



TÜRKİYE CUMHURİYETİ  
KOCAELİ ÜNİVERSİTESİ  
DİŞ HEKİMLİĞİ FAKÜLTESİ

PROTETİK DİŞ TEDAVİSİ ANABİLİM DALI

**İKİ FARKLI TİP PEEK MATERYALİNİN  
KOMPOZİTLE BAĞLANMA  
DAYANIMININ DEĞERLENDİRİLMESİ**

ZİYA SEFERLİ

UZMANLIK TEZİ

Doç. Dr. Serkan SARIDAĞ

**KOCAELİ-2019**





TÜRKİYE CUMHURİYETİ  
KOCAELİ ÜNİVERSİTESİ  
DİŞ HEKİMLİĞİ FAKÜLTESİ

PROTETİK DİŞ TEDAVİSİ ANABİLİM DALI

**İKİ FARKLI TİP PEEK MATERYALİNİN  
KOMPOZİTLE BAĞLANMA  
DAYANIMININ DEĞERLENDİRİLMESİ**

ZİYA SEFERLİ

UZMANLIK TEZİ

Doç. Dr. Serkan SARIDAĞ

PROJE NO 2018/029

**KOCAELİ-2019**

## ONAY

Bu tez Uzmanlık Tezi Standartlarına uygun bulunmuştur.

Doç. Dr. Serkan SARIDAĞ

Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı Başkanı

.....  
(İmza)

Kocaeli Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı Uzmanlık öğrencisi Ziya SEFERLİ'nin hazırladığı "İki Farklı Tip PEEK Materyalinin Kompozitle Bağlanma Dayanımının Değerlendirilmesi" başlıklı tez, kapsam ve bilimsel kalite yönünden değerlendirilerek oybirliği/oy çokluğu ile Uzmanlık Tezi olarak kabul edilmiştir.

Danışman Doç. Dr. Serkan SARIDAĞ \_\_\_\_\_

Uzmanlık Sınavı Jüri Üyeleri

Doç. Dr. Subutay Han ALTINTAŞ \_\_\_\_\_

Doç. Dr. Serkan SARIDAĞ \_\_\_\_\_

Dr. Öğretim Üyesi. Ayşe KOÇAK BÜYÜKDERE \_\_\_\_\_

Tarih: .../.../201...

Bu tez KOÜ Diş Hekimliği Fakültesi Yönetim Kurulu'nun .../.../.... tarih ve ... sayılı kararıyla onaylanmıştır.

.....  
Prof. Dr. Haluk Emre ÖZEL  
Diş Hekimliği Fakültesi Dekanı

## BEYAN

Bu tez çalışmasının Kocaeli Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi uzmanlık tez yazım kılavuzu standartlarına uygun olarak yazıldığını, tezin akademik ve etik kurallara bağlı kalınarak gerçekleştirilmiş özgün bir bilimsel araştırma eserim olduğunu, tezde yer alan ve bu tez çalışmasıyla elde edilmeyen tüm bilgi ve yorumlara kaynak gösterdiğimi ve kaynakların kaynaklar listesinde yer aldığını, tezin çalışılması ve yazımı aşamalarında patent ve telif haklarını ihlal edici bir davranışımın olmadığını beyan ederim.

Tarih: .... / .... / 201....

Ziya SEFERLİ

.....

## TEŞEKKÜR

Uzmanlık eğitimim süresince bilgisini, maddi ve manevi desteğini esirgemeyen her zaman yanımda olduğunu bana hiss ettiren biricik hocam, danışmanım, sayın Doç. Dr. Serkan SARIDAĞ'a,

Tez sürecimde yardımlarını esirgemeyen KTÜ Diş Hekimliği Fakültesi Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı Öğretim Üyesi sayın Doç. Dr. Subutay Han ALTINTAŞ'a ve KOÜ Diş Hekimliği Fakültesi Restoratif Diş Tedavisi Anabilim Dalı Öğretim Üyesi sayın Doç. Dr. Neslihan TEKÇE'ye, SEM analizlerini gerçekleştirmemde gösterdiği yardımlardan dolayı Sakarya Üniversitesi Mühendislik Fakültesi Metalurji ve Malzeme Mühendisliği bölümünden Öğretim Üyesi sayın Prof. Dr. Fatih ÜSTEL ve Öğretim Üyesi sayın Fatih Erdem BAŞTAN'a, uzmanlık eğitimim süresince bilgilerinden ve yardımlarından faydalandığım değerli KOÜ Diş Hekimliği Fakültesi Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı Öğretim üyeleri sayın Dr. Öğretim Üyesi. Ayşe KOÇAK BÜYÜKDERE, sayın Dr. Öğretim Üyesi. Burcu KANAT ERTÜRK ve sayın Dr. Öğretim Üyesi. Serdar KILIÇ'a,

Malzeme tedarikinde gösterdiği yardımlarından dolayı İdeal Dent Genel Koordinatörü sayın Cesur SARI'ya, Uzmanlık eğitimim süresince dostluklarını ve her türlü yardımlarını esirgemeyen sevgili arkadaşlarım Arş. Gör. Dt. Neslihan YENİCE, Arş. Gör. Dt. Begüm UZUNOĞLU, Arş. Gör. Dt. Sinem BAYRAM, Arş. Gör. Dt. Sümeyye KOÇ, Arş. Gör. Dt. Burcu DERELİ, Arş. Gör. Dt. Nurcan KAYA, Arş. Gör. Dt. Gülsüm TÜRKMEN, Arş. Gör. Dt. Metin Can ATILLA, Arş. Gör. Dt. Natig BAYRAMOV, teknisyen arkadaşlarım Özlem İRİÇ, Engin YÜCEL, Mustafa CEYLAN'a, ve diğer çalışma arkadaşlarım Özlem EREN, Derya ÖZDEMİR, Hamide BAŞTÜRK, Sevgi KAPLAN ve Sabit BİRLİKTİR'e

Uzmanlık eğitimim süresince ve hayatımın her anında bana destek olan babam Fexreddin SEFERLİ ve annem Seide HEYDEROVA'ya, tüm uzmanlık dönemimde her türlü kahrımı güler yüzle karşılayan 19 senedir hayat yollarını birge yürüdüğüm sevgili eşim diş hekimi Afet SEFERLİ'ye, varlıklarıyla hayatıma anlam katan canım çocuklarım Muhammed SEFERLİ ve Zerife SEFERLİ'ye teşekkür ve şükranlarımı sunarım.

