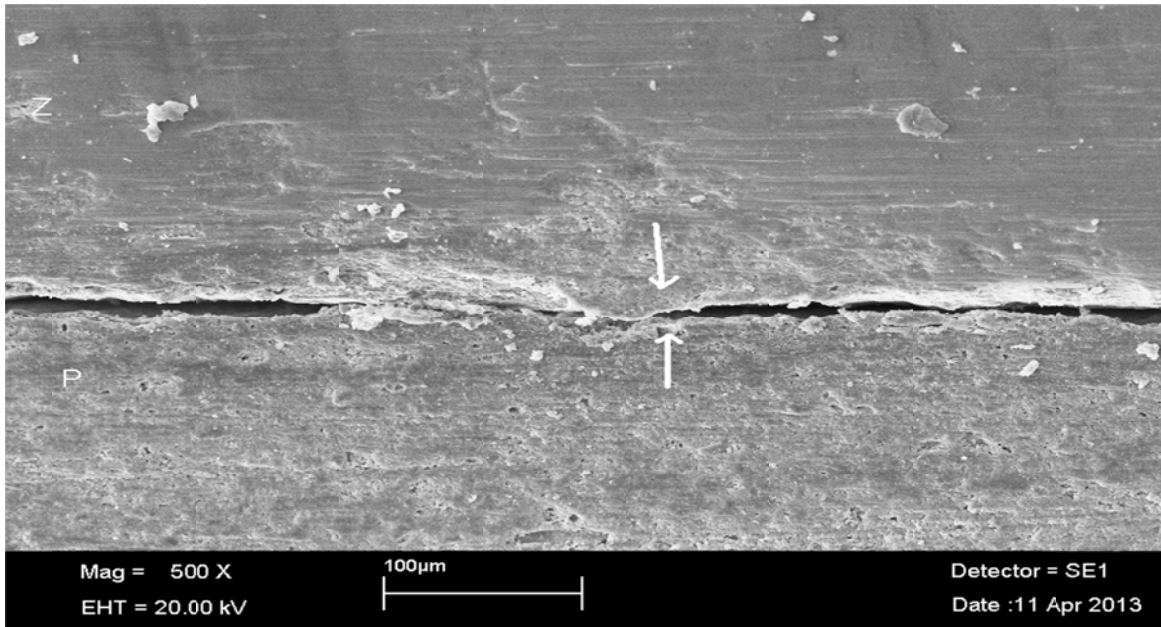
Şekil 5: Panavia/seramik grubunun rezin-seramik arayüzünün scanning electron mikroskobunun görüntüsü (x 500 büyütme).Ara yüzeyde aralık gözlenmektedir(P: Rezin siman; Panavia, S: Seramik blok, Ok: rezin-seramik arasındaki aralık).



Rezin(panavia)-dentin ve Rezin(panavia)-zirkonyum arayüzünün scanning electron mikroskobu ile incelenmesine ilişkin bulgular

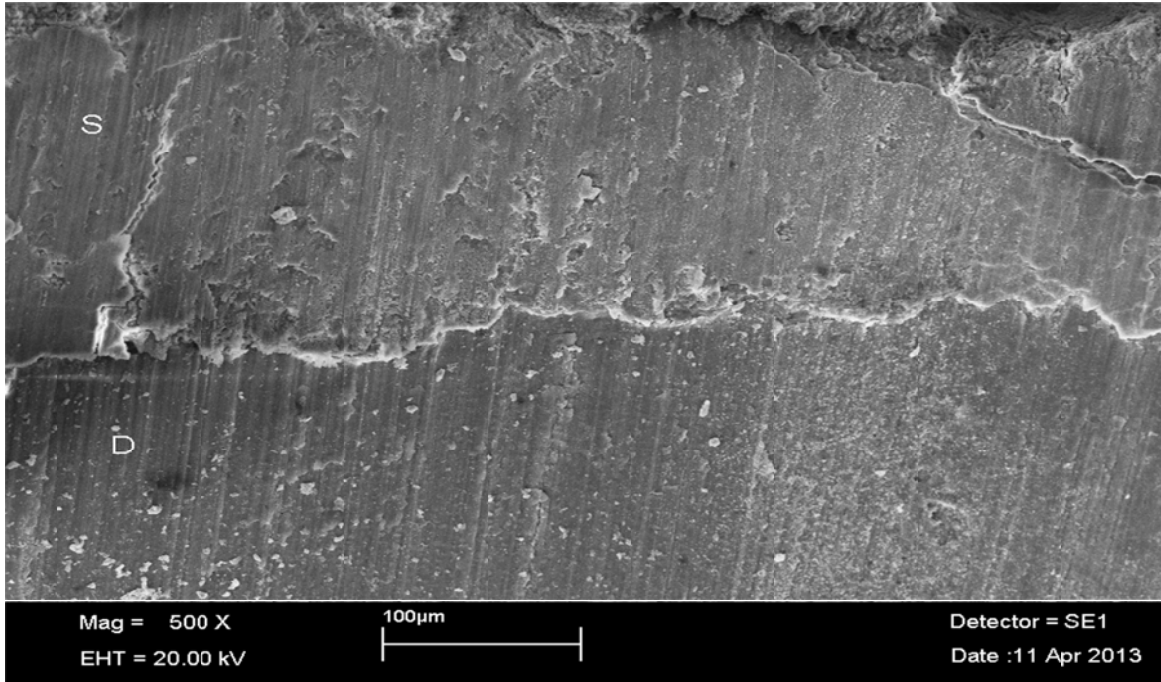


Şekil 6: Panavia/zirkonyum grubunun rezin-dentin arayüzünün scanning electron mikroskobunun görüntüsü (x 500 büyütme). Bu grupta Ara yüzeyde herhangi aralık gözlenmemektedir(P: Rezin siman ;Panavia, D: Dentin dokusu,).

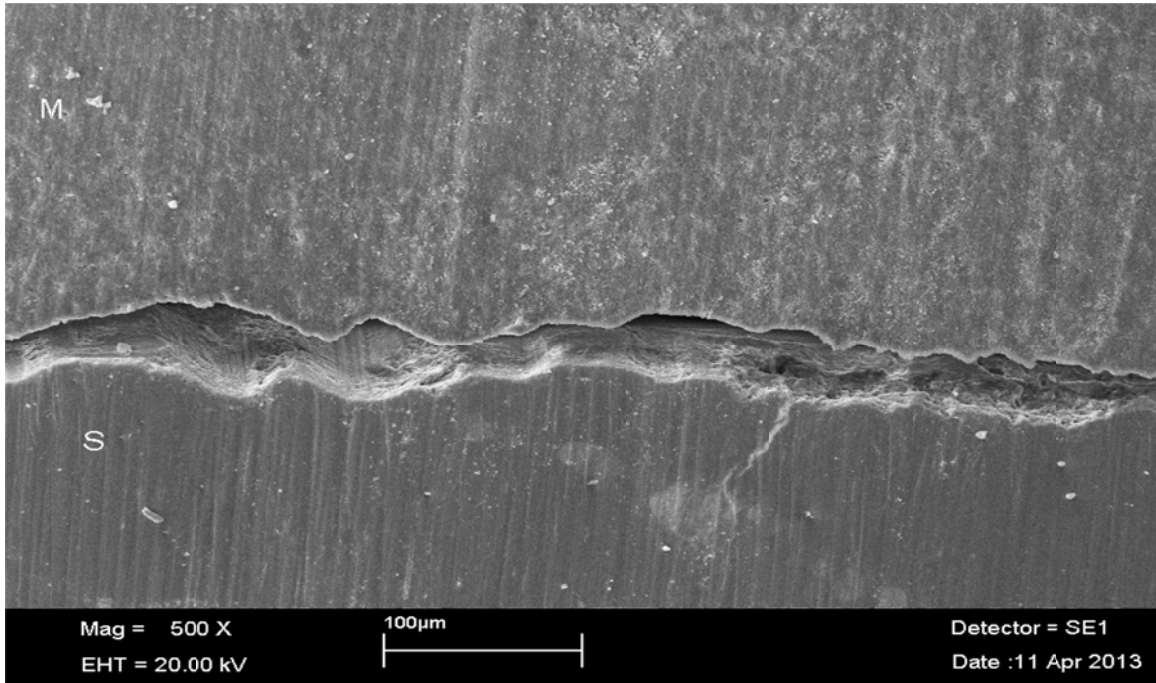


Şekil 7: Panavia/zirkonyum grubunun rezin-zirkonyum arayüzünün scanning electron mikroskobunun görüntüsü (x 500 büyütme).Ara yüzeyde aralık gözlenmektedir(P: Rezin siman; Panavia, Z: Zirkonyum blok, Ok: rezin-zirkonyum arasındaki aralık).

Rezin(BisCem/sel adeziv)-dentin ve Rezin(BisCem/sel adeziv)-metal arayüzünün scanning electron mikroskobu ile incelenmesine ilişkin bulgular

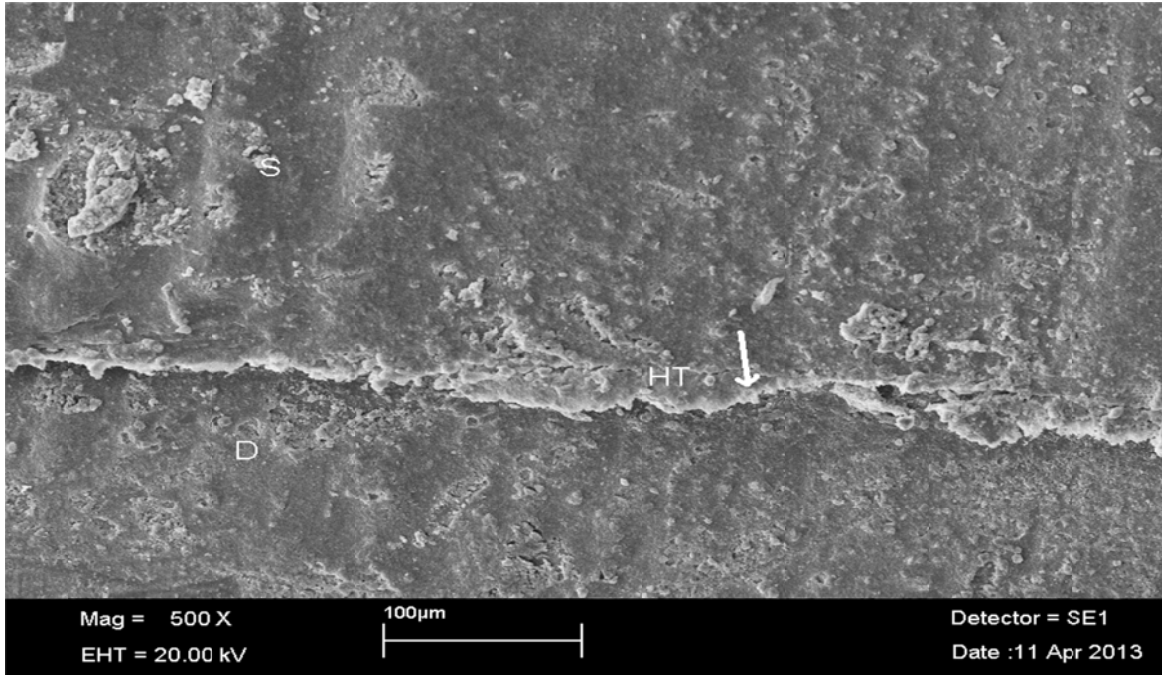


Şekil 8: BisCem(self adeziv)/metal grubunun rezin-dentin arayüzünün scanning electron mikroskobunun görüntüsü (x 500 büyütme). Bu grupta Ara yüzeyde herhangi aralık gözlenmemektedir(S: Resin siman ; BisCem(self adeziv)/, D: Dentin dokusu,).

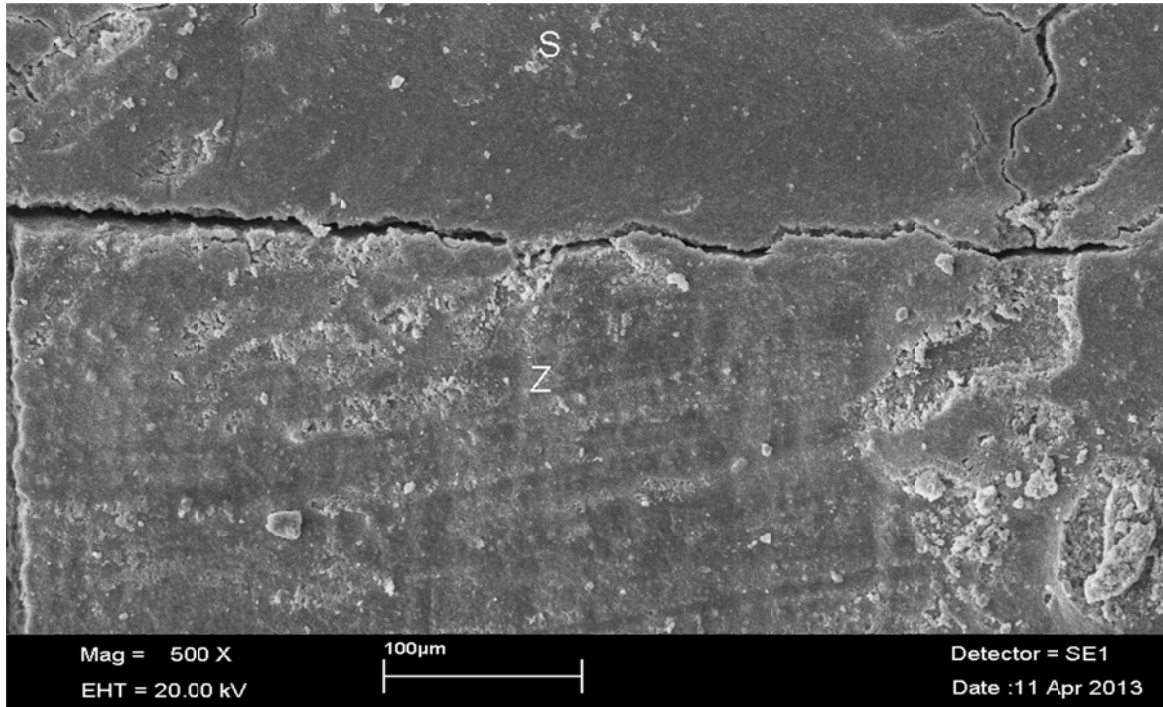


Şekil 9: BisCem(self adeziv)/metal grubunun rezin-metal arayüzünün scanning electron mikroskobunun görüntüsü (x 500 büyütme) .Ara yüzeyde aralık gözlenmektedir(S: Resin siman ; BisCem(self adeziv)/, M: Metal blok,).

Rezin(BisCem/sel adeziv)-dentin ve Rezin(BisCem/sel adeziv)-zirkonyum arayüzünün scanning electron mikroskobu ile incelenmesine ilişkin bulgular

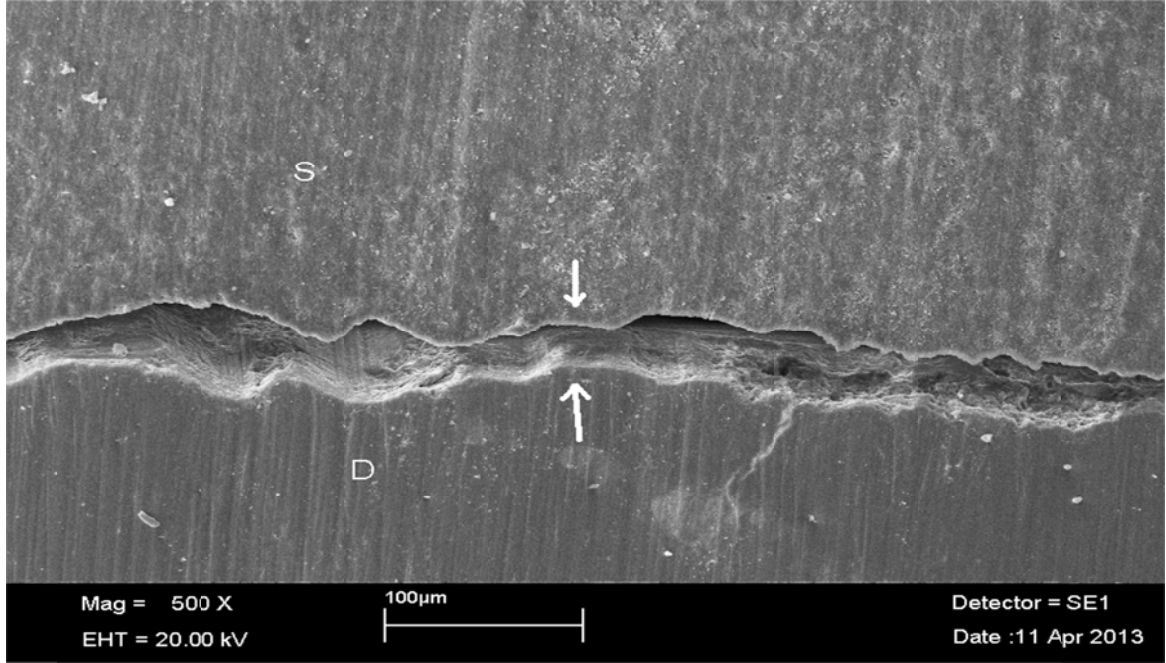


Şekil 10: BisCem(self adeziv)/zirkonyum grubunun rezin-dentin arayüzünün scanning electron mikroskobunun görüntüsü (x 500 büyütme). Bu grupta Ara yüzeyde herhangi aralık gözlenmemektedir(S: Rezin siman ; BisCem(self adeziv)/, D: Dentin dokusu, HT: Hibrit tabaka, OK: Hibrit tabaka ve adeziv tabaka)

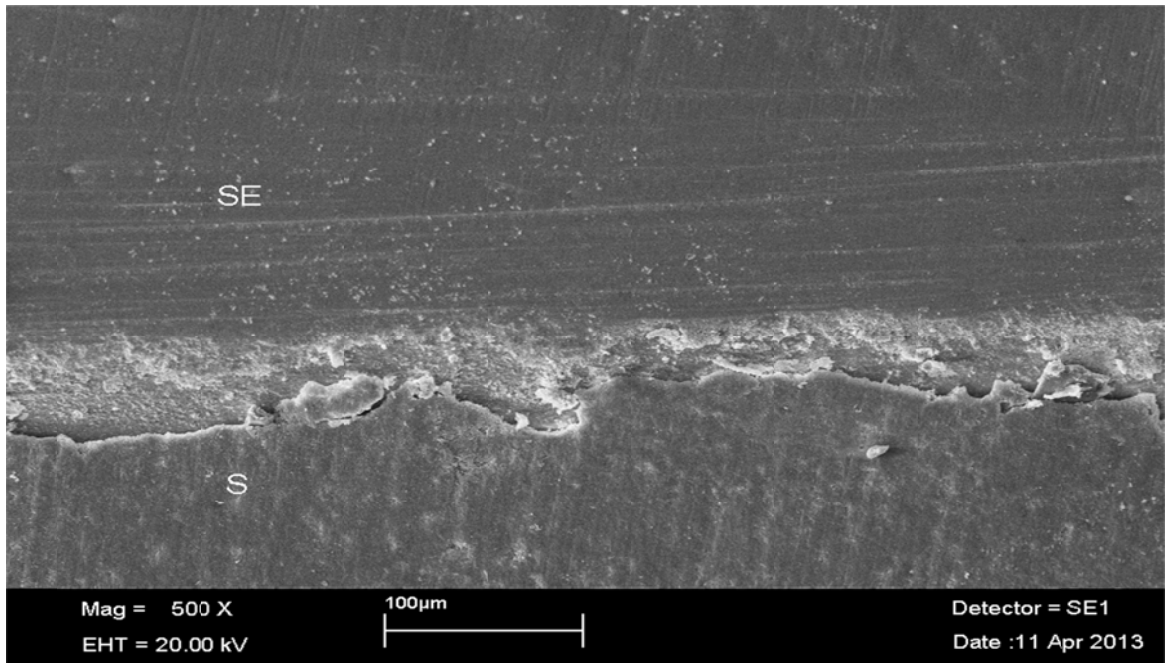


Şekil 11: BisCem(self adeziv)/zirkonyum grubunun rezin-zirkonyum arayüzünün scanning electron mikroskobunun görüntüsü (x 500 büyütme). Ara yüzeyde aralık gözlenmektedir(S: Rezin siman ; BisCem(self adeziv)/, Z: Zirkonyum blok,).

Rezin(BisCem/sel adeziv)-dentin ve Rezin(BisCem/sel adeziv)-seramik arayüzünün scanning electron mikroskobu ile incelenmesine ilişkin bulgular

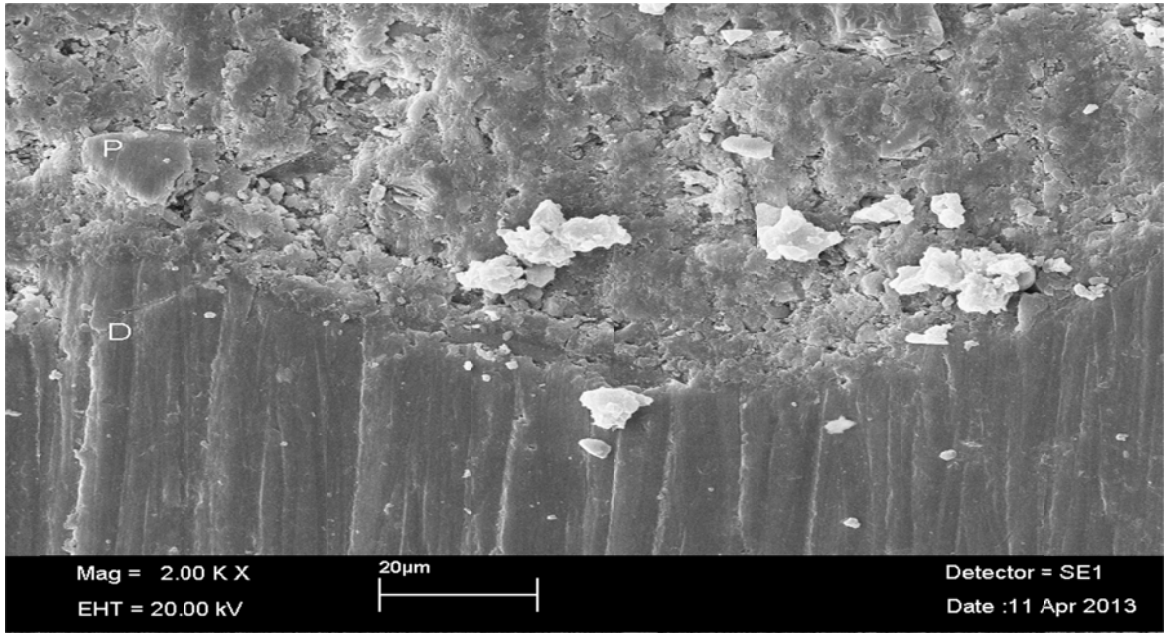


Şekil 12: BisCem(self adeziv)/seramik grubunun rezin-dentin arayüzünün scanning electron mikroskobunun görüntüsü (x 500 büyütme). Bu grupta Ara yüzeyde herhangi aralık gözlenmemektedir(S: Rezin siman ; BisCem(self adeziv)/, D: Dentin dokusu, OK: Dentin-siman arasındaki boşluk)

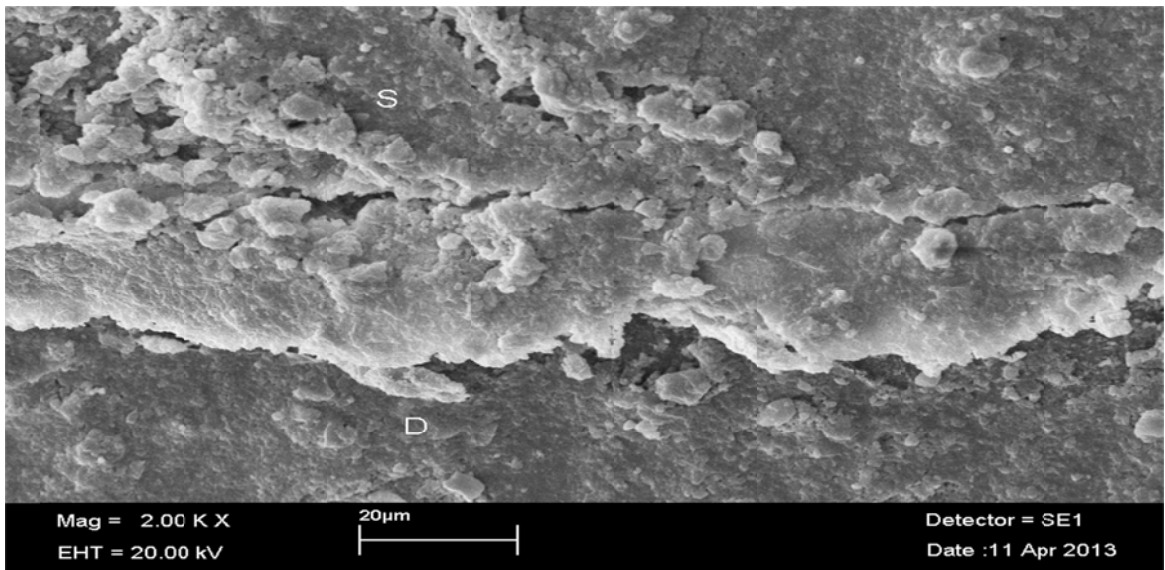


Şekil 13: BisCem(self adeziv)/zirkonyum grubunun rezin-seramik arayüzünün scanning electron mikroskobunun görüntüsü (x 500 büyütme). Ara yüzeyde aralık gözlenmektedir(S: Rezin siman ; BisCem(self adeziv)/, SE: Seramik blok,).