Arş. Gör. Dt. Ziya SEFERLİ

# İÇİNDEKİLER

Sayfa

İç Kapak Sayfası

**ONAY**

**BEYAN**

**TEŞEKKÜR**

**TABLolar DİZİNİ** ..... ix

**ŞEKİLLER DİZİNİ** ..... x

**RESİMLER DİZİNİ** ..... xi

**KISALTMA, SİMGE ve FORMÜLLER DİZİNİ** ..... xiii

**1. ÖZET** ..... 1

**2. SUMMARY** ..... 2

**3. GİRİŞ VE AMAÇ** ..... 3

**4. GENEL BİLGİLER** ..... 5

**4.1. Polietereterketon Polimeri** ..... 5

**4.1.1. PEEK Polimerinin Yapısı, Polimerizasyonu ve Üretimi** ..... 5

**4.1.2. PEEK Polimeri ve Özellikleri** ..... 7

**4.1.2.1. PEEK Polimerinin Kimyasal Dayanıklılığı** ..... 7

**4.1.2.2. PEEK Polimerinin Mekanik Dayanıklılığı** ..... 8

**4.1.2.3. PEEK Polimerinin Termal Dayanıklılığı** ..... 9

**4.1.2.4. PEEK Polimerinin Sterilizasyon ve Işınlara Karşı Dayanıklılığı** ..... 10

**4.1.2.5. PEEK Polimerinin Aşınma Dayanıklılığı** ..... 11

**4.1.2.6. PEEK Polimerinin Biyouyumluluğu** ..... 11

**4.1.3. PEEK Polimerlerinin Medikal Kullanım Alanları** ..... 12

**4.1.4. PEEK Polimerlerinin Diş Hekimliğinde Kullanım Alanları** ..... 12

**4.1.4.1. PEEK'in İmplant Materyali Olarak Kullanımı** ..... 13

**4.1.4.1.1. PEEK İmplantlara Uygulanan Yüzey Modifikasyonları** ..... 16

**4.1.4.1.2. Biyoaktif PEEK Nanokompozitleri** ..... 19

**4.1.4.2. PEEK'in Hareketli Bölümlü Protez Materyali Olarak Kullanımı** ..... 20

**4.1.4.3. PEEK'in İmplant Abutment Materyali Olarak Kullanımı** ..... 21

**4.1.4.4. PEEK'in Kron ve Köprü Materyali Olarak Kullanımı** ..... 23

4.1.5. PEEK Materyallerine Uygulanan Yüzey İşlemleri.....	24
4.1.5.1. Mekanik Bağlantı Oluşturmak Amacıyla Yapılan Yüzey İşlemleri .....	25
4.1.5.2. Kimyasal Bağlantı Oluşturan Yüzey İşlemleri .....	28
4.2. Kompozit Rezinler .....	29
4.2.1. Kompozit Rezinlerin Yapısı .....	30
4.2.1.1. Organik Polimer Matriks Faz .....	30
4.2.1.2. İnorganik Matriks Faz.....	31
4.2.1.3. Birleştirici Ara Faz.....	32
4.2.2. İndirekt Kompozitler.....	32
4.2.2.1. Yapı ve Kompozisyon .....	33
4.2.2.2. Polimerizasyon Teknikleri .....	33
4.2.2.3. Fiber ile Güçlendirme .....	35
4.2.2.4. İndirekt Kompozitlerin Mekanik Özellikleri .....	36
4.2.2.5. İndirekt Kompozitlerin Optik Özellikleri .....	37
4.3. Mekanik Test Yöntemleri .....	38
4.3.2. Mikro Makaslama Testi .....	39
4.3.3. Çekme Testi .....	40
4.3.4. Mikro Çekme Testi .....	40
4.4. Yüzey Pürüzlülüğü Ölçüm Yöntemleri .....	41
4.4.1. Stereomikroskop .....	41
4.4.2. Profilometre .....	41
4.4.3. Atomik Kuvvet Mikroskobu (AFM).....	42
4.4.4. Taramalı Elektron Mikroskobu (SEM).....	42
<b>5. GEREÇ VE YÖNTEM.....</b>	<b>44</b>
5.1. PEEK Örneklerin Hazırlanması.....	46
5.1.1. PEEK Örneklerin Kesilmesi .....	47
5.1.2. PEEK Örneklerin Akrilik Silindirlere Gömülmesi ve Son Polisaj İşlemlerinin Yapılması.....	48
5.1.3. PEEK Örneklerin Yüzey Pürüzlendirme İşlemleri.....	49
5.1.3.1. Kontrol Grubu.....	49
5.1.3.2. Kumlama Grubu .....	49
5.1.3.3. Asitleme Grubu.....	50



5.1.3.4. Kumlama+Asitleme Grubu.....	50
5.1.4. Yüzey İşlemleri Sonrasında Yüzey Pürüzlülük Değerlerinin Ölçümü.....	51
5.1.5. SEM Analizi .....	51
5.2. PEEK Örneklere Farklı Adezivlerin Uygulanması.....	52
5.2.1. Visio.Link .....	52
5.2.2. Single Bond Universal .....	53
5.3. İndirekt Kompozitlerin Tepimi.....	53
5.4. Bağlanma Dayanımı Ölçümü.....	55
5.5. Stereomikroskop ile Başarısızlık Tiplerinin İncelenmesi .....	56
5.6. İstatistiksel Değerlendirme .....	56
<b>6. BULGULAR.....</b>	<b>57</b>
6.1. Yüzey Pürüzlülük Değerlerinin Karşılaştırılması.....	57
6.2. SEM Analizi .....	59
6.3. Makaslama Değerlerinin Karşılaştırılması .....	63
6.3.1. Yüzey Pürüzlendirme Gruplarına Göre Bağlanma Dayanımı Değerlerinin Karşılaştırılması .....	63
6.3.2. Adeziv Kompozit Uygulamasına Göre Bağlanma Dayanımı Değerlerinin Karşılaştırılması .....	65
6.4. Bağlanma Dayanımı ile Pürüzlülük Değerleri Arasında Korelasyon .....	69
6.5. Başarısızlık Tiplerinin İncelenmesi .....	71
<b>7. TARTIŞMA.....</b>	<b>75</b>
<b>8. SONUÇLAR.....</b>	<b>91</b>
<b>9. KAYNAKLAR .....</b>	<b>92</b>
<b>10. EKLER .....</b>	<b>117</b>
10.1. Ek 1. Çalışmada BioHPP Örneklerden Elde Edilen Sayısal Değerler.....	117
10.2. Ek 2. Çalışmada Juvora Örneklerden Elde Edilen Sayısal Değerler .....	121
<b>11. ÖZGEÇMİŞ .....</b>	<b>125</b>

## TABLULAR DİZİNİ

<b>Tablo</b>	<b>Sayfa</b>
<b>Tablo 1.</b> Farklı materyallerin ve dokuların mekanik özellikleri .....	9
<b>Tablo 2.</b> Çalışmada kullanılan materyaller .....	45
<b>Tablo 3.</b> Çalışmada kullanılan cihazlar .....	46
<b>Tablo 4.</b> Çalışma grupları ve kısaltmaları .....	54
<b>Tablo 5.</b> Pürüzlülük değerlerinin karşılaştırması .....	58
<b>Tablo 6.</b> BioHPP örneklerin ortalama bağlanma dayanımı değerleri .....	63
<b>Tablo 7.</b> Juvora örneklerin ortalama bağlanma dayanımı değerleri.....	64
<b>Tablo 8.</b> Çalışma gruplarına göre bağlanma dayanımı değerlerinin dağılımı.....	65
<b>Tablo 9.</b> Bağlanma dayanımı ile pürüzlülük değerleri arasında korelasyon .....	70
<b>Tablo 10.</b> Çalışma gruplarına göre başarısızlık tiplerinin değerlendirmesi .....	73

## ŞEKİLLER DİZİNİ

Şekil	Sayfa
Şekil 1. PEEK polimerinin dialkilasyon reaksiyonu ile üretilmesi .....	6
Şekil 2. PEEK materyalinin diş hekimliğinde kullanım alanları .....	13
Şekil 3. PEEK biyoaktivitesinin iyileştirme yöntemleri.....	15
Şekil 4. Kullanılan PEEK materyallerine göre yüzey pürüzlülük değerleri.....	58
Şekil 5. Pürüzlendirme gruplarına göre ortalama bağlanma dayanımı değerleri .....	64
Şekil 6. Kontrol grubu bağlanma dayanımı değerleri.....	66
Şekil 7. Asitleme grubu bağlanma dayanımı değerleri.....	67
Şekil 8. Kumlama+asit grubu bağlanma dayanımı değerleri .....	68
Şekil 9. Kumlama grubu bağlanma dayanımı değerleri .....	69
Şekil 10. BioHPP örneklerde bağlanma dayanımı ve pürüzlülük değerleri ilişkisi .....	70
Şekil 11. Juvora örneklerde bağlanma dayanımı ve pürüzlülük değerleri ilişkisi.....	71
Şekil 12. Çalışma gruplarına göre başarısızlık yüzdeleri .....	74
Şekil 13. Genel başarısızlık yüzdeleri .....	74

## RESİMLER DİZİNİ

Resim	Sayfa
<b>Resim 1.</b> Prefabrike PEEK blok görüntüsü ve CAD/CAM kesim tasarımı.....	46
<b>Resim 2.</b> Dikdörtgen şeklinde kesilmiş PEEK bloklar.....	47
<b>Resim 3.</b> Micracut 151 hassa kesim cihazı görüntüsü.....	47
<b>Resim 4.</b> Micracut 151 cihazında kesilmiş örneklerin görüntüsü.....	47
<b>Resim 5.</b> Otopolimerizan akrilik reçineye gömülmüş PEEK örnekler.....	48
<b>Resim 6.</b> Tegramim-20 otomatik parlatma cihazı görüntüsü.....	48
<b>Resim 7.</b> UT-206 Ultrasonik makine görüntüsü.....	49
<b>Resim 8.</b> Kontrol grubu PEEK alt yapı örneklerin görüntüsü.....	49
<b>Resim 9.</b> Kumlama uygulanmış PEEK altyapı örneklerin görüntüsü.....	50
<b>Resim 10.</b> Asitle pürüzlendirilmiş PEEK altyapı örneklerin görüntüsü.....	50
<b>Resim 11.</b> Kumlama+asit uygulanmış PEEK altyapı örneklerin görüntüsü.....	51
<b>Resim 12.</b> SURTRONİC-S profilometre cihazının görüntüsü.....	51
<b>Resim 13.</b> Elektron mikroskobunun görüntüsü.....	52
<b>Resim 14.</b> Visio.Link primer'in görüntüsü.....	52
<b>Resim 15.</b> Single Bond Universal primer'in görüntüsü.....	53
<b>Resim 16.</b> Crea.Lign ve Sr Nexco dentin pasta görüntüsü.....	53
<b>Resim 17. A:</b> Kompozit tepim kalıbı görüntüsü.....	55
<b>Resim 17. B, C:</b> Kompozit tepilmiş PEEK numune görüntüsü.....	55
<b>Resim 18.</b> Bağlanma dayanımı ölçüm görüntüsü.....	55
<b>Resim 19.</b> Stereomikroskop görüntüsü.....	56
<b>Resim 20. A:</b> Kontrol grubu BioHPP örneklerin SEM görüntüsü.....	59
<b>Resim 20. B:</b> Kontrol grubu Juvora örneklerin SEM görüntüsü.....	59
<b>Resim 21. A:</b> Piranha asit uygulanmış BioHPP örneğin SEM görüntüsü.....	60
<b>Resim 21. B:</b> Piranha asit uygulanmış Juvora örneğin SEM görüntüsü.....	60
<b>Resim 22. A:</b> Kumlama uygulanmış BioHPP örneğin SEM görüntüsü.....	61
<b>Resim 22. B:</b> Kumlama uygulanmış Juvora örneğin SEM görüntüsü.....	61
<b>Resim 23. A:</b> Kumlama+asit uygulanmış BioHPP örneğin SEM görüntüsü.....	62
<b>Resim 23. B:</b> Kumlama+asit uygulanmış Juvora örneğin SEM görüntüsü.....	62

<b>Resim 24. A:</b> PEEK altyapıda adeziv ayrılma.....	72
<b>Resim 24. B:</b> PEEK altyapıda miks ayrılma.....	72



## KISALTMA, SİMGE ve FORMÜLLER DİZİNİ

### Kısaltmalar

<b>AFM:</b>	Atomik Kuvvet Mikroskobu
<b>SEM:</b>	Taramalı Elektron Mikroskobu
<b>CAD/CAM:</b>	Computer Aided Design/Computer Aided Manufacturing, Bilgisayar Destekli Tasarım/Bilgisayar Destekli Üretim
<b>Bis-GMA:</b>	Bisfenol A glisidildimetakrilat
<b>Bis-DMA:</b>	Bisfenol A dimetakrilat
<b>EGDMA:</b>	Etilen glikol dimetakrilat
<b>TEGDMA:</b>	Trietilen glikol dimetakrilat
<b>UDMA:</b>	Üretan dimetakrilat
<b>PMMA:</b>	Poli metil metakrilat
<b>HEMA:</b>	Hidroksietil metakrilat
<b>MDP:</b>	10-Metakriloloksidetil dihidrojen fosfat
<b>MMA:</b>	Metil metakrilat
<b>PAEK:</b>	Poliarileterketon
<b>PEEK:</b>	Polietereterketon
<b>CFR PEEK:</b>	Karbon fiber takviyeli polietereterketon
<b>GFR PEEK:</b>	Cam fiber takviyeli polietereterketon
<b>FHA</b>	Florohidroksiapatit
<b>BioHPP:</b>	Seramik takviyeli polietereterketon
<b>ISO:</b>	Uluslararası Standartizasyon Örgütü
<b>SiC:</b>	Silikon karbid
<b>KGy:</b>	Kilogay
<b>MGy:</b>	Megagay
<b>GPa:</b>	Gigapaskal
<b>MPa:</b>	Megapaskal
<b>N:</b>	Newton
<b>Ra:</b>	Yüzey pürüzlülüğü
<b>Rz:</b>	Maksimum pürüzlülük derinliği

<b>nm:</b>	Nanometre
<b>mm:</b>	Milimetre
<b>mm<sup>2</sup>:</b>	Milimetrekare
<b>mm/dk:</b>	Milimetre/dakika
<b>µm:</b>	Mikrometre
<b>sn:</b>	Saniye
<b>dk:</b>	Dakika

### Simgeler

<b>°C:</b>	Santigrad derece
<b>%</b>	Yüzde

### Formüller

<b>CH<sub>3</sub>SO<sub>3</sub>H:</b>	Metil sülfonik asit
<b>H<sub>2</sub>SO<sub>4</sub>:</b>	Sülfürik asit
<b>Zr:</b>	Zirkonyum
<b>ZrO<sub>2</sub>:</b>	Zirkonyum dioksit
<b>Al<sub>2</sub>O<sub>3</sub>:</b>	Alüminyum oksit
<b>Si:</b>	Silisyum
<b>SiO<sub>2</sub></b>	Silisyum dioksit
<b>Ti</b>	Titanyum

## 1. ÖZET

### İki Farklı Tip PEEK Materyalinin Kompozitle Bağlanma Dayanımının Değerlendirilmesi

Bu tez çalışmasının amacı, farklı yüzey pürüzlendirme yöntemleri ve adeziv sistemlerin iki farklı tip polietereketon (PEEK) ile indirekt kompozit rezin materyalin makaslama bağlanma dayanımı üzerindeki etkilerinin incelenmesidir.

Çalışmada doldurucusuz saf PEEK (Juvora) ve %20 nano-seramik doldurucu içeren PEEK (BioHPP) bloklardan her biri 160 adet olacak şekilde (toplam=320) 8×8×4 mm boyutlarında dikdörtgen örnekler hazırlandı. Örnekler 25 N basınçta otomatik cila makinesinde 10 sn. cilalandıktan sonra her biri kırk numuneden oluşan dört yüzey işlem grubuna (kontrol grubu, alüminyum oksit kumlama, piranha çözeltisi ile aşındırma, kumlama+piranha asitle aşındırma) rastgele olarak ayrıldı (n=40/grup). Tüm numunelerin yüzey pürüzlülüğü profilometre ile ölçüldükten sonra yüzey topografyası taramalı elektron mikroskobu ile incelendi. Daha sonra tüm gruplara iki farklı tip adeziv (Visio.Link ve Single Bond Universal) uygulandı (n=20/grup). Adeziv uygulanan gruplara iki farklı tip kompozit materyali (Crea.Lign ve SR Nexco) uygulandı (n=10/grup). Örnekler 24 saat boyunca 37°C'de damıtılmış su içinde bekletildikten sonra universal test cihazında 0,5 mm/dk. hızla makaslama testine tabi tutuldu. Elde edilen veriler tek yönlü ANOVA, Kruskal-Wallis, Mann-Whitney ve Bonferroni çoklu karşılaştırma testleri kullanılarak istatistiksel olarak analiz edildi (p<0,05). Piranha asitle işlenmiş PEEK örneklerin yüzey pürüzlülüğü (3,46±0,75) diğer gruplara kıyasla anlamlı derecede yüksek bulundu (p<0,01). Bağlanma dayanımı ile yüzey pürüzlülük değerleri arasında %87,2 düzeyinde pozitif yönlü istatistiksel olarak anlamlı bir korelasyon bulundu (r:0,870; p<0,01). Visio.Link uygulanan örnekler Single Bond Universal uygulananlara oranla daha yüksek bağlanma değerleri gösterirken SR Nexco uygulanmış örnekler Crea.Lign uygulanmış örneklerden anlamlı olarak daha yüksek bağlanma değerleri göstermiştir (p<0,01).