Rezin(panavia)-dentin ve Rezin(BisCem(self adeziv))-dentin arayüzünün scanning electron mikroskobu ile incelenmesine ilişkin bulgular



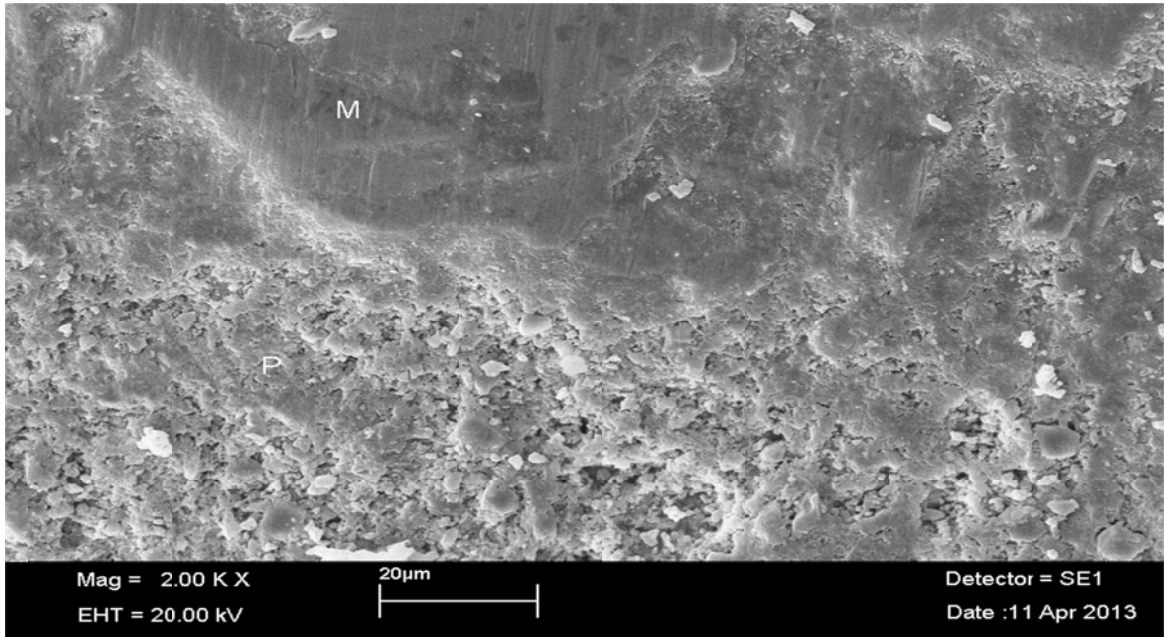
Şekil 13: Panavia/metal grubunun rezin-dentin arayüzünün scanning electron mikroskobunun görüntüsü (x 2000 büyütme)(P: Rezin siman ;Panavia, D: Dentin dokusu, )



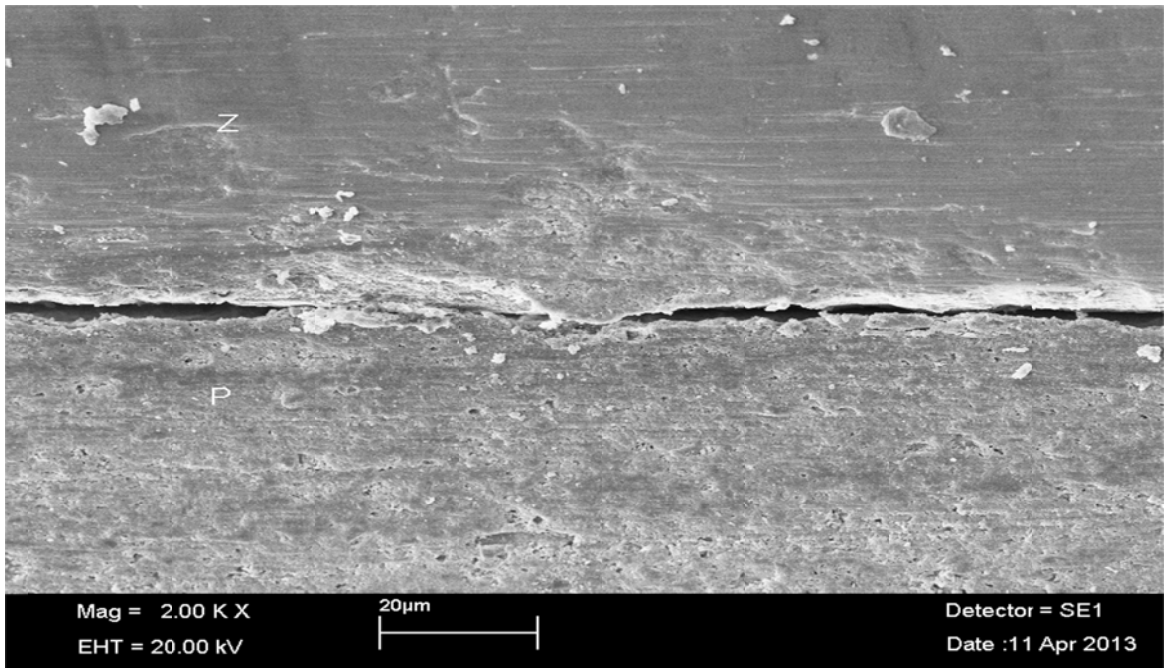
Şekil 14: BisCem(self adeziv)/metal grubunun rezin-dentin arayüzünün scanning electron mikroskobunun görüntüsü (x 2000 büyütme)(S: Rezin siman ; BisCem(self adeziv)/, D: Dentin dokusu,).



Rezin(panavia)-metal ve Rezin(panavia)-zirkonyum arayüzünün scanning electron mikroskobu ile incelenmesine ilişkin bulgular

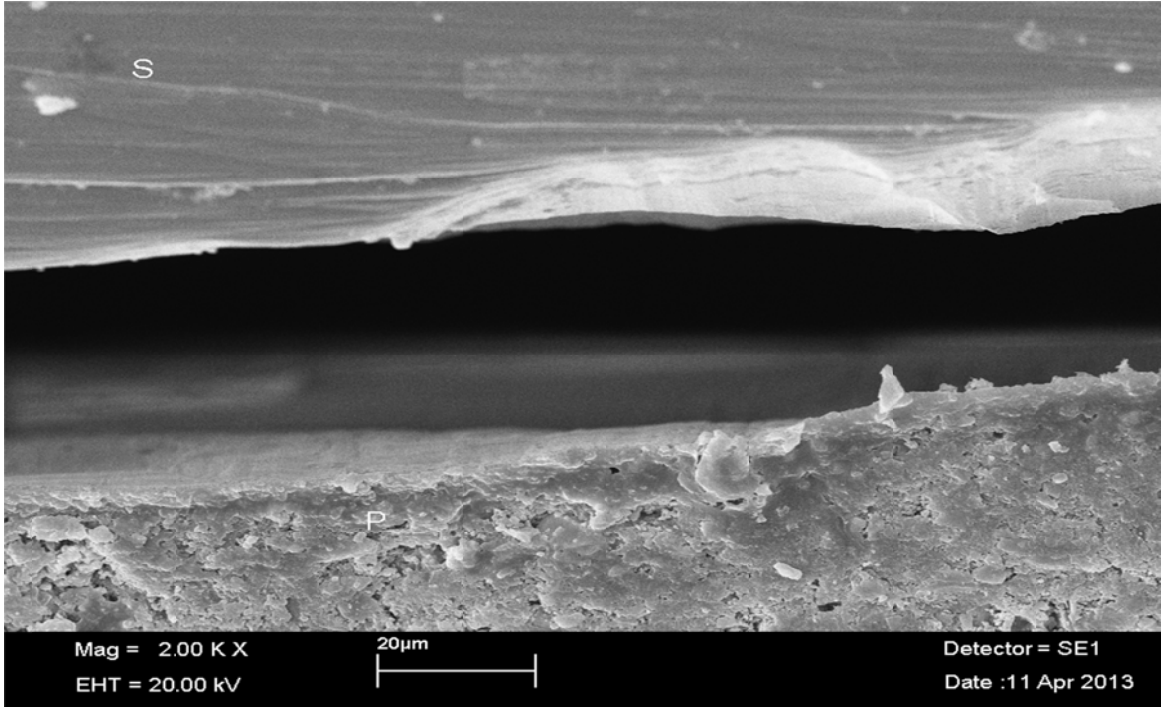


Şekil 15: Panavia/metal grubunun rezin-metal arayüzünün scanning electron mikroskobunun görüntüsü (x 2000 büyütme)(P: Rezin siman ;Panavia, M: Metal blok)

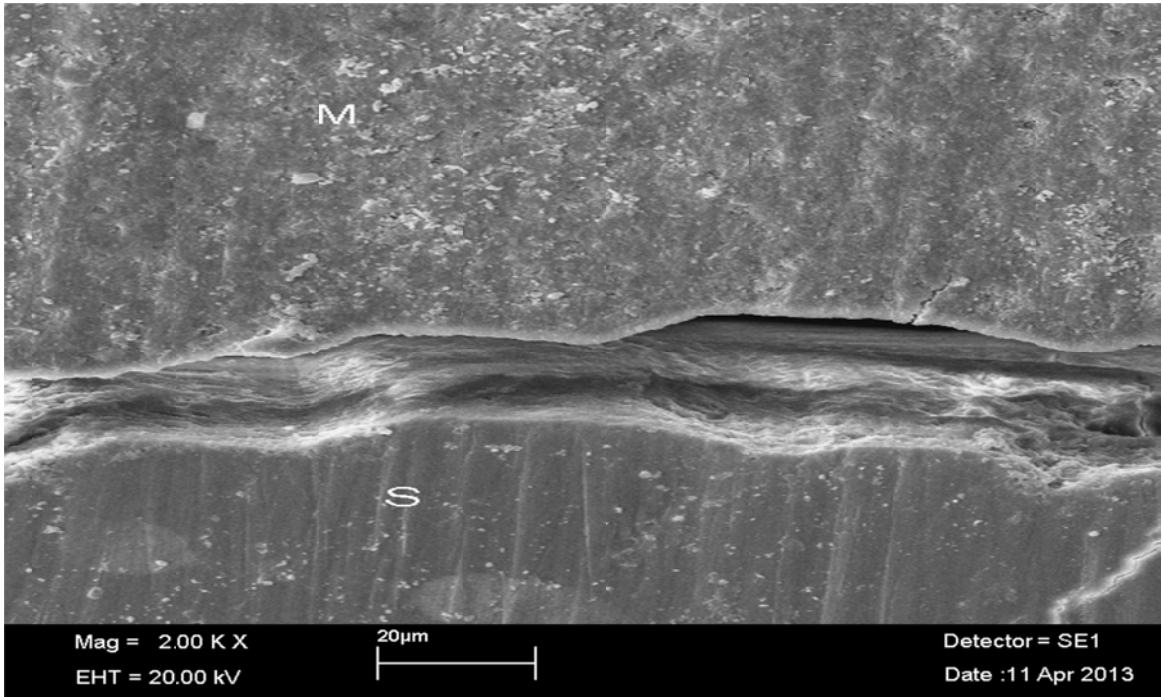


Şekil 16: Panavia/zirkonyum grubunun rezin- zirkonyum arayüzünün scanning electron mikroskobunun görüntüsü (x 2000 büyütme)(P: Rezin siman ;Panavia, Z: Zirkonyum blok)

Rezin(panavia)-seramik ve BisCem(self adeziv)/metal arayüzünün scanning electron mikroskobu ile incelenmesine ilişkin bulguları

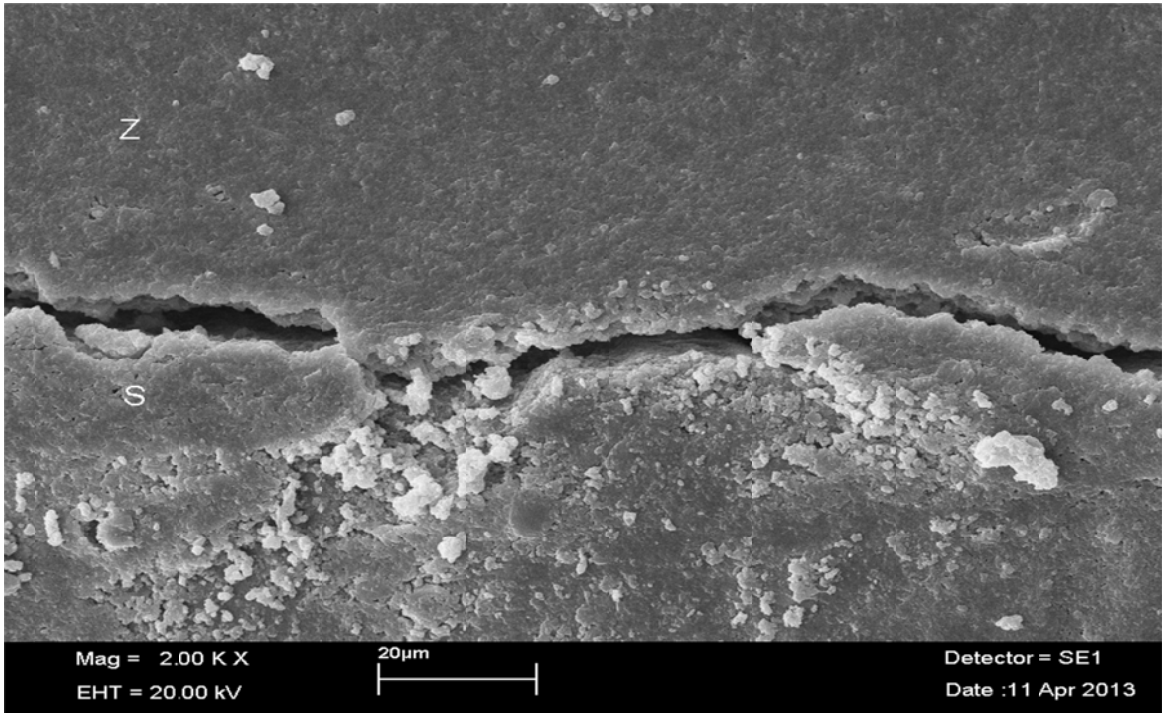


Şekil 17: Panavia/seramik grubunun rezin-seramik arayüzünün scanning electron mikroskobunun görüntüsü (x 2000 büyütme)(P: Rezin siman ;Panavia,S: Seramik blok)

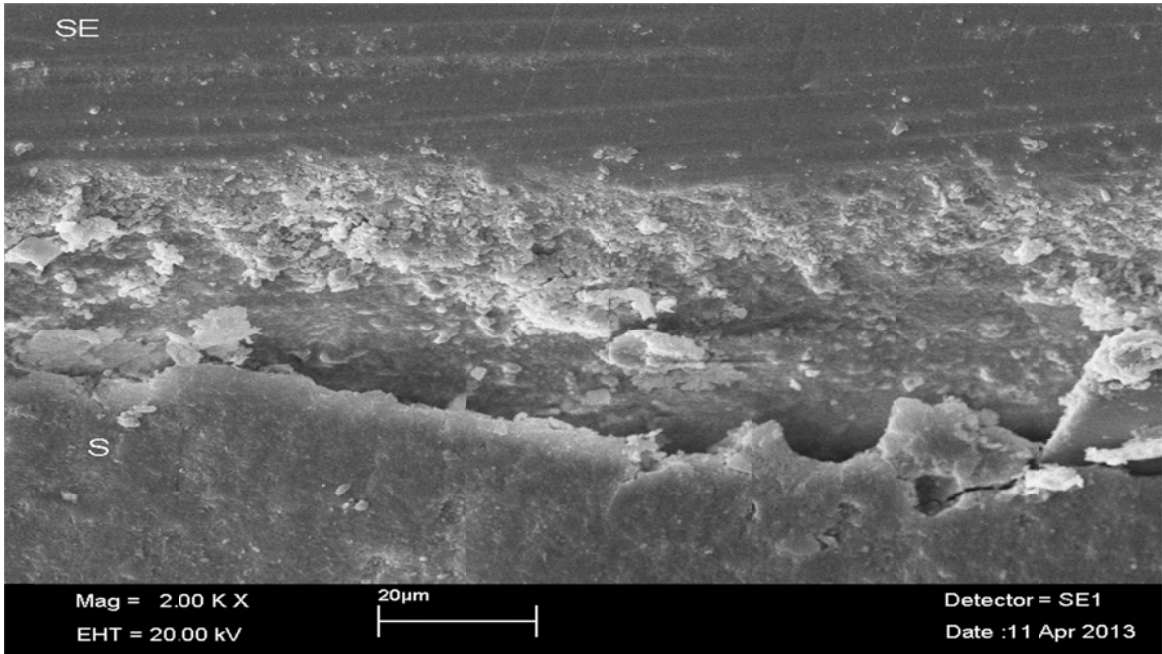


Şekil 18: BisCem(self adeziv)/metal grubunun rezin-metal arayüzünün scanning electron mikroskobunun görüntüsü (x 2000 büyütme)( S: Rezin siman ; BisCem(self adeziv), M: Metal blok)

BisCem(self adeziv)/zirkonyum ve BisCem(self adeziv)/seramik arayüzünün scanning electron mikroskobu ile incelenmesine ilişkin bulguları



Şekil 19: BisCem(self adeziv)/zirkonyum grubunun rezin-zirkonyum arayüzünün scanning electron mikroskobunun görüntüsü (x 2000 büyütme)( S: Resin siman ; BisCem(self adeziv), Z: Zirkonyum blok)



Şekil 20: BisCem(self adeziv)/seramik grubunun rezin-zirkonyum arayüzünün scanning electron mikroskobunun görüntüsü (x 2000 büyütme)( S: Resin siman ; BisCem(self adeziv), Z: Seramik blok)





## TARTIŞMA

Bu çalışmada üç farklı alt yapı materyalinin dual-cure rezin siman ve self adeziv rezin siman ile dentine bağlanma dayanımına in vitro olarak baktık. Çalışmaya başlamadan analiz yaparak örnek sayısını 12 olarak belirledik. Böylece örnek sayısını yüksek tutarak standart sapmanın yüksek olmasını önlemeye çalıştık. Bu da çalışmanın yorumlanmasını daha kolay hale getirdi. Daha önce yapılan in vitro çalışmalarda adezivlerin diş hekimliğinde önemli bir yeri olduğu kanıtlanmıştır.

Adeziv diş hekimliğinde temel hedef, adeziv sistemlerle diş dokuları arasında mükemmel bir bağlanma sağlanması ve bu bağlanmanın devam ettirilebilmesi olmuştur. Yeni bonding ajanların üretimiyle birlikte adeziv diş hekimliğinde ilerlemeler hızlı bir şekilde devam etmektedir. Geliştirilen ürünlerin çoğu önceki versiyonlarına göre önemli avantajlar sunmaktadır. Günümüzde dentin bonding sistemler anterior ve posterior, vital ve devital tüm dişlerin restorasyonunda geniş kullanım alanına sahip olmuştur. Bu materyallerin özelliklerini değerlendirmek için en etkili metod klinik çalışmalardır. Ancak klinik çalışmaların uzun zaman alması ve hasta takibi gerektirmesi gibi zorlukları bulunmaktadır. Ayrıca kan, tükürük, dişeti oluşu sıvısı, ağız ortamının ısısı gibi klinik faktörler ile günlük fonksiyonlar, termal stresler, brüksizm, malokluzyon gibi ağız içerisinde bulunan çok sayıda farklı stresler adeziv bağlantıyı olumsuz etkileyebilmekte ve hangi faktörün başarısızlığa neden olduğunu ayırt etmek güçleşmektedir (109,110).

Laboratuvar testleri bu yönden avantaj sağlamakta, bonding materyallerin seçiminde ve uygun bölgelerde kullanımında klinik değerlendirmeye yardımcı olmaktadır. İn vitro çalışmaların yapılması klinik kullanımdan önce malzemenin dayanıklılığının incelenmesi açısından önemlidir.

Diş hekimliğinde estetik ve mekanik sağlamlık noktasındaki talebe yönelik yöntemler ve malzemeler sürekli geliştirilmektedir. Metal destekli restorasyonlarda mekanik yönden iyi sonuçlara ulaşılsa da estetik ve biyolojik

noktada sıkıntılar yaşanmaktadır. Tam seramik restorasyonlar metal seramik restorasyonlarla kıyaslandığında, özellikle ön dişlerde mükemmel estetik sonuçlar verir. Renk derinliği sağlar ve ışığı yansıtma özelliği vardır. Doğal diş dokusuna benzer ısıl genleşme katsayısına ve ısı iletkenliğine sahiptir. Biyolojik uyumları iyidir ve metal alerjisi olan hastalarda özellikle tercih edilir. Daha az plak birikimine neden olur. Ağızda metalik tat vermez. Ayrıca kron marjinlerinde, renklenme ve metal renginin yansması bu restorasyonlarda görülmez (111,112,113,114,115,116).

İleri teknolojinin sunduğu gelişmelere ayak uyduran tam seramik sistemlerinin üretim maliyetlerindeki artış ve bu materyallerin plastik deformasyonun oluşturduğu çekme streslerini barındırma ve çatlak ya da defekt çevresinde bu gibi stresleri yayma yetersizliği gibi birkaç dezavantaja sahip olduğu da bilinmektedir. Bu dezavantajlarından dolayı araştırmacılar başka altyapı seçeneklerine yönelmektedir (117).

Uzun seneler başarılı tam olarak kanıtlanmış restoratif tekniklere alternatif olarak her gün yeni teknikler geliştirilmektedir. Materyalin kuvvetlendirilmesi amacıyla porselenin yapısı da zamanla değişikliğe uğramakta ve daha kuvvetli porselen materyalleri geliştirilmektedir. Zirkonyum, gren çapının düşük olması ve yüksek gerilme direncine sahip olması sayesinde diş hekimliğinde porselen materyalinin içinde kullanılmaya başlanmıştır (118).

Zirkonyum restorasyonlarda başarılı olabilmek için yapılacak restorasyonlarda dişin her yerinde basamak kalınlığı eşit olarak hazırlanmalıdır. Zirkonyum alt yapı için en az 0,4mm, üst yapı için en az 0,7mm olmak üzere 1,2-1,5mm genişliğinde chamfer tarzı basamak kalınlığına ihtiyaç vardır. Hazırlanacak diş preparasyonu yuvarlatılmış yan duvarla en az 6 derece olmalıdır. Oklüzal yüzey preparasyonu ise 120–140 dereceler arası olmalıdır (119).

Daha önce yapılmış olan çalışmalarda zirkonyum,seramik ve metal alt yapı materyallerinin üçünün de avantaj ve dezavantajlarının olduğu bilgisine

ulaşılması ve farklı kullanım yerlerinin olduğu kanısına varılmıştır. Bundan dolayı sadece bir tane alt yapı materyalinin yerine üçünün de çalışmaya dahil edilmesi kararlaştırılmıştır.

Çalışmamızda altyapı materyallerini siman ile kendi aralarında yapıştırmanın ağız ortamını taklit etmesi mümkün olmadığından, bu çalışmamızda gerçek dişlerden oluşan örnekler hazırladık. Böylece ağız içine benzer bir ortam elde etmeye çalıştık (120,121).

Araştırmaların büyük çoğunluğu dişleri çekimden çalışma anına kadar olan bekletme süresinin dentin ve mineye bağlanma dayanımı üzerine önemli bir etkiye sahip olmadığını göstermektedir. İki gün ve altı ay gibi sürelerle bekletilen dişlerin bağlanma değerleri arasında önemli bir fark görülmemiştir (122,123,124). Çalışmamızda da bekletme süresinin önemli bir değişime neden olmadığı göz önünde bulundurulmuş ve dişler çekimden sonra en fazla 3 aylık bir bekleme süresi içinde kullanılmıştır.

Deney şartları ve hazırlığı dışında adeziv sistemlerin dentine bağlanma dayanımını etkileyen en önemli faktörlerden birisinin dentinin kompleks histolojik yapısı ve farklı kimyasal içeriği olduğu bildirilmektedir. Yüzeysel dentinden derin dentine doğru gittikçe dentinin kimyasal içeriğinin değişmesi, kollajen içeriğinin azalması, tübül çap ve sayısının artması, dentin nemliliğinin artması, dentinal geçirgenliğin değişmesi bağlanmada farklılıklara sebep olmaktadır (125).

Dentindeki bu bölgesel farklılıkların rezin-dentin bağlanma dayanımı üzerine diştten dişe olan varyasyonlardan daha fazla etkili olduğu bildirilmiştir. Dentin derinliğinden başka, dentinin çürükten etkilenmiş veya sklerotik olması da adeziv sistemlerin etki mekanizmasını değiştirmektedir (126).

Burrow ve dig. (127) genç ve yaşlı insan dentinine yapıştırılan üç farklı bağlayıcı ajanın gerilme dayanıklılığını araştırmışlardır. Ayrıca bağlantı ara yüzeyini de SEM ile incelemişlerdir. Burrow ve dig. gerilme bağlantı dayanıklılık değerlerinin yaşa ve dentin derinliğine bağlı olmadığını

bulmuşlardır. Bağlantı dayanıklılığında rezin tagların önemli olmadığını, düzgün ve kesintisiz bir hibrit tabakanın önemli olduğunu belirtmişlerdir.

Yaptığımız bu çalışmada ise farklı adezivlerin bağlanma dayanımları yüzeyel dentin bölgesinde incelenmiş ve aynı dentin seviyesini elde edebilmek amacıyla tüm dişlerden eşit miktarda doku kaldırılmasına dikkat edilmiştir.

Yapılan çalışmalarda dentindeki bölgesel farklılıklardan başka, adezivin düz dentine veya kaviteye uygulanmasının da farklı sonuçlar doğurduğu belirtilmektedir. Polimerizasyon büzülme kuvvetleri üzerine kavite tipinin etkisi konfigürasyon faktör (C-faktör) olarak isimlendirilir ve bağlantı sağlanan yüzey sayısının, bağlantının gerçekleşmediği yüzey sayısına bölünmesiyle bulunur. C değeri arttıkça polimerizasyon büzülme streslerinin arttığı, kompozitin akıcılık kapasitesinin azaldığı bildirilmiştir. Yapılan çalışmalarda, C-faktör 2 veya 3 olduğunda elde edilen bağlanma dayanımlarının düz yüzeydekilerden daha düşük olduğu saptanmıştır (128,129).

Bu çalışmada da koronal dentin çalışmalarının çoğunda (130,131) olduğu gibi kompozitlerde polimerizasyon büzülmesi esnasında oluşan streslerin azaltılması amacıyla, adeziv sistemler düz dentin yüzeyine uygulanmıştır. Adeziv restorasyonların uzun süreli başarısında, adeziv sistemin degradasyona karşı direncinin büyük önem taşıdığı bilinmektedir (132).

Yapılan çalışmalar (133), günümüzdeki adeziv sistemlerin dentine bağlanma kuvvetlerinin başlangıçta daha yüksek olduğunu ancak zaman içerisinde diş-restorasyon ara yüzeyinde oluşan degradasyona bağlı olarak bağlanma dayanımında düşme görüldüğünü ortaya koymuştur. Bağlanma ara yüzeyindeki degradasyonun mekanizmasında okluzal ve termal stresler gibi mekanik etkenlerle birlikte, temel olarak kimyasal etkenler rol oynamaktadır. Kimyasal olarak en önemli reaksiyonlar difüzyon kaynaklı su girişine bağlı olarak meydana gelen rezin bileşenlerin hidrolizi ve plastisizasyonudur (134).

Hidroliz, farklı kollajen fibril ünitelerini ve rezin polimerleri bağlayan kovalent bağların yıkılmasına yol açmaktadır (135).

Bu olayın tükürük enzimleri, bakteriyel enzimler ve dentin kaynaklı enzimler tarafından da hızlandırılabileceği bildirilmiştir (136,137). Oluşan yıkım ürünlerinin ve polimerize olmamış monomerlerin ortamdan uzaklaşması, bağlantıyı zayıflatarak daha fazla su girişine neden olmaktadır. Su ayrıca polimer zincirleri arasındaki sürtünme kuvvetlerini azaltarak rezinin mekanik özelliğini düşürür ve polimerin şişmesine neden olur ki bu olay rezinin plastisizasyonu olarak bilinmektedir (138).

Adeziv sistemlerin stabilizasyonun incelenmesinde en yaygın kullanılan teknik örneklerin belirli zaman periyotlarında suda bekletilmesidir (139).

Adeziv sistemler uygulanarak hazırlanan örnekler genellikle su içerisinde bekletilmektedir. Bekletme solusyonuna bakteriyel büyümeyi önleyecek sodyum azid, kloramin gibi antibakteriyel ajanlar ilave edilebilir ancak bu ajanların bağlanma kuvvetini etkileyebileceği bildirilmiştir (140).