**Anahtar Kelimeler:** PEEK (Polietereketon), İndirekt Kompozit Resin, Yüzey Pürüzlendirme, Kumlama, Bağlanma Dayanımı.



## 2. SUMMARY

### **Evaluation of Bond Strength Two Different PEEK and Indirect Composite Resin Materials**

The aim of this study is to evaluate the influence of different surface treatment methods and adhesives on the shear bond strength of two different type indirect composite resin material and polyetheretherketone (PEEK).

This study one type of unfilled PEEK (Juvora) and %20 nano-ceramic filled PEEK (BioHPP) compounds each were prepared 160 (total =320) rectangular specimens (8×8×4 mm). After the samples were polished for 10 seconds at 25 N pressure on automatic polishing machine, they were randomly separated into four surface treatment groups each consisting of forty samples (n= 40/group); (control group, air abrasion, etching with piranha solution, air abrasion and piranha acid etching). After measuring the surface roughness of all specimens with a profilometer, surface topography was examined by scanning electron microscope. Each group were divided into two primer subgroups Visio.Link and Single Bond Universal (n=20/group). Half of each group was veneered with Crea.Lign the other half with SR Nexco (n=10/group). The specimens were stored in distilled water at 37°C for 24 hours and and loaded in a universal testing device for shear bond stress with at a crosshead speed of 0,5 mm/min. Data were analyzed by one-way ANOVA, Kruskal-Wallis and Mann-Whitney and Bonferroni multiple comparison tests (p<0,05). PEEK specimens etched with piranha acid resulted in higher surface roughness (3,46±0,75) significantly higher than the other groups. PEEK specimens statistically significant correlation was found between the bond strength and surface roughness values at %87 (r:0,870; p<0,01). Visio.Link conditioned specimens showed higher SBS values than those treated with Single Bond Universal, whereas PEEK veneered with SR Nexco showed significantly higher SBS values than those veneered with Crea.Lign (p<0,01).

**Key Words:** PEEK (Polyetheretherketone), Indirect Composite Resin, Surface Roughness, Air Abrasion, Shear Bond Strength.

### 3. GİRİŞ VE AMAÇ

Modern diş hekimliğinde estetik restorasyonlara olan yoğun ilgi ve talep, diş hekimlerini ve malzeme üretici firmaları estetik kaliteyi daha da artıran malzemeler konusunda araştırmalar yapmaya yöneltmiştir (1). Dental seramikler doğal dentisyonun görünüşünü en iyi şekilde taklit edebilecek, optimum estetik özelliklere sahip materyaller olarak değerlendirilirler (2). Metal destekli seramiklerin estetik görünümlerinin iyi olmaması, marjinal uyum sağlanmasındaki zorluk protezin artan ağırlığı, metalik tat, ve metallere karşı alerjik reaksiyonlar diş hekimliğinde alternatif estetik alt yapı materyallerine olan ilgiyi artırmıştır (3).

Günümüzde diş hekimliğinde hastaların artan estetik gereksinimleri nedeniyle metal içermeyen restorasyonlar daha da önem kazanmaktadır. PEEK metalik olmayan renk, düşük ağırlık ve kırılmaya karşı yüksek mukavemetinden dolayı, sabit ve hareketli protezler için alternatif bir altyapı malzemesi olarak kullanılmaktadır (4). PEEK suda çözünür değildir ve düşük reaktiviteye sahiptir. Ağızdaki diğer metallerle temas ettiğinde korozyona uğramaz (5). Bu özelliklerinden dolayı metal alerjisi olan veya metalik tada hassas olan hastalarda kullanılmaktadır (6). PEEK biyouyumludur ve metal rekonstrüksiyonlara kıyasla doğal diş renginde bir görünüme sahiptir. Fakat grimsi veya kar beyazı rengi nedeniyle estetik bölgede monolitik olarak kullanılamaz ve mutlaka viner malzeme ile kaplanması gerekmektedir (4,7,8).

PEEK yüzeylerinin düşük yüzey enerjisi ve farklı kimyasal işlemlerde yüzey modifikasyonuna direnç nedeniyle, kompozit materyaller ile PEEK arasında yeterli adezyon sağlanmada ilave bir zorluk çıkmaktadır. Bu durum PEEK materyalinin klinik olarak kullanımında hala bir problem olarak kalmaya devam etmektedir (9). PEEK altyapılar ile viner materyalleri arasında güvenilir bir adezyon sağlamak için ilk adım yüzey işlemleri ile yüzey pürüzlülüğünü arttırarak viner materyalinin, oluşan mikroretantif alanlara nüfus etmesini sağlamak ve oluşan tutuculuk ile bağlanma dayanımını arttırmaktır. Artan yüzey pürüzlülüğü; yüzey gerilimini azaltarak ıslanabilirliği ve yüzey alanını arttırır, mikromekanik tutuculuk sağlar (10,11).

PEEK ile kompozit materyaller arasında güçlü ve devamlı bir bağ kurmak amacıyla PEEK polimerlerine yüksek afinitesi olan primerlerin kullanılması gerekmektedir. Adeziv sistemlerin kimyasal içeriği ve çözücüleri, PEEK'e dayanıklı bir bağ oluşturmada önemli rol oynamaktadır. Genel olarak primerler kullanılmadan PEEK ve

kompozit materyalleri arasında güçlü bir bağ kurulamadığı çalışmalarda rapor edilmiştir (7,9,12,13). PEEK polimerinin kompozit materyaller ile bağlanma gücünü araştıran çalışmaların büyük çoğunluğu metil metakrilat içerikli primerlerin PEEK kompozit bağlanma dayanımına pozitif etki ettiğini, bu sonuçların diğer materyallerle karşılaştırılabilir sonuçlar olduğunu rapor etmiştir (9,13–16).

İndirekt rezin kompozit materyallerinin PEEK materyalleri ile güçlü bağlantı kurması için kompozitlerin doldurucu miktarı ve buna bağlı olarak değişen viskozitesi önemlidir. Düşük viskoziteli kompozit materyaller uygulanmış PEEK örneklerin daha yüksek bağlanma dayanımı değerleri göstermesi çalışmalarda rapor edilmiştir (17).

Bu tez çalışmasının amacı, farklı yüzey pürüzlendirme yöntemleri ve adeziv sistemlerin iki farklı tip polietereterketon ile indirekt kompozit rezin materyalin makaslama bağlanma dayanımı üzerindeki etkilerinin incelenmesidir.

Hipotezler:

1. Farklı yüzey pürüzlendirme yöntemleri PEEK örneklerin yüzey pürüzlülük ve bağlanma dayanımı değerlerinde anlamlı bir farklılık oluşturur.
2. Farklı içerikli primerler PEEK-indirekt kompozit bağlanma dayanımında anlamlı bir farklılık oluşturmayacaktır.
3. Seramik dolduruculu kompozit rezin uygulanmış seramik takviyeli PEEK örnekler daha yüksek bağlanma dayanımı değerleri gösterir.