Kitasako ve arkadaşları (141), klinik ortamın yansıtılması amacıyla suni tükürük solusyonu kullanmış ve sonuçların saf su degradasyonu ile benzer olduğunu göstermişlerdir. Muhleman (142), serum fizyolojik içerisinde bekletilen dişlerde yüzeyden Ca kaybına bağlı olarak minenin sertliğinde azalma olduğunu bildirmiştir. Yapılan çalışmaların çoğunda ise örnekler distile suda bekletilmiştir (143). Biz de bekletme solusyonuna eklenen herhangi bir ajanın bağlanma dayanımına etki edebileceğini göz önünde bulundurarak çalışmamızın bu kısmında örneklerimizi distile su içerisinde beklettik.

Dental restoratif materyaller ağız ortamındaki ısı ve pH değişikliklerine sürekli maruz kalmaktadır. Yemek, içmek ve nefes almak ağız içi ısı değişikliklerine sebep olur. Örneğin buzlu bir suyun ıssı 0<sup>o</sup>'ye yakınken, sıcak bir çay veya çorbanın ıssı 60<sup>o</sup>C'ye ulaşabilir. Ancak yeme ve içme kişiden kişiye oldukça farklılık gösteren alışkanlıklardır ve ağzın her bölgesinde eşit sıcaklık değişimine sebep olması beklenemez. Nefes alındığı sırada havanın

sıcaklığı, nemi ve hızı ağız ısısında radikal değişikliklere neden olabilir. Ağızdan nefes alınmadığında ve termal bir yükleme yapılmadığında ağız içi sıcaklık  $35.2(\pm 2.1)^{\circ}\text{C}$  yani ortalama  $35^{\circ}\text{C}$  olarak ölçülmüştür (144).

Thermocycling(ısı çevirimi) de ağız ortamını taklit etmek için kullanılan yöntemlerden biridir. Biz de çalışmamızda ideal bir sonuç elde etmek için ağız içindeki ısısal değişiklikleri taklit etmek için örneklerimize termal siklus uyguladık.

Adeziv simantasyon tekniğinin uygulanması indirekt restorasyonlar hazırlanırken en önemli aşamalardan biridir. Geleneksel ve adeziv yapıştırıcı simanların karşılaştırıldığı klinik ve laboratuvar çalışmalarında bu tür restorasyonlarda rezin simanların kullanımının başarıyı arttırdığı belirtilmektedir. Resin simanların en önemli dezavantajı adeziv sistemlerle beraber kullanıldıkları için simantasyon öncesi asitleme, primer ve adeziv uygulama gibi zaman alıcı ön işlemlerin yapılması gereğidir. Bu işlemler zaman alıcı olmaları yanı sıra teknik hassasiyet de gerektirmektedir. Bahsedilen nedenlerden dolayı ön işlem gerektirmeyen self adeziv simanlar geliştirilmiştir (145). Çalışmamızda bu simanların rahat kullanıldıkları kadar dayanıklı olup olmadığına bakıldı.

Işıkla ve kimyasal olarak sertleşen rezin simanlar, tam seramik restorasyon uygulamalarında kullanılabilir ancak bazı dezavantajları vardır. Kimyasal olarak sertleşen rezin simanların çalışma süreleri kısadır ve kontrolü güçtür. Erken polimerizasyonları, restorasyonun tam oturmamasına yol açabilir. Işıkla sertleşen rezin simanlar, seramiğin ışık geçirgenliğinden etkilenir. Genellikle laminate veneer restorasyonların yapıştırılmasında kullanılır. Restorasyon kalınlığı arttıkça polimerizasyon miktarı azalır. Dual-cure rezin simanların çalışma süreleri uzundur ve kontrol edilebilir. Ancak sertleşmelerinde ışık yoğunluğu, ışığın uygulanma süresi ve uygun dalga boyunun seçimi önemlidir (146). Yapılan çalışmalarda, tam seramik restorasyon kalınlığı 2mm'yi geçtiğinde, dual-cure rezin simanların kullanımı önerilir. Her

tip tam seramik restorasyon da aynı ışık geçirgenliğine sahip değildir. Örneğin; zirkonia ve alumina esaslı tam seramikler, kalınlıkları 0,5 - 0,7mm olsa bile, ışıkla sertleşen rezin simanlarla kullanıldıklarında, ışık geçirgenlikleri az olduğu için simanın polimerizasyonu tamamlanamaz. Bunlar için, adeziv bir simantasyon yapılacaksa, dual-cure rezin simanlar kullanılmalıdır (147,148). Çalışmamızda avantajları nedeni ile dual-cure rezin siman tam seramik, zirkonyum ve metal alt yapıli restorasyonların yapıştirilmasında kullanılmıştır.

Çalışmada kullandığımız cihaz, ışık yoğunluğu açısından periyodik olarak test edilmiş ve cihazın 500-600mW/cm<sup>2</sup> arası yoğunlukta görünür mavi ışık vermesi sağlanmıştır.

Dual-cure rezin simanlarla ilgili yapılan araştırmaların çoğu dayanıklılık testleri üzerinedir (149). Dayanıklılık testlerinde ise çoğunlukla alt yapı materyali ve rezin simanlar arası bağlantı dayanıklılığı incelenmiştir Ancak alt yapı-rezin siman-diş ara yüzeylerinden oluşan bileşik yapı, alt yapı-rezin siman ve rezin siman - diş ara yüzeyleri arasındaki yapıdan farklıdır.

Restorasyona gelen oklüzal kuvvetler kesme, gerilme, basma ve bükülme gibi kuvvetlerin karışımından oluşur (150,151,152).

Eğer bu gerilimler maddenin dayanıklılığını aşarsa yapı bozulur. Ancak ağızdaki herhangi bir restorasyonun, bu kuvvetlerden sadece birine doğrudan maruz kalması klinik olarak pek mümkün değildir. Çünkü restorasyonlara gelen ağız içi kuvvetler, bu gerilim tiplerinin hepsini birden oluşturur. Bir çalışmada Seramik, zirkon ve metal restorasyonların çiğneme kuvvetlerine erken maruz kalmasının, bağlantı dayanıklılığını olumsuz etkilediği belirtilmiştir. Çiğneme kuvvetlerinden dolayı, dentin - rezin siman – alt yapı materyali ara yüzeyindeki bağlantı dayanıklılığına farklı tip kuvvetlerin etkisi vardır. Dolayısıyla restorasyon ve altındaki yapıştirici maddenin bu gerilimlere dayanıklı olması gerekir (153,154).

Tam seramik restorasyonların bağlantı dayanıklılığı ile ilgili yapılan araştırmalarda arayüz bileşim yerlerinin bağlantı dayanıklılığı üzerine etkileri



incelenmiştir. Çalışmaların çoğunda ya kesme ya da gerilme dayanıklılık test yöntemlerinden biri kullanılmıştır. Hoosmand ve ark. (155) dayanıklılık testlerinde kesme veya gerilme dayanıklılığı ölçümlerinin ideal olduğunu belirtmişlerdir.

Deneyleerde kullanılan test cihazının kafa hızı da sonuçları etkiler (156,157). Test cihazı kafa hızının 0,45-1,05 mm/dak. arasında olması gerektiği belirtilir. Çalışmamızda testler 0,5 mm/dak. kafa hızı ile yapılmıştır. Dual-cure simanlarla yapılan çalışmalarda, rezin simanların dentine bağlantı dayanıklılığı yaygın olarak kesme, gerilme ve çekme testleri ile incelenmiştir. Al-Salehi ve ark., bağlantı dayanıklılığını inceleyen 50 araştırmacıyı değerlendirmişler (158). Araştırmalarda testlerinde elde edilen maksimum ortalama değer 16.19MPa, minimum ortalama değer 3.83MPa olarak bulunmuştur. Bizim çalışmamızda ortalama değer 8.5MPa olarak çıkmıştır.

Self-etching adezivler demineralize dentine tam penetre olamama ve sonuç olarak da yeterli hibrit tabakası oluşturamama riskini beraberinde getirirler. Self-etching adezivlerin dentini farklı agresifliklerde demineralize etmeleri söz konusu olabilmektedir. Gregoire ve ark'nın yaptıkları çalışmada bazı self adezivlerin asitle beraber uygulanan sistemlere göre dentin permabilitesini daha az miktarda azalttığı bildirilmiştir (159). Çalışmamızda self adezivin daha düşük sonuçlar vermesi bu adezivin dentine total-etch adeziv kadar iyi penetre olamamasından kaynaklanabilir.

Pekkan ve ark. yaptıkları çalışmada, self-etch sistemi ile yapıştırılan gruptaki kesme dayanıklılık değerleri total-etch sistemi ile yapıştırılan grupların değerlerinden düşük olduğunu bulmuşlardır. Bu sonuç, self-etch sisteminin kendi uygulama tekniğinden kaynaklanabilir. Dentinin fosforik asitle muamelesi smear tabakasını ve smear tıkaçlarını kaldırırken, yeterli asiditeye sahip olmayan self-etch sistemler smear tabakasını kısmen demineralize eder ve kalıntıları hibrit

tabakaya taşır. Self etch sistemlerin smear tabakasının kalınlığından, yoğunluğundan ve kalitesinden etkilendiği belirtilmektedir (160,161).

Söderholm ve ark'nın (162), 7. Jenerasyon adeziv ajanların total-etch sistemle makaslama testi yaparak karşılaştırıldığı çalışmalarında uygulamayı kolaylaştıran yeni adeziv ajanlarının total-etchden daha düşük sonuçlar verdiği görülmüştür. Uygulamaların 6 tecrübesiz; 3 tecrübeli diş hekimi tarafından yapıldığı bu çalışmada, tecrübeli diş hekimlerinin uygulamaları genel olarak daha yüksek sonuçlar verirken; tecrübeli olmayan diş hekimlerinin uyguladığı total etch örnekleri bile 7. Jenerasyon ajanlardan daha yüksek sonuçlar vermiştir. Çalışmamızda da total etch adeziv sistemin daha fazla teknik hassasiyet gerektirmesinin sonuçları olumsuz etkilemediği görülmüştür.

Perdigao ve ark. (163) çalışmalarında 5 adet tek aşamalı adeziv ve kontrol grubu olarak total etch ve self etch adeziv kullanmışlar ve uyguladıkları mikro-çekme testlerinde en yüksek bağlanma direncinin total etch ile sağlandığını ve en yeni tek aşamalı adezivlerin bağlanma kabiliyetlerinin içeriklerine bağlı olduğunu gözlemlemişlerdir. Çalışmada total etch sistemlere kıyasla düşük bağlanma direnci göstermiştir.

Frankerberger ve Franklin (164), adeziv sistemleri karşılaştırdıkları çalışmalarında 3 aşamalı total etch ve tek aşamalı self etch adeziv kullanmışlardır. Çalışmada total etch adeziv kullanılan yüzeylerin marjinallerinde daha az boşluğa rastlanırken (%90) tek aşamalı adezivlerde bu oran %55 olarak bulunmuştur. Buna benzer bir yorum 1998 -2004 yılları arasındaki literatürlerin incelendiği başka bir çalışmada da (166) bildirilmiştir. Bu çalışmada da adeziv uygulama aşamalarının sadeleştirilmesine yönelik yenilikler geliştirilse de bunların bağlanma etkinliğinde azalmaya neden olduğu belirtilmiştir.

Ernst ve ark. (167) çalışmalarında zirkonyum kronların simantasyonlarında kompomer , rezin modifiye cam iyonomer , self adeziv rezin siman , panavia ve cam iyonomer siman kullanmışlardır. Çalışmanın

sonucunda rezin simanlar , rezin modifiye cam iyonomer siman ve cam iyonomer simana kıyasla daha yüksek sonuçlar vermiştir. Panavia, self adeziv rezin simana göre yüksek sonuçlar verdiği görülmüştür. Çalışmamızdan elde edilen sonuç da bu yöndedir.

Balbosh ve ark. (168) çalışmalarında açılı titanyum postları; çinko fosfat, cam iyonomer siman, panavia, self adeziv rezin simanla simante etmişlerdir. Çalışmanın sonucunda, ısısal çevrimler sonrasında tüm değerlerin azaldığı, mekanik olarak pürüzlendirilen dentin kanallarının bağlantıyı arttığı ve panavianın en yüksek sonuçları verdiği bildirilmiştir.

Dual-cure ile self adezivlerin kullanıldığı bir çalışmada (169), 48 düz mine ve dentin yüzeylerine Paradigm kompozit overleyler; panavia F, rely X unicem ve maxcem ile simante edilmiş ve mikro çekme testine alınmışlardır. 5 dakikalık kendi kendine sertleşme periyodunda kompozit bloklara 20 ve 40 g/mm<sup>2</sup> kuvvet uygulanmış ve daha sonra ışıkla polimerizasyonları tamamlanmıştır. Sonuç olarak; panavia en yüksek, maxcem en düşük sonucu vermiştir. Simanların adaptasyonu simantasyon esnasında uygulanan basıncı parmak basıncından yüksek olduğu durumlarda artması söz konusudur. Ancak bu uygulama, klinik uygulanabilirliği olmadığına çalışmamızda tercih edilmemiştir.

Yang B ve ark 2006 yılında yapmış olduğu çalışmada dual-cure rezin simanları self adeziv rezin simanlara göre daha yüksek yapıştırma kuvveti gösterdiklerini bildirmişlerdir. Çünkü self adeziv rezin simanların demineralize dentine penetrasyonunu engelleyen yüksek viskozitesinden dolayı bağlanma kuvveti daha düşük çıkmıştır (170).

Chai J. ve ark. 2008 yılında yapmış olduğu çalışmada, self adeziv rezin siman ve dual-cure rezin simanların ni-cr metal-dentin arasındaki bağlanma kuvvetleri arasında önemli bir fark bulunmamıştır (171).

Kanehira M. ve ark. 2006 yılında yapmış oldukları dual-cure rezin siman ile self adeziv rezin simanın dentine bağlanma dayanımlarının karşılaştırıldığı çalışmada, dual-cure rezin simanın self adeziv rezin simana göre dentine bağlanma dayanımının daha yüksek olduğu görülmüştür (172).