## 4. GENEL BİLGİLER

### 4.1. Polietereterketon Polimeri

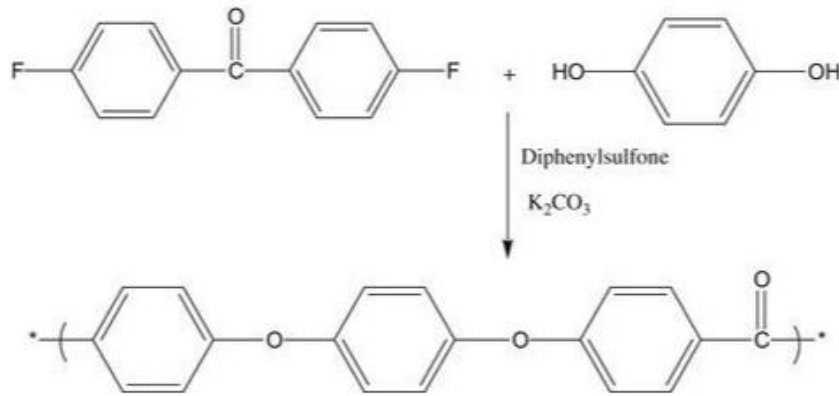
Polietereterketon (PEEK) polimeri 300°C'yi aşan sıcaklık dayanımı, yüksek mekanik ve kimyasal direnci olan PAEK (poliarileterketon) polimer ailesinin bir üyesidir (18). PAEK polimerleri maliyetlerinin polietilen gibi düşük sıcaklıklı termoplastiklerden daha pahalı olmasından dolayı kalıplama işleminde ve kompozit yapılarda güçlendirici polimer olarak üretilmiştir. Fakat yapılan araştırmalar bu polimerin yüksek performans özelliklerine sahip olduğunu göstermiştir. Bu polimer ilk olarak 1978 yılında bir grup İngiliz bilim adamının önerileri dikkate alınarak ICI Advanced Materials tarafından üretilmiş ve yine aynı şirket tarafından Victrex PEEK adı altında ticarileştirilmiştir. ICI 1978'de Victrex PEEK'i piyasaya sürdüğünde, temel uygulama hedefleri tıp değildi. Victrex PEEK yeteri kadar desteklenmemesine rağmen implant uygulamaları için kullanılmıştır. Polimerin 1980'li yıllarda yüksek potansiyelinin fark edilmesi ile birlikte, diğer üreticiler de bu polimere rakip özelliklere sahip polimer geliştirme çalışmaları başlatmıştır (19). Bu çalışmalar arasından DuPont tarafından geliştirilen PEKK (polieterketonketon) ve Hoechst tarafından geliştirilen PEEKK (polietereterketonketon) öne çıksa da 1990'ların sonuna gelindiğinde PEEK bu malzemeler arasından sıyrılarak yüksek performanslı termoplastik malzeme gibi uygulama alanını zenginleştirmeyi başarmıştır (20). PEEK polimeri 1993'te resmi olarak ICI Advanced Materials'dan ayrılan Victrex LTD. şirketi tarafından üretilmeye başlanmış, 1998'de Victrex uzun süreli implante edilebilir uygulamalar için PEEK-OPTİMA'nı geliştirmiştir.

#### 4.1.1. PEEK Polimerinin Yapısı, Polimerizasyonu ve Üretimi

PEEK polimeri düşük viskozitesinden dolayı enjeksiyon kalıplama, sıkıştırarak kalıplama ve eriyerek karıştırma, gibi birçok farklı üretim yöntemiyle üretilir. Tarihsel olarak PAEK'lerin üretiminde iki ana yol vardı. İlk yöntem aromatik eter türlerinin keton grupları yoluyla bağlanmasını içerirken, ikinci bir yöntem aromatik ketonların bir eter bağı ile bağlanmasını içerir. İlk yöntem bir reaksiyon ve Friedel Crafts asilasyon kimyasalı içerirken, ikinci yol bir nükleofilik yer değiştirme reaksiyonunu içerir.

Doğal solvent direnci ve yüksek kristallik seviyelerine ulaşma eğilimi PEEK polimerlerinin ortak organik çözücülerde üretilmesine engeldir. PEEK'in zayıf çözünürlüğü nedeniyle, çözücülerin seçimi çok önemlidir. Uygun çözücüler termal olarak kararlı ve etkisiz olmalıdır. İlk başlarda dihalobenzofenon ve eşdeğer bir bisfenatın reaksiyonu sonucu yüksek moleküler ağırlıklı PAEK oluşturma girişimleri sülfolan çözücüsünün kristalleşmesi nedeniyle başarısız olmuştur. Metilen klorür veya nitrobenzen içinde sentezlemeye yönelik ilk girişimlerde yalnızca düşük moleküler ağırlıklı polimerler üretilse de, benzofenon veya difenilsülfon gibi çözücülerin PAEK polimerlerinin sentezinde kullanılmasıyla PAEK oluşturma girişimleri başarıyla sonuçlanmıştır.

PEEK (Etereterketon monomerin monomer birimi) bis-fenolatların kademeli büyüme (dialkilasyon) reaksiyonu yoluyla polimerize olmasıyla oluşur. Literatürde PEEK polimerinin polikondenzasyon reaksiyonunda iki farklı yapı taşının kullanımına rastlanmaktadır. Bunlardan biri 4,4'-diklorobenzofenon diğeri ise 4,4'-diflorobenzofenondur. Genel olarak 4,4'-diflorobenzofenon'un kullanıldığı PEEK üretiminde, 4,4'diflorobenzofenon 300°C'de difenil sülfon veya N-cyclohexyl-2 pyrrolidone gibi polar bir çözücü içerisinde hidrokinon disodyum tuzu ile reaksiyona girerek kondenzasyon işlemini gerçekleştirmektedir (21) (Şekil 1). Attwood ve ark. göre PAEK polimerlerinde nükleofilik yolun kurulması, farklı bisfenollerin kullanılmasıyla çeşitli özelliklere sahip PAEK polimerleri üretilmesine ve polimer varyasyonlarının araştırılmasına izin vermiştir (22).



**Şekil 1.** PEEK polimerinin dialkilasyon reaksiyonu ile üretilmesi

#### 4.1.2. PEEK Polimeri ve Özellikleri

PEEK'in polimerizasyon işlemi özelliklerinin çoğunu belirler. Bu özellikler polimerin kristal yapısından büyük ölçüde etkilenir. PEEK tipik olarak kristal ve amorf fazlardan oluşur. Kristalin bölümler sferülitler halinde toplam PEEK hacminin %35 oluşturur ve birleşen ince lamellerden oluşur. Polimerin geri kalanını şekilsiz amorf yapı oluşturur (23). Kristallik bileşiminin değiştirilmesi PEEK'in termal geçişlerini, termal ve kimyasal stabilitesini değiştirebilir. PEEK kompozit, seramik veya zirkonyum'a kıyasla dış hekimliğinde oldukça yeni bir materyal olduğundan özelliklerini özetlemek önemlidir.

##### 4.1.2.1. PEEK Polimerinin Kimyasal Dayanıklılığı

PEEK nispeten inert bir polimerdir ve tüm polimer zinciri boyunca yüksek orbital elektronların delokalizasyonu nedeniyle yüksek kimyasal dirence sahiptir. Kimyasallara karşı direnç aril halkalarının zıt uçlarındaki keton ve eter gruplarının konumundan kaynaklanmaktadır. Aril halkaları halkanın karşıt uçlarında bulunan keton ve eter grupları ile birbirine bağlanır. PEEK'in rezonans stabilize kimyasal yapısı, tüm makromolekül boyunca daha yüksek orbital elektronların yer değiştirmesi ile sonuçlanır. Bu da polimeri kimyasal, termal ve ışınlama sonrası bozulmaya karşı son derece dirençli hale getirir (24–26). PEEK'in yaklaşık %0,5 oranında düşük miktarda kimyasal absorpsiyona sahip olduğu ve birçok kimyasal maddeye karşı oldukça dirençli olduğu bilinmektedir (27,28). Polimerizasyondan sonra PEEK polimerinin konsantre sülfürik asit (%95-98) ve metil sülfonik asit ( $\text{CH}_3\text{SO}_3\text{H}$ ) hariç tüm geleneksel çözücülere oda sıcaklığında kimyasal olarak etkisiz olduğu ve iyi direnç gösterdiği bilinmektedir (29,30).