Fonseca R.G. ve ark. 2004 yılında yaptıkları çalışmada, dual-cure rezin siman, çinkofosfat siman ve kimyasal sertleşen rezin simanların karşılaştırılması yapılmıştır. Bu çalışmada sadece kimyasal sertleşmeye izin verilmiş ve fotoaktivasyon olmaması için ışık ile muamele edilmemiştir. Buna rağmen dual-cure rezin siman en yüksek bağlanma dayanımına sahip siman olmuştur (173).

Nakamura T. ve ark 2010 yılında yaptığı çalışmada, iki adet yeni self adeziv rezin siman, bir adet dual-cure, üç adet self adeziv siman ve iki adet rezin modifiye cam iyonomer simanın bağlanma, çekme, elastiklik modülü ve su absorpsiyonu açısından karşılaştırılmışlardır. Bağlanma, çekme ve elastikiyet açısından en iyi sonucu sırasıyla yeni self adezivler, dual-cure ve rezin modifiye cam iyonomer siman oluşturmuştur. Su absorpsiyonda da sıralama değişmemiştir (174).

Farrokh A. Ve ark. 2012 yılında yaptıkları çalışmada üç adet self adeziv rezin siman ile bir adet dual-cure rezin simanı karşılaştırmışlar, çalışma sonucunda dual-cure rezin simanın önemli derecede daha yüksek dayanımlı olduğu sonucuna ulaşmışlardır (175).

Yoshida K. ve ark 1996 yılında yaptıkları çalışmada termal siklus döğüsünün metal primerleri üzerindeki etkisine bakmışlardır. Bu çalışmada Imperva dual, panavia ve super-bond C&B simanlarını karşılaştırmıştır. Simantasyon sonrası 50.000 döngü termal siklus uygulanmış ve sadece termal siklusun panavia üzerinde etkisi önem ifade etmeyecek seviyede az olmuştur, diğer simanların dayanımını önemli ölçüde azaltmıştır (176).

Bağlanma testinden sonra yapılan kırılma analizleri, adeziv sistemlerin ölçülen bağlanma dayanımlarının ne kadar güvenilir olduğunu göstermesi bakımından önemlidir. Çünkü geleneksel test metotları olan makaslama ve çekme bağlanma dayanımı 25MPa'yı geçtiği zaman %80 gibi bir sıklıkla dentinde koheziv fraktürler görülmektedir. Bu durum adezivin dentine olan bağlanma dayanımının tam olarak ölçülebilmesini engeller. Sonuçta ölçülen bağlanma dayanımı, ne adezivin gerçek bağlanma dayanımı ne de dentinin gerçek kırılma direncidir. Dolayısıyla dentindeki böyle koheziv hatalar rezin-dentin bağlantısının dentinin iç bağlanma dayanımından yüksek olduğu anlamına gelmez. Koheziv başarısızlıklar, dentin ya da restoratif materyalin içindeki hatalı bölgeler ve bu bölgelere lokalize olan düzgün olmayan stres dağılımından kaynaklanmaktadır. Bu yüzden yapılan çalışmalarda bağlanma dayanımlarını daha doğru yansıtabilen adeziv tipte kopmaların fazla olması istenir (177,178). Çalışmamızda da kırılma tipleri toplu olarak değerlendirildiğinde en fazla adeziv(%94.4), daha sonra koheziv(%5.6) başarısızlık tiplerinin oluştuğu görülmüştür. Dolayısıyla bu çalışmanın adeziv sistemlerin bağlanma dayanımlarını gerçekçi bir şekilde yansıtabildiği düşünülebilir.

Hubbezoglu ve arkadaşları (179), 5 farklı adeziv sistemle yaptıkları çalışmada %81 adeziv, %19 miks kırılma tespit etmişler, koheziv kırılmaya rastlamamışlardır. Yeşilyurt ve Bulucu (180), kullandıkları 9 farklı adeziv sistem için toplamda %83.1 adeziv, %14.9 koheziv ve %1.9 miks başarısızlık

tespit etmişlerdir. Çalışmamızdaki sonuçların bu çalışmalarla uyumlu olduğu görülmektedir.

Primer'lerin temel görevleri; dentinin ıslanabilirliğini arttırmak, büzülmüş kollajen ağı içine girerek onu önceki boyutuna getirmek ve dentinin yüzey enerjisini arttırmaktır. Kısacası hidrofilik dentinle hidrofobik rezinden oluşan iki farklı kimyasal yapıyı birbirleriyle uyumlu hale getirmektir (181).

Ayrıca in-vivo çalışmalarla da desteklenen daha uzun süreli çalışmalar yapılmasının, adeziv sistemlerin stabilitelerini daha doğru ve net bir biçimde ortaya koyabileceğini düşünmekteyiz. Son yıllarda adeziv sistemlerin hızlı bir şekilde geliştiği de göz önüne alındığında ileriki yıllarda daha güçlü bağlanma sağlayacak sistemlerin geliştirileceği ve adeziv sistemlerin performanslarının daha ileri tekniklerle değerlendirilebileceği kanısındayız.

## SONUÇLAR

Bu çalışmanın sınırları içerisinde ulaşılan sonuçlar ve öneriler şunlardır:

- 1- Panavia 2.0 F (dual-cure) rezin simanın BisCem (self adeziv) rezin simana göre daha yüksek bağlanma dayanımı sağladığı gözlenmiştir.
- 2- Panavia 2.0 F ile dentine yapıştırılan alt yapı materyallerinden en yüksek dayanım panavia-seramik grubunda gözlenmiştir
- 3- BisCem ile dentine yapıştırılan alt yapı materyallerinden en yüksek dayanım self-seramik grubunda gözlenmiştir.
- 4- Dual-cure rezin simanın kimyasal sertleşme özelliğinden dolayı LED ışığın ulaşamadığı birçok simantasyon işleminde de kullanılabilir olması dual-cure simanlara önemli bir avantaj sağladığı sonucuna ulaşılmıştır.
- 5- Kullanım aşaması fazla olsa bile bu çalışmaya dayanarak panavia 2.0 F (dual-cure) simanın her zaman BisCem (self adeziv) simana göre ilk tercih olarak kullanılması önerilir.

## KAYNAKLAR

1. Callister, W.D., Materials Science and Engineering, 4th Ed., John Willey & Sons, New York, s. 372-433, 1997.
2. McLean, J.W., The Science and Art of Dental Ceramics, Volume 1, The Nature of Dental Ceramics and their Clinical Use, Quintessence Publishing Co., Inc. Chicago, s. 23-28, 1979.
3. Ekkan G. Tam Seramikler ve Dentin Arasındaki Dual\_ Cure Resin Simanların Kesme ve Gerilme Dayanıklılığının İncelenmesi.Hacettepe Universitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü Protez (Dis) Doktora Tezi, Ankara 2005.
4. Yamamoto, M., Metal-Ceramics: Principles and methods of Makoto Yamamoto, Quintessence Publishing Co., Inc., Chicago, Illinois, s. 171-173, 276, 1985.
5. Naylor, W.P., Introduction to Metal Ceramic Technology, Quintessence Publishing Co., Inc., Chicago, Illinois, s. 9-10, 1992.
6. Akın E., Diş Hekimliği Porselen. İ.Ü. Diş Hek. Fak. Yayınları, İstanbul. 35-42,1999.
7. Zaimoğlu A., can G., Ersoy A. E.,Aksu L., Diş Hekimliğinde Maddeler Bilgisi. A.Ü. Basımevi, Ankara,24-36, 1993.
8. Kelly, J.R., Nishimura, I., Campbell, S.D., Ceramics in dentistry: Historical roots and current perspectives, J. Prosthet. Dent., 75, 18-32, 1996.
9. MacCulloch, W.T., Advances in Dental Ceramics, Br. Dent. J. 124, 361-365, 1968.
10. Rosenblum MA and Schulman A. A review of all ceramic restoration ., JADA. 128:297-307, 1997.
11. Wall JG and Cipro DL. Alternative crown systems, Dent Clin North Am, 36:765-782, 1992.



12. Ludwing K. Studies on the ultimate strength of all ceramic crowns, Dent Labor, 39:647-651, 1991.
13. Holland W, Scweiger M, Frank M and Rheinberger V; Acomparision of micro structure and properties of IPS Empress 2 and IPS Empress glass ceramic , J Biomed Mater Res. 53.297-303, 2000.
14. Akgüngör G, Akkayan B and Gaucher H; İnfluence ceramic thickness and polymerization mode of the resin luting agent on eary bond strength and durability with a litium discilate based ceramic system J. Prosthet Dent., 94,234-241, 2005.
15. Ivoclar-Vivadent 1999.
16. Carrier DD and Kelly; İn cream failure behavior and core-veneer interfacequality as influenced by residual infiltration glass . J. Prosthet Dent.,4:237-242, 1995.
17. Naylor PW, Introduction To Metal Seramic Technology, Quintessence Publishing Co, Chicago, 3:33-61, 2009.
18. Zaimoğlu A., can G., Ersoy A. E.,Aksu L., Diş Hekimliğinde Maddeler Bilgisi. A.Ü. Basımevi, Ankara, 24-36, 1993.
19. <http://tr.wikipedia.org/w/index.php?oldid=11322701>.
20. Columbia Encyclopedia, Sixth Edition 2003 E-Library.

21. Luthardt R.G., Holzhüter M., Sandkuhl O., Herold V., Schnapp J.D., Kuhlisch E., and Walter M. Reliability and Properties of Ground Y-TZP-Zirconia Ceramics J.Dent.Res 81;487-491, 2002.
22. Akagawa Y.,Ichikawa Y.,Nikai H.,TsuruH. Interface histology of unloaded and early l loaded partially stabilized zirconia endosseous implant in initial bone healing. J. Prosthet Dent 69:599-604,1993.
23. LAVA 3m Espe: Full seramik sistemi / Lava zirkonyum alt yapı- Lava ceram üst yapı, 2007. And Luthy, H.: Strength and toughness of dental ceramics, In: mörmann. W.H.(Ed): Cad/cam in aesthetic dentistry. Cerec 10 year anniversary symposium. Quintessence.
- 24- Bargy N,Berry T, Chung K. Effects of timing and heat treatment of silanated porcelain on the bond strength, J Oral Rehabil, 27:407-412, 2000.
25. Önal B, Restoratif Dişhekimliğinde Maddeler Bilgisi. E.Ü. Dişhekimliği Fak. Yayınları No:15, İzmir, 2001.
26. Eliades G, Vougiouklakis G, Palaghias G. Effect of dentin primers on the morphology, molecular composition and collagen conformation of acid-demineralized dentin in situ. Dent Mater15:310-317,1999.
27. Salmang ve Scholze,1982; Pape ve ark, 1991.
28. Borges GA, Sophr AM, de Goes MF, Sobrinho LC, Chan DCN. Effect of ethcing and airborne particle abrasion on the microstructure of different dental ceramics. J Prosthet Dent 89: 479-88, 2003.
29. Cardoso PEC, Braga RR, Carrilho MRO. Evaluation of micro-tensile,

- shear and tensile tests determining the bond strength of three adhesive systems. *Dent Mater* 14: 394-8, 1998.
30. Amaral R, Cohelho A, Leite FPP, Özcan M, Valandro LF, Bottino MA. Bonding to glass-infiltrated zirconium-based ceramic: The effect of surface treatment. IADR/AADR/CADR83rd General Session (March9-12, 2005).
  31. Blatz MB, Sadan A, Blatz U. The effect of silica coating on the resin bond to the intaglio surface of Procera AllCeram restorations. *Quintessence Int* 34: 542-7, 2003.
  32. Blatz MB, Sadan A, Kern M. Resin-ceramic bonding. *J Prosthet Dent* 89: 268-74, 2003.
  33. Oh WS, Shen C, Alegre B, Anusavice KJ. Wetting characteristic of ceramic to water and adhesive resin. *J Prosthet Dent* 88: 616-21, 2002.
  34. Borges GA, Sophr AM, de Goes MF, Sobrinho LC, Chan DCN. Effect of ethcing and airborne particle abrasion on the microstructure of different dental ceramics. *J Prosthet Dent* 89: 479-88, 2003.
  35. Brackett SE, Leary JM, Turner KA, Jordan RD. An evaluation of porcelain strength and the effect of surface treatment. *J Prosthet Dent*. Apr; 61(4): 446-51,1989.
  36. Matinlinna JP, Heikkinen T, Özcan M, Lassila LV, Vallittu. Evaluation of resin adhesion to zirconia ceramic using some organosilanes. *Dent Mater* Jan 18; 22: 824-31, 2006.

37. Matinlinna JP, Lassila LV, Özcan M, Yli-Urpo A, Valittu pK. An introduction to silanes and their clinical application in dentistry. Int J Prosthodont 17: 155-64, 2004.
38. <http://www.bilgiustam.com/kimyasal-baglar-ve-cesitleri-nelerdir/>
39. [http://www.google.com.tr/url?sa=t&rct=j&q=dif%C3%BCzyon+pdf&source=web&cd=3&ved=0CE8QFjAC&url=http%3A%2F%2Fweb.sakarya.edu.tr%2F~akbulut%2Fdiffusion.pdf&ei=qBfDT5K5IMzKsgb\\_vrSwCg&usg=AFQjCNHu3vh657whBQdHvxroTcJG82W6Zg](http://www.google.com.tr/url?sa=t&rct=j&q=dif%C3%BCzyon+pdf&source=web&cd=3&ved=0CE8QFjAC&url=http%3A%2F%2Fweb.sakarya.edu.tr%2F~akbulut%2Fdiffusion.pdf&ei=qBfDT5K5IMzKsgb_vrSwCg&usg=AFQjCNHu3vh657whBQdHvxroTcJG82W6Zg)
40. Schwartz rs, summit jb, rabbins w et al. Fundamentals of operative dentistry. Usa:quintessence publishing co, inc 141-186, 1996.
41. Dayangaç B. Bonding sistemler “Kompozit rezin restorasyonlar”. Ankara:Güneş Kitapevi Ltd. Sti., 21-38, 2000.
42. Nakabayashi N, Pashley DH. Evaluation of dentin-rezin bonding In “Hybridization of dental hard tissues”. Tokyo: Quintessence Publishing Co. Ltd,1-20, 1998.
43. Mc Cabe JF. Dişhekimliği Maddeler Bilgisi. İstanbul Üniversitesi Diş hekimliği Fakültesi Yayınları No: 96, İstanbul, 1999.
44. Öztürk N, Öztürk F, Dentin Bonding Ajanlar ve Simantasyon, Cumhuriyet Üniversitesi Dişhekimliği Fakültesi Dergisi. 4:10-12, 2001.
45. Altun C, Restoratif Dişhekimliğinde Mikrosızıntı,Gülhane Tıp Dergisi, 3:64-269, 2004.

46. Retief DH. Effect of conditioning the enamel surface with phosphoric acid. *J Dent Res* 52:333-341, 1973.
47. Gwinnett AJ. Histologic changes in human enamel following treatment with acidic adhesive conditioning agents. *Arch Oral Biol* 16:731-738, 1971.
48. Duke ES, Lindemuth J. Polymeric adhesion to dentin: Contrasting substrates. *Am J Dent* 3: 264-270, 1990.
49. Van Meerbeek B, Lambrechts P, Inokoshi S, Braem M, Vanherle G. Factors affecting adhesion to mineralized tissues. *Oper Dent* 5: 111-124, 1992.
50. Önal B, Restoratif Dişhekimliğinde Maddeler Bilgisi. E.Ü. Dişhekimliği Fak. Yayınları No:15, İzmir, 2001.
51. Burke FJT, Combe EC, Douglas WH, Dentin Bonding Systems:2. Clinical Uses. *Dent Update* 27:124-30, 2000.
52. Öztürk Ö, Uludağ B. Kompozit Rezin Esaslı Yapıştırma Simanları ve Adeziv Simantasyon Tekniği. *TDBDerg* 2002.
53. Şen D, Dişhekimliğinde Adezyon. *TDB Derg* 2002.
54. Dayangaç, B., Kompozit Rezin Restorasyonlar, Günes Kitabevi Ltd. Sti., Ankara, s. 1-39, 2000.
55. Gonçalves M, Pecora JD, Vinha D, Silva RS. Surface tension of different dentin bonding resin systems. *Braz Dent J* 8: 43-47, 1997.
56. Van Meerbeek B, Inoue S, Perdigao J, Lambrechts P, Vanherle G. Enamel and dentin adhesion In Solaro EM, ed. "Fundamentals of operative dentistry". Illinois: Quintessence Pub Co Inc, 141-186, 2001.

57. Crispin BJ, Jo YH, Hobo S. Esthetic restorative materials In "Contemporary esthetic dentistry: Practice Fundamentals". Tokyo: Quintessence Pub Co Inc., 57-103, 1994.
58. Swift EJ, Perdiago J, Heymann HO. Bonding to enamel and dentin: A brief history and state of the art. *Quintessence Int* 26: 95-110, 1995.
59. Crispin BJ, Jo YH, Hobo S. Esthetic restorative materials In "Contemporary esthetic dentistry: Practice Fundamentals". Tokyo: Quintessence Pub Co Inc., 57-103, 1994.
60. Eliades G, Vougiouklakis G, Palaghias G. Effect of dentin primers on the morphology, molecular composition and collagen conformation of acid-demineralized dentin in situ. *Dent Mater* 15:310-317, 1999.
61. Munck, J.D., Landuyt, K.V., Peumans, M., Poitevin, A., Lambrechts, P., Braem, M., Van Meerbeek, B. A critical review of the durability of adhesion to tooth tissue: Methods and results, *J. Dent. Res.*, 84, 118-132, 2005.
62. Nakabayashi, N., Pashley, D.H., *Hibridization of Dental Hard Tissues*, Quintessence Publishing Co., Inc., London, U.K., s. 1-108, 1998.
63. Buonocore M, Wileman W, Brudevold F. A report on a resin composition capable of bonding to human dentin surfaces. *J Dent Res* 35:846-851, 1956.
64. Bowen RL. Adhesive bonding of various materials to hard tooth tissues II. Bonding to dentin promoted by surface-active comonomer. *J Dent Res* 44: 895-902, 1965.
65. Causten BE. Improved bonding of composite restorative to dentin. *Braz Dent J* 156:93-95, 1984.
66. Burke FJT, McCaughey AD. The four generations of dentin bonding. *Am J Dent.* 8: 88-92, 1995.

67. Eliades GC, Caputo AA, Vougiouklakis GJ. Composition, wetting properties and bond strength with dentin of six new dentin adhesives. *Dent Mater* 1:170-176, 1985.
68. Davidson CL, DeGee AJ. Relocation of polymerization contraction stress by flow in dental composites. *J Dent Res* 63:146-148, 1984.
69. Dayangaç B. Bonding sistemler “Kompozit rezin restorasyonlar”. Ankara:Günes Kitapevi Ltd. Sti.,21-38, 2000.
70. Retief DH, Denys FR. Adhesion to enamel and dentin. *Am J Dent* 2: 133-144, 1989.
71. Barkmeier WW, Cooley RL. Laboratory evaluation of adhesive systems. *Oper Dent*. 5: 50-61, 1992.
72. Barkmeier WW, Cooley RL. Laboratory evaluation of adhesive systems. *Oper Dent*.5: 50-61, 1992.
73. Nakabayashi N, Kojima K, Masuhara E. The promotion of adhesion by the infiltration of monomers into tooth substrates. *J Biomed Mater Res* 16: 265-273, 1982.
74. Fusayama T, Nakamura M, Kurosaki N, Iwaku M. Non-pressure adhesion of new adhesive restorative resin. *J Dent Res* 58; 1364-1372, 1979.
75. Gwinnett AJ. Quantitative contribution of resin infiltration/hybridization to dentin bonding. *Am J Dent* 6(1): 87-91, 1993.
76. Van der Vyver PJ, De Wet FA. The current state of dentin bonding systems: A review of materials and techniques. *SADJ* 55(9): 475-484, 2000.
77. Kanca J. Wet bonding: effect of drying time and distance. *Am J Dent* 9: 273-276, 1996.

78. Kanca J. Improving bond strength through acid etching of dentin and bonding to wet dentin surfaces. *J Am Dent Assoc* 123:35-43,1992.
79. Nakaoki Y, Nikaido T, Pereira PNR, Inokoshi S, Tagami J. Dimensional changes of demineralized dentin treated with HEMA primers. *Dent Mater* 16: 441-446, 2000.
80. Watanabe I, Nakabayashi N, Pashley DH. Bonding to ground dentin by a phenyl-p self-etching primer. *J Dent Res* 73:1212-1220, 1994.
81. Tanumiharja M, Burrow MF, Tyas MJ, Carpenter J. Field-emission scanning electron microscopy of resin-dentin interface morphology of seven dentin adhesive systems. *J Adhesive Dent* 2:259-269, 2000.
82. Li HP, Burrow MF, Tyas MJ. Nanoleakage of cervical restorations of four dentin bonding systems. *J Adhesive Dent* 57-66, 2000.
83. Watanabe I, Nakabayashi N. Bonding durability of photocured Phenyl-P in TEGDMA to smear layer-retained bovine dentin. *Quintessence Int* 24:335-342, 1993.
84. Yoshima M, Sano H, Carvalho RM, Pashley DH. Adhesive mechanism of self etching self-priming adhesive resin to enamel and dentin. *J Hard Tiss Biol* 5:31-35, 1996.
85. Van Meerbeek B, Vargas M, Inoue S, Yoshida Y, Peumans M, Lambrechts P, Vanherle G. Adhesives and cements to promote preservation dentistry. *Oper Dent* 26(6): 119-124, 2001.
86. Yoshida Y, Van Meerbeek B, Nakayama Y et al . Evidence of chemical bonding at biomaterial-hard tissue interfaces. *J Dent Res* 79:709-714, 2000.
87. Tay FR, Pashley DH. Aggressiveness of contemporary self-etching systems. Part I. Depth of penetration beyond dentin smear layers. *Dent Mater* 17: 296-308, 2001.



88. Tanaka J, Ishikawa K, Yatani H, Yamashita A, Suzuki K. Correlation of dentin bond durability with water absorption of bonding layer. *Dent Mater J* 18(1):11-18, 1999.
89. Tay FR, Pashley DH, Yoshiyama M. Two modes of nanoleakage expression in single-step adhesives. *J Dent Res* 81(7):472-476, 2002.
90. Breschi L, Mazzoni A, Ruggeri A, Cadenaro M, Di Lenarda R, De Stefano Dorigo E. Dental adhesion review: Aging and stability of the bonded interface. *Dent Mater* 24:90-101, 2008.
91. Ulusoy A T, Süt Dişi Dentininde Bağlayıcı Ajan Uygulaması Tükürük Kontaminasyonunun Bağlanma Dayanımına Etkisinin In Vitro Olarak İncelenmesi, Doktora Tezi, Hacettepe Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü, 2007.
92. Abo T, Uno S, Sano H. Comparison of bonding efficiency of an all-in-one adhesive with a self-etching primer system. *Eur J Oral Sci* 112:128, 2004.
93. Tani C, Finger WF. Effect of smear layer thickness on bond strength mediated by three all-in-one self-etching priming adhesives. *J Adhesive Dent* 4:283-289, 2002.
94. Van Meerbeek B, De Munck J, Yoshida Y et al. Buonocore memorial lecture. Adhesion to enamel and dentin: current status and future challenges. *Oper Dent* 28(3):215-235, 2003.
95. Crispin BJ, Hewlett ER, JO TH, Hobo S, Hornbrook DS, Contemporary Esthetic Ceramics and Their Clinical Use. Quintessence Publ. Co Inc, Chicago. 1979.
96. Diaz Arnold AM, Vargas MA, Haselton DR, Current Status of Luting Agents for Fixed Prosthodontics. *J Prosthet Dent* 81:135-40, 1999.
97. Didier D, Spreofico R, Adhesive Metal-Free Restorations. Quintessence Publishing Co. Inc. London. 1999.

98. Gladwin M, Bagby M Clinical Aspects of Dental Materials Wolters Kluver Co, Philadelphia, 2000.
99. White SN, Yu Z, Kipnis V, Effects of seating Force on Four Different Adhesives Used Luting Agents. *J Prosthet Dent* 68:476-81, 1992.
100. Çötert HS, Özpinar B, Ünlü UÖ, Film thickness of Four Different Adhesives Used For Resin Bonded Fixed Partial Dentures . *J Marmara Univ. Dent Fac* 3:850-3, 1999.
101. Qilo G. Bond strength testing-What does it mean. *Int Dent J.* 43: 492-498, 1993.
102. Sano H, Shono T, Sonoda H et al. Relationship between surface area for adhesion and tensile bond strength: Evaluation of a microtensile bond test. *Dent Mater.* 10, 1994.
103. El Zohairy AA, De Gee AJ, Mohsen MM, Feilzer AJ. Microtensile bond strength testing of luting cements to prefabricated CAD/CAM ceramic and composite blocks. *Dent Mater* 19: 575-83, 2003.
104. Abo-Hamar SE, Hiller KA, Jung H, Federlin M, Friedl KH, Schmalz G. Bond strength of a new universal self-adhesive resin luting cement to dentin and enamel. *Clin Oral Invest* 9: 161-7, 2005.
105. Szep S, Schmid C, Weigl P, Hahn L, Heidemann D. Effect of silicone disclosing procedure on the shear bond strength of composite cements to ceramic restorations. *J Prosthet Dent* 89: 60-5, 2003.
106. Blixt M, Adamczak E, Linden LA, Oden A, Arvidson K. Bonding to ensely sintered alumina surfaces: effect of sandblasting and silica coating on shear bond strength of luting cements. *Int J Prosthodont* 13: 221-6, 2000.
107. Della Bona A, Anusavice KJ, Mecholsky JJ. Failure analysis of resin composite bonded to ceramic. *Dent Mater* 19: 693-9, 2003.

108. Nikaido T, Cho E, Nakajima M, Tashiro H, Toba S, Burrow MF, Tagami J. Tensile bond strengths of resin cements to bovine dentin using resin coating. *Am J Dent* 16 Spec No: 41A-46A, 2003.
109. Nikaido T, Kunzelmann KH, Chen H, Ogata M, Harada N, Yamaguchi S, Cox CF.
110. Hickel R, Tagami J. Evaluation of thermal cycling and mechanical loading on bond.
111. Mclean, J.W., Odont, D., Evaluation of dental ceramics in the twentieth century, *J. Prosthet. Dent.*, 85, 61-65, 2001.
112. Kitasako, Y., Burrow, M.F., Katahira, N., Nikaido, T., Tagami, J., Shear bond strength of resin cements to dentine over 3 years in vitro, *J. Dent.*, 139-144, 2001.
113. Kelly, J.R., Nishimura, I., Campbell, S.D., Ceramics in dentistry: Historical roots and current perspectives, *J. Prosthet. Dent.*, 75, 18-32, 1996.
114. Shillingburg, H.T., Hobo, S., Whitsett, L.D., Jacobi, R., Brackett, S.E., *Fundamentals of Fixed Prosthodontics*, third edition, Quintessence Publishing Co., Inc., London, U.K., s. 400-405, 433-452, 1997.
115. Strength of a self etching primer system to dentin. *Dent Mater* 18: 269-275, 2002.