PEEK %0,5 suda çözünürlüğe sahiptir. Polimerin su varlığında uzun süre kimyasal olarak zarar görmediği, fakat su emiliminin PEEK'in kristalik yüzdesini düşürdüğü çalışmalarda rapor edilmiştir (28,31). İlaveten 260°C'ye kadar olan sıcaklıklarda bile uzun süreli suya maruz kalma nedeniyle PEEK polimerinin kimyasal olarak zarar görmediği çalışmalarda bildirilmiştir (28,31,32).

Salin içinde 37 ila 95°C arasındaki sıcaklıklarda gerçekleştirilen çalışmada, karbon fiberle güçlendirilmiş PEEK (CFR PEEK) kompozitleri 5000 saatlik testten sonra basınç modülü, Poisson oranı ve basınç dayanımı açısından önemli bir değişiklik göstermemiştir (24,33). Diğer çalışmalar da benzer şekilde yüksek sıcaklıktaki tuzlu

ortamlara maruz kaldıktan sonra PEEK kompozitlerinin özelliklerinde önemli bir değişiklik olmadığını rapor etmiştir (34,35).

PEEK hidrolize olmaması ve düşük suda çözünürlüğünden dolayı (%0,5) dental implantasyon için iyi bir adaydır. Her ne kadar PEEK hidrolize duyarlı olmasa da, polimer ile güçlendiriciler arasındaki ara yüzün *in vivo* sıvı ortamlara karşı savunmasız olabileceği endişeleri ortaya çıkmıştır (36). Sonuç olarak implantlar ve sabit protezlerde alt yapı malzemesi için PEEK kompozit malzemelerinin biyolojik olarak test edilmesinde sıvı maruziyetinin hesaba katılması önemle kabul edilmiştir (33–35).

#### 4.1.2.2. PEEK Polimerinin Mekanik Dayanıklılığı

PEEK materyalinin en önemli özelliği elastik modülünün (3-4 GPa) insan kemiğine ve dentine yakın olmasıdır (37). Titanyum ve alaşımları kemikten önemli derecede daha yüksek bir elastik modüle sahip olmasından dolayı dokular üzerinde ciddi bir stres oluşturur ve başarısızlıkla sonuçlanır (38). Saf PEEK'in yaklaşık 4 GPa elastik modülüne ve 100 MPa gerilim direncine sahip olmasından dolayı metal alaşımlara ve seramik restorasyonlara göre üstünlüğü vardır. Yüksek kırılma direncine rağmen saf PEEK mekanik olarak nispeten zayıftır. Diş implant materyalleri özellikle abutmentler ve üst yapılar için kullanılan PEEK hem kortikal kemik hemde spongiöz kemik elastik modülüne uymak için yapısal katkı maddeleri kullanılarak ayarlanabilir. PEEK karbon, cam fiberler, %30 oranında baryum fosfat (BaPO<sub>4</sub>) veya titanyum dioksit (TiO<sub>2</sub>) gibi dolgu parçacıklarının takviye edilmesiyle kolaylıkla modifiye edilebilir. CFR-PEEK ve cam fiber takviyeli PEEK (GFR-PEEK) kompozitleri geliştirilmiş; elastik modül CFR-PEEK için 18 GPa, GFR-PEEK için 12 GPa'ya kadar çıkartılmıştır (38,39). CFR-PEEK çok yönlülüğü, modern görüntüleme teknolojileriyle uyumluluğu, mükemmel mekanik özellikleri ve biyo uyumluluğu nedeniyle tıbbi implant üretiminde dikkat çekici duruma gelmiştir. CFR-PEEK'in elastik modülü kortikal kemik ve dentine benzerdir. Bu nedenle polimer implant malzemesi olarak kullanılan titanyumla karşılaştırıldığında daha az stres oluşumu sergileyebilir (40). PEEK'in mekanik özelliklerinin genellikle 250°C'ye kadar sıcaklıkta azaldığı ve özelliklerinde düşüş görüldüğü çalışmalarda belirtilmiştir. Fakat biyomateryal uygulaması yaklaşık 37°C olduğundan, malzemenin mekanik özellikleri değişmeden kalır (24). Farklı materyallerin ve dokuların elastik modül ve gerilme direnci değerleri Tablo 1'de gösterilmiştir.

**Tablo 1.** Farklı materyallerin ve dokuların mekanik özellikleri

<b>Materyal</b>	<b>Gerilim direnci MPa</b>	<b>Elastik modül GPa</b>	<b>Kaynak</b>
PEEK	80	3-4	Sandler, 2002.(41)
CFR-PEEK	120	18	Sandler, 2002.(41)
Kortikal kemik	104-121	14	Rho, 1993.(42)
Kansellöz Kemik	8-50	1,34	Rho,1993.(42)
Porselen	20	68,9	Lewinstein,1995.(43)
PMMA	48-76	3-5	Zafar, 2014.(44)
Dentin	104	15	Rees, 1993.(45)
Mine	47	40-83	Rees, 1993.(45)
Titanyum	954-976	102-110	Lee, 2012.(38)
Zirkonyum	700	210	Lee, 2012. (38)
Kobalt-Krom	180–210	170-230	Wiesli, 2015.

#### 4.1.2.3. PEEK Polimerinin Termal Dayanıklılığı

PEEK'in termal dayanıklılığı polimer ana zincirindeki yüksek sayıda aromatik gruplardan kaynaklanmaktadır (46). Cam geçiş sıcaklığı 145°C, erime sıcaklığı 334°C, kristalleşme zirvesi 343°C civarında olduğundan dolayı PEEK oda ve vücut sıcaklığında "camsı" durumdadır (47). Termal özellikleri PEEK'i insan vücudunda stabil kılar. Kristalleşmenin termal stabiliteye etkisi önemli değildir, çünkü polimer erime üzerindeki sıcaklıklarda bozulmaya başlar. Uzun süreli uygulamalarda 260°C kadar olan sıcaklıklarda sorunsuz şekilde kullanılabilen PEEK polimeri, yüksek sıcaklıklara olduğu kadar düşük sıcaklıklara'da (-60°C) yapısında hiçbir bir bozulma yaşanmadan dayanabilmektedir (20).

PEEK'in termal stabilitesi yüksek sıcaklıkta endüstriyel uygulamaları ve işleme koşulları nedeniyle incelenmiştir. Isıl bozulmanın, cam geçişi ve eriyik geçişi arasındaki sıcaklıklarda meydana geldiğini belirten birçok çalışma yapılmıştır. Fakat uçucu parçalanma ürünleri oluşması için PEEK işlem sıcaklığını aşan sıcaklıklara ihtiyaç duyulmaktadır (48–50). PEEK için termal bozulma başlangıcı 575-580°C gösterilse'de 600°C'de kaybedilen kütle miktarı %45 olarak belirtilmiştir (33). Hay ve Kemmiş uçucu



madde oluşumunun eşlik ettiği termal bozulmanın 427°C'in altında gözlemlenmesinin zor olduğunu bildirmiştir (49). Buggy ve Carew yaptıkları çalışmada cam geçiş sıcaklığının altında (120°C) PEEK mekanik özelliklerinde önemsiz değişiklikler gözlemlenirken, 250°C'de, 16 haftalık termal yaşlanma sonrasında mekanik bozulma tespit edilmiş, 310°C'de yaşlanmada "hızlı" bozulma gözlenmiştir. Yapılan çalışmaların sonuçlarına dayanarak klinik kullanımda sıcaklık 37°C civarında olduğu için ısı bozulmanın bir sorun olmadığı anlaşılmaktadır (48).