116. Van Meerbeek B, Perdigao J, Lambrechts P, Vanherle G. The clinical performance of adhesives. *J Dent* 26:1-20, 1998.
117. Albakry M, Guazzato M, Swain MV, Influence of hot pressing on the microstructure and fracture toughness of two pressable dental glass-ceramics, *J Biomed Mater Res Part B: Appl Biomater* 71: 99-107. 9, 2004.
118. Malkoç Arslan M., Sevimay M., Protetik Diş hekimliğinde Zirkonyum ve Kullanım Alanları Selçuk Üniversitesi Diş hekimliği Fakültesi Derg., 18:208-216, 2009.
119. Cercon, Dentsply, Amherst, N.Y.
120. Cardoso PEC, Braga RR, Carrilho MRO. Evaluation of micro-tensile, shear and tensile tests determining the bond strength of three adhesive systems. *Dent Mater* 14: 394-8, 1998.
121. Jayasooriya PR, Pereira PN, Nikaido T, Tagami J. Efficacy of a resin coating on bond strengths of resin cement to dentin. *J Esthet Restor Dent* 15: 105-13, 2003.
122. Diaz-Arnold AM, Williams VD, Aquilino SA. A review of dentinal bonding in vitro: The substrate. *Oper Dent* 15: 71-75, 1990.
123. Rueggeberg FA. Substrate for adhesion testing to tooth structure-Review of the literature. *Dent Mater* 7: 2-10, 1991.

124. Retief DH. Standardizing laboratory adhesion tests. *Am J Dent* 4: 231-236, 1991.
125. Van Meerbeek B, Inoue S, Perdigao J, Lambrechts P, Vanherle G. Enamel and dentin adhesion In Solaro EM, ed. "Fundamentals of operative dentistry". Illinois: Quintessence Pub Co Inc, 141-186, 2001.
126. Kwong SM, Tay FR, Yip HK, Kei LH, Pashley DH. An ultrastructurel study of the application of dentin adhesives to acid-conditioned sclerotic dentine. *J Dent* 28: 515-528, 2000.
127. Burrow, M.F., Takakura, H., Nakajima, M., Inai, N., Tagami, J., Takatsu, T., The influence of age and depth of dentin on bonding, *Dent. Mater.*, 10, 241-246, 1994.
128. Yoshikawa T, Sano H, Tagami J. Effect of cavity configurations on bond strength to floor dentin: A role of C-factor on dentin bonding. *Japan Society for Adhesive Dentistry*. 14: 43-49, 1996.
129. Yoshikawa T, Sano H, Burrow MF, Tagami J, Pashley DH. Effects of dentin depth and cavity configuration on bond strength. *J Dent Res* 78(4): 898-905, 1999.
130. Hubbezoglu \_, Hürmüzlü F, Bolayır G. Yeni nesil self-etching adeziv sistemlerin mikrogerilim baglanma dayanımlarının karsılastırmalı olarak incelenmesi. *Cumhuriyet Üniv Dis Hek Fak Derg*. 8(1):5-11, 2005.
131. Tanumiharja M, Burrow MF, Tyas MJ. Microtensile bond strengths of seve dentin adhesive systems. *Dent Mater* 16: 180-187, 2000.

132. Amaral FLB, Collucci V, Palma-Dibb RG, Corona SAM. Assessment of In Vitro Methods Used to Promote Adhesive Interface Degradation: A Critical Review. *J Esthet Restor Dent* 19:340-354, 2007.
133. Amaral FLB, Collucci V, Palma-Dibb RG, Corona SAM. Assessment of In Vitro Methods Used to Promote Adhesive Interface Degradation: A Critical Review. *J Esthet Restor Dent* 19:340-354, 2007; 2007.
134. Amaral FLB, Collucci V, Palma-Dibb RG, Corona SAM. Assessment of In Vitro Methods Used to Promote Adhesive Interface Degradation: A Critical Review. *J Esthet Restor Dent* 19:340-354,2007.
135. Hashimoto M, Ohno H, Kaga M, Endo K, Sano H, Oguchi H. In vivo degradation of resin-dentin bonds in humans over 1 to 3 years. *J Dent Res*. 79:1385-1391, 2000.
136. Santerre JP, Shajii L, Leung BW. Relation of dental composite formulations to their degradation and the release of hydrolyzed polymeric-resin-derived products. *Crit Rev Oral Biol Med*. 12: 136-151,2001.
137. Pashley DH, Tay FR, Yiu C et al. Collagen degradation by host-derived enzymes during aging. *J Dent Res* 83: 216-221, 2004.
138. Breschi L, Mazzoni A, Ruggeri A, Cadenaro M, Di Lenarda R, De Stefano Dorigo E. Dental adhesion review: Aging and stability of the bonded interface. *Dent Mater* 24:90-101, 2008.
139. De Munck J, Van Landuyt K, Peumans M, Poitevin A, Lambrechts P, Braem M, Van Meerbeek B. A Critical Review of the Durability of Adhesion to Tooth Tissue: Methods and Results. *J Dent Res* 84(2):118-132, 2005.

140. Amaral FLB, Collucci V, Palma-Dibb RG, Corona SAM. Assessment of In Vitro Methods Used to Promote Adhesive Interface Degradation: A Critical Review. *J Esthet Restor Dent* 19:340-354, 2007.
141. Kitasako Y, Burrow MF, Nikaido T, Tagami J. The influence of storage solution on dentin bond durability of resin cement. *Dent Mater* 16:1-6, 2000.
142. Muhleman HR. Storage medium and enamel hardness. *Helv Acta Odont* 8: 112-117, 1964.
143. Toledano M, Osorio R, Osorio E, Aguilera FS, Yamathu M, Pashley DH, Tay FR. Durability of resin-dentin bonds: Effects of direct/indirect exposure and storage media. *Dent Mater* 23: 885-892, 2007.
144. Longman CM, Pearson GJ, Variation in tooth surface temperature in the oral cavity during fluid intake. *Biomaterials* 8: 411-414, 1987.
145. El-Mowafy O.; The use of resin cement in restorative dentistry to overcome retention problems *J. Can Assoc.*, 67:97-102, 2001.
146. Santos, G.C., El-Mowafy, O., Rubo, J.H., Santos, M.J.M.C., Hardening of dual-cure resin cements and a resin composite restorative cured with QTH and LED curing units, *J. Can. Dent. Assoc.*, 70, 323-328, 2004.
147. Dumfahrt, H., Porcelain Laminate Veneers. A Retrospective Evaluation After 1 to 10 Years of Service: Part 1- Clinical Procedure, *Int. J. Prosthodont.* 12, 505-513, 1999.

148. Peumans, M., Munck, J., Fieuws, S., Lambrechts, Pç, Vanherle, G., Van Meerbeek, B., A Prospective Ten-year Clinical Trial of Porcelain Veneers, *J. Adhes. Dent.*, 6, 65-76, 2004.
149. Santos, G.C., El-Mowafy, O., Rubo, J.H., Santos, M.J.M.C., Hardening of dual-cure resin cements and a resin composite restorative cured with QTH and LED curing units, *J. Can. Dent. Assoc.*, 70, 323-328, 2004.
150. Pashley, E.L., Tao, L., Matthews, W.G., Pashley, D.H., Bond strengths to superficial intermediate and deep dentin in-vivo with four dentin bonding systems, *Dent. Mater.*, 9, 19-22, 1993.
151. Al-Salehi, S.K., Burke, F.J.T., Methods used in dentin bonding tests: An analysis of 50 investigations on bond strength, *Quintessence Int.*, 28(11), 717-723, 1997.
152. Øilo, G., Bond strength testing-what does it mean?, *Int. Dent. J.*, 43, 492- 498, 1993.
153. Chang, J.C., Nguyen, T., Duong, J.H., Tensile bond strengths of dual-cured cements between a glass-ceramic and enamel, *J. Prosthet. Dent.*, 79, 503-507, 1998.
154. Braga, R.R., Ballester, R.Y., Carrilho, M.R.O., Pilot study on the shear strength of porcelain-dentin bonding using dual-cure cements, *J. Prosthet. Dent.*, 81, 285-289, 1999.



155. Hooshmand, T., Van Noort, R., Keshvad, A., Bond durability of the resin-bonded and silane treated ceramic surface, *Dent. Mater.* 18, 179-188, 2002.
156. Mitchell, C.A., Orr, J.F., Comparison of conventional and resinmodified glass-ionomer luting cements in the retention of postcrowns by fatigue loading, *J. Oral. Rehabil.*, 25, 472-478, 1998.
157. Altay, N., Akça, T., In vitro bağlantı kuvveti ölçme testlerinin değerlendirilmesi, *Hacettepe Dis hekimligi Fakültesi Dergisi*, 26 (3-4A), 32-38, 2002.
158. Al-Salehi, S.K., Burke, F.J.T., Methods used in dentin bonding tests: An analysis of 50 investigations on bond strength, *Quintessence Int.*, 28(11), 717-723, 1997.
159. Gregoire G., Joniot S., Guignes P., Milas A.: Dentin permability: Self-etching an done-bottle dentin bonding system. *J. Prosthet. Dent.*, 90:42-51, 2003.
160. Tagami, J., Toledano, M., Prati C., *Advanced Adhesive Dentistry 3rd International Kuraray Symposium Book*, 3-4 December 1999. Kuraray Co., Ltd., Crimido, Italy, 2000.
161. Munck, J.D., Landuyt, K.V., Peumans, M., Poitevin, A., Lambrechts, P., Braem, M., Van Meerbeek, B. A critical review of the durability of adhesion to tooth tissue: Methods and results, *J. Dent. Res.*, 84, 118-132, 2005.

162. Soderholm K.J.M., Guelmann M., Bimstein E.; Shear bond strength of one 4th and 7th generation bonding agents when used by operators with different bonding experience. *J. Adhes. Dent.* 7(1): 57-64, 2005.
163. Perdiago J.G., George G., Renata F., Jon W.: In vitro bonding performance of all-in-one adhesives. Part 1-Microtensile bond strengths. *J. Adhes. Dent.*, 8(6):367-373, 2006.
164. Frankerberger R. Franklin R.T., Self-etch vs etch and rinse adhesives: effect of thermo mechanical fatigue loading on marginal quality of bonded resin composite restoration. *Dent. Mater.*, 21:397-412, 2005.
165. Peumans M., Kanumilli P., De munck J., Van Landuyt K., Lambrechts P., Van Meerbeek B., Clinical effectiveness of contemporary adhesives: A systematic review of current clinical trials. *Dent. Mater.*, 21:864-881, 2005.
167. Ernst C.P., Cohnen U. Stender .: In vitro retentive strength of zirconium oxide ceramic crowns using different luting agents. *J. Prosthet Dent.*, 93:551-559, 2005.
168. Balbosh M., Ludwig K., Kern M.: Comparison of titanium dowel retention using four different luting agents. *J. Prosthet. Dent.*, 94:227-233, 2005.
169. Goracci C., Cury A., Contoro A., Papachini F., Tay F., Ferrai M.: Microtensile bond strength and interfacial properties of self-etching and self-adhesive resin cements used to lute composite onlays under different seating forces. *J. Adhes. Dent.*, 8(5):327-335, 2006.

170. Yang B., Ludwig K., Adelung R., Kern M. Micro-tensile bond strength of three luting resins to human regional dentin. 22:45-56, 2006.
171. Chai J, Chu FC, Chow TW, Liang BM., Shear bond strength between nickel-chromium and human dentine using a dual-cure, self-adhesive universal resin luting agent. 16(2):85-88, 2008.
172. Kanehira M, Finger WJ, Hoffmann M, Komatsu M. Compatibility between an all-in-one self-etching adhesive and a dual-cured resin luting cement. 8(4):229-232, 2006.
173. Fonseca RG, Dos Santos Cruz CA, Adabo GL, Vaz LG. Comparison of the tensile bond strengths of cast metal crowns luted with resin cements. 31:1080-1084, 2004.
174. Nakamura T, Wakabayashi K, Kinuta S, Nishida H, Miyamae M, Yatani H. Mechanical properties of new self-adhesive resin-based cement. 54:59-64, 2009.
175. Farrokh A., Mohsen M, Soheil S, Nazanin B : Shear bond strength of three self-adhesive resin cements to dentin; 23,2:221-225 2012.
176. Yoshida K, DDS, DDSC, Kamada K, DDS, Tanagawa M, DDS, Atsuta M, Shear bond strengths of three resin cements used with three adhesive primers for metal. 75:254-261, 1996.
177. Pashley DH, Carvalho RM, Sano H, Nakajima M, Yoshiyama M, Shono Y, Fernandes CA, Tay F. The Microtensile Bond Test: A Review. J Adhesive Dent 1:299-309, 1999.

178. Phrukkanon S, Burrow MF, Tyas MJ. Effect of cross-sectional surface area on bond strengths between resin and dentin. *Dent Mater* 14: 120-128, 1998; 1998.
179. Hubbezoglu İ, Hürmüzlü F, Bolayır G. Yeni nesil self-etching adeziv sistemlerin mikrogerilim bağlanma dayanımlarının karşılaştırmalı olarak incelenmesi. *Cumhuriyet Üniv Diş Hek Fak Derg.* 8(1):5-11, 2005.
180. Yesilyurt C, Bulucu B. Bond Strength of Total-Etch Dentin Adhesive Systems on Peripheral and Central Dentinal Tissue: A Microtensile Bond Strength Test. *J Contemp Dent Pract* 7(2):26-36, 2006.
181. Crispin BJ, Jo YH, Hobo S. Esthetic restorative materials In “Contemporary esthetic dentistry: Practice Fundamentals”. Tokyo: Quintessence Pub Co Inc., 57-103, 1994.

## ÖZGEÇMİŞ

1984 yılında Batman'da doğdum. 2002 yılında Batman Anadolu Lisesinden mezun oldum. 2003 yılında Dicle Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesini kazandım. 2008 Eylül ayında Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalında özel öğrenci statüsünde eğitimime başladım. 2009 Eylül ayında Dicle Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalında doktora programına başladım. Evliyim.