#### **4.1.2.4. PEEK Polimerinin Sterilizasyon ve Işınlara Karşı Dayanıklılığı**

Radyasyon stabilitesi ışınlama sırasında bağ parçalanma eğilimi gösteren ve radikal grupların oluşumuna yol açan alifatik polimerler için ortak bir endişe kaynağıdır. Kendine özgü aromatik kimyasal yapısı ve diğer alifatik polimerlerden iki kat daha düşük radikal oluşumu nedeniyle, PEEK gama ve elektron ışını radyasyonuna karşı olağanüstü bir direnç gösterir (51). Li ve ark. yaptıkları çalışmada, PEEK polimerinin 600 KGy gamma radyasyona maruz kaldıktan sonra üretilen serbest radikallerin 20 dk.dan daha az bir ömre sahip olduğunu bildirmiş ve devamında PEEK'te artık serbest radikal kalıntısı olmadığını rapor etmişlerdir (52). Sonuç olarak, PEEK gama sterilizasyonundan sonra ikincil radyasyon kaynağı olarak kabul edilemez.

PEEK'in radyasyon stabilitesi son yirmi yıldır radyasyona toplam maruz kalmanın 10-50 MGy (10.000-50.000 KGy) arasında değiştiği uzay aracı uygulamalarına ve nükleer füzyon reaktörlerine ilgi nedeniyle yoğun bir şekilde araştırılmıştır (24,51,53–55). PEEK'in bozulması 10 MGy'nin üzerindeki dozlarda meydana gelse de, bunun tıbbi cihazlar için uygulanan standart sterilizasyon dozlarının (25-40 KGy) çok üstünde olması PEEK polimerinin sterilizasyonu açısından sorun çıkarmamaktadır. 25–40 KGy gama radyasyonu ile dört defaya kadar tekrarlanan sterilizasyonun PEEK ve PEEK karbon fiber kompozitlerin mekanik özelliklerinde önemli bir değişiklik yapmadığı doğrulanmıştır (34). Özetle 600 KGy'nin altındaki gama radyasyon dozlarının ve ışınlama sonrası yaşlanmanın PEEK biyomalzemeleri ile ilgili klinik olarak herhangi bir sorun oluşturması beklenmemektedir.

Buna ek olarak PEEK doğal olarak radyolüens olup bilgisayarlı tomografi (BT), manyetik rezonans görüntüleme (MRI) ve X-ray gibi görüntüleme teknikleriyle uyumludur. PEEK'in radyolüens yapısı alt yapı kaldırma veya değiştirmeye gerek

kalmadan klinik hastalıkların muayene, tanı ve tedavisine olanak tanır. Bu nedenle PEEK ortopedik, spinal ve travma implantlarında geleneksel metalik malzemelerin (titanyum ve paslanmaz çelik gibi) yerine geçebilir (24,56).

#### **4.1.2.5. PEEK Polimerinin Aşınma Dayanıklılığı**

Aşınma dayanımı oldukça iyi olan bu polimerin sürtünme katsayısı düşüktür. Tok bir polimer olan PEEK polimeri özellikle yüksek sıcaklıklarda ve kısmen yüksek yüzey hızlarında iyi aşınma direncine sahiptir (20). Shao ve ark. (57) ile Wang ve ark.(58) mikro dolgu maddeleri ilave edilmiş PEEK'in doldurucusuz polimerden daha düşük aşınma oranları ve sürtünme katsayısı gösterdiğini ve dolgu maddesi olarak ZrO<sub>2</sub> nano parçacıklarının aşınmayı azaltmada etkili olduğunu bildirmiştir (59). Bununla birlikte PEEK'in metal alaşımlar, seramikler, dentin veya mine gibi diğer malzemelerle aşınmasına ilişkin klinik veriler yoktur.

#### **4.1.2.6. PEEK Polimerinin Biyouyumluluğu**

Tüm biyomalzemelerde aranan en önemli özellik biyouyumluluktur. PEEK doğru üretildiğinde ve işlendiğinde vücut tarafından kolayca kabul edilir ve parçalanma göstermez. Geçmişe bakıldığında, PEEK'in yaygın olarak kullanıldığı ve bu materyalin biyouyumlu olduğu açık bir şekilde görünse de, bu konu yalnızca 1980'lerin sonundan başlayarak literatürde yakından incelenmiştir (60). PEEK ve PEEK kompozit biometryallerinin biyouyumluluğunu desteklemek için önemli bilimsel çalışmalar yapılmıştır (24,60–65). PEEK ve PEEK kompozitler FDA Master Files kriterlerini karşılamak için sistemik ve intrakutanöz toksisite ve intramüsküler implantasyon üzerine kapsamlı biyouyumluluk testlerinden geçirilmiştir. ISO 10993-10-1995'e göre yapılan duyarlılık ve gen toksisite testleri, PEEK materyaline karşı herhangi duyarlılık ve kromozom değişikliği olmadığını göstermiştir. Yapılan araştırmalar PEEK'in insan vücudunda fiziksel özelliklerini kaybetmeden uzun süre dayanıklılık gösterdiğini kanıtlamıştır (24,66,67). Ayrıca PEEK'in *in vitro* ve *in vivo* olarak iyi biyouyumluluk sergilediği, toksik mutajenik etkilere veya klinik olarak anlamlı enflamasyona neden olmadığı çalışmalarda bildirilmiştir (61,68–70).

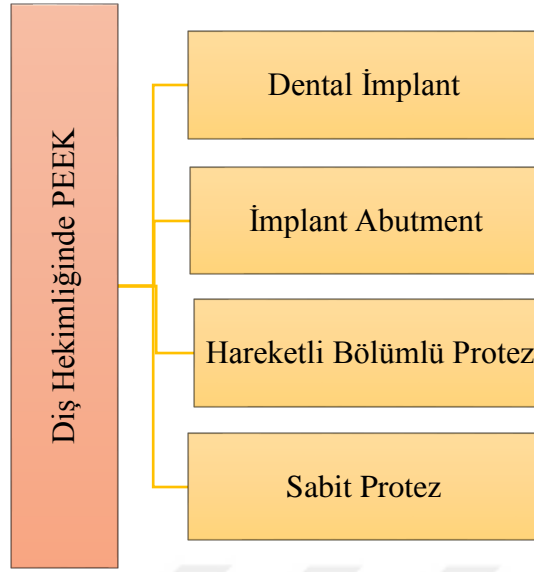
#### **4.1.3. PEEK Polimerlerinin Medikal Kullanım Alanları**

PEEK mühendislik alanında popüler yüksek performanslı plastiklerden biridir. Isıya dayanıklılık, solvent direnci, mükemmel elektriksel izolasyon, iyi aşınma direnci ve yüksek yorulma direnci gibi cazip mekanik özelliklerinden dolayı havacılık, otomotiv, elektronik tıbbi ekipman, kimya, petrol, gıda ve içecek endüstrileri (71) de dahil olmak üzere birçok alanda kullanılmaktadır (72). Tüm bu pozitif özellikleri ile medikal sektörün ilgisini çeken PEEK materyali piyasada bulunan çeşitli kimyasal modifikasyonları ve ticari kompozisyonları ile ortopedik ve nörolojik cerrahi uygulamalar için uygun hale getirilmiştir (24,73,74).

Uygun biyomekanik özellikleri ve biyoyumluluğundan dolayı PEEK implantları spinal cerrahi uygulamaları için özellikle intervertebral cerrahide geniş kullanılmaktadır. 1990'lı yıllardan beri birçok çalışma intervertebral PEEK implantların uzun ömür ve mekanik avantajlarını göstermiştir. Bazı raporlar minimal inflamatuvar cevap verdiğini belirtmekle birlikte, biyoyumluluk çalışmaları ve yıllarca yapılan klinik takipler, materyalin iyi tolere edildiğini göstermiş, aşırı duyarlılık veya PEEK ile ilgili alerji vakası bildirilmemiştir (40,75).

#### **4.1.4. PEEK Polimerlerinin Diş Hekimliğinde Kullanım Alanları**

PEEK uzun yıllardır ortopedi için biyomalzeme olarak kullanılmasının yanı sıra üstün mekanik özellikleri ve biyoyumluluğu nedeniyle diş hekimliği uygulamaları için de önemli avantajlar sunmaktadır. PEEK materyali diş hekimliğinde sabit protezlerde alt yapı materyali (76), hareketli protezlerde ana bağlayıcı, kroşe ve diğer komponentlerin yapımı (4), geçici abutmentler (40), iyileşme başlıkları (77), ve implant materyali (78) gibi pek çok alanda kullanılmaktadır (Şekil 2).



**Şekil 2.** PEEK materyalinin diş hekimliğinde kullanım alanları

#### **4.1.4.1. PEEK'in İmplant Materyali Olarak Kullanımı**

Dental implantlar diş kaybı yaşayan birçok hastanın yaşam kalitesini arttırmada en etkili tedavi yöntemlerinden biridir. 1960'ların sonunda Branemark tarafından tanıtılan saf titanyum oral endosseöz implantlar için en fazla tercih edilen malzeme olarak bilinmektedir (79).  $Ti_6Al_7Nb$  ve  $Ti_6Al_4V$  gibi alaşımlardan yapılmış implantlar iyi fizikokimyasal ve mekanik özelliklere, biyouyumluluğa sahipken yorulma stresine ve korozyona karşı yüksek direnç gösterir. Buna karşın titanyuma karşı aşırı duyarlılık, titanyumun düşük ışık iletiminden dolayı yüksek gülümseme hattı, ince mukoza biyotipi veya mukoza resesyonu olan hastalarda estetik problemler oluşturmaktadır (80). Bu gibi dezavantajlarının yanı sıra titanyum implant ve çevresindeki kemik dokusunun elastik modülüsündeki farklılıktan (titanyum 110 GPa, kortikal kemik 14 GPa) ve implant-kemik ara yüzünde stresten dolayı implant kırılması, vida kırılması, periimplantit ve kemik kaybı gibi çeşitli sorunlarla karşılaşılabilen çalışmalarında bildirilmiştir (81–83). Metal alaşımlı implantların bir diğer dezavantajı, radyopak olup, hastanın bilgisayarlı tomografi (BT) ve manyetik rezonans görüntüleme (MRI) ile incelenmesini sınırlandırmalarıdır (24). İlaveten metal içermeyen materyallerden yapılmış dental rekonstrüksiyon talep eden hastaların sayısı da giderek arttığı için titanyuma alternatif malzemeler diş hekimliğinde kullanılmaya başlanmıştır (84).

Titanyuma alternatif olarak, yaklaşık 40 yıl önce alüminyum oksitten yapılmış seramik implantlar tanıtılmış, fakat sık kırılma insidansı nedeniyle bu materyal titanyumla ikame edilmiştir. Günümüzde seramik diş implantları diş benzeri renk, mekanik özellikler, biyouyumluluk ve düşük plak affinitesi nedeniyle titanyuma daha iyi bir alternatif olarak görünen zirkonyumdan yapılmaktadır (85,86). Fakat Andreiotelli ve ark. literatür üzerine yaptıkları sistematik bir derlemede, bilimsel klinik verilerin seramik implantların rutin klinik kullanımda önermek için henüz yeterli olmadığı sonucuna varmıştır (87). Ayrıca zirkonyumun 210 GPa'lık yüksek elastik modülü titanyuma kıyasla çevre kemik dokusunda daha yüksek strese neden olabilmektedir (80).

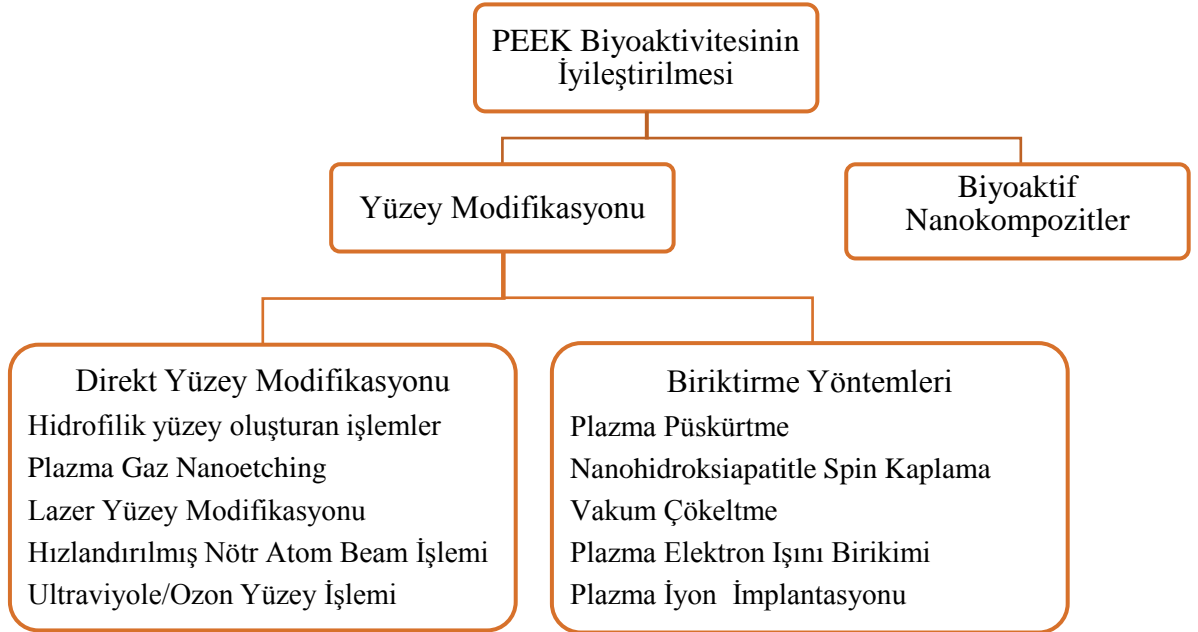
Titanyuma alternatif olarak gösterilen bir diğer biyouyumlu malzeme elastik modülü kemiğe çok yakın olan PEEK'tir. PEEK *in vivo* yapılan çalışmalarda bozulmaya karşı direnç gösterdiğinden, Nisan 1998'de ticari olarak implantlar için uzun vadeli bir biyomalzeme olarak önerildi (24). O zamandan beri PEEK, ortopedi ve travmatoloji alanlarında metalik implantlara alternatif yüksek performanslı bir termoplastik polimer olarak kullanılmaya başlandı (88,89). PEEK'in Ti ile kıyaslandığında bir diş implant malzemesi olarak bazı klinik avantajları vardır. Daha az alerjik reaksiyonlara neden olur, radyoaktiftir ve manyetik rezonans görüntüleme daha az artefaktır, metalik bir rengi yoktur, gri ve bej renkleri ile Ti'dan daha estetik bir görünüme sahiptir (39).

Wolff yasasına göre kemik üzerine uygulanan yüke göre yeniden şekillenebilir. İmplant çevresindeki kemikte oluşan streslerin azaltılması, anormal yüklerin azaltılıp normal yüklerin korunmasına olanak sağlayarak implant çevresindeki kemik rezorpsiyonunu önler. Lee ve ark. yaptıkları sonlu elemanlar analizinde, CFR-PEEK implantların, titanyumdan daha az stres iletimine neden olabileceğini bildirmiştir (38). Fakat PEEK diş implantları klinik olarak yaygın şekilde kullanılmadığından insan deneklerinde PEEK ve Ti implantlar etrafında kemik rezorpsiyonu arasında bir fark olup olmadığı bilinmemektedir. Sarot ve ark. %30 CFR PEEK ve Ti'un stres dağılımını sonlu eleman analizi kullanarak karşılaştırmış, %30 CFR PEEK ve titanyum implantların stres dağılımında bir fark olmadığı rapor edilmiştir (90). Yukarıdaki çalışmanın sonuçlarına dayanarak Schwitalla ve ark. sonlu eleman analizi kullanarak üç dental implant materyalinin: Titanyum, saf PEEK ve Endolign (elastik modülü 150 GPa olan %60 paralel yönlendirmeli sonsuz karbon elyafı içeren bir implante edilebilir CFR-PEEK) biyomekanik davranışını karşılaştırdı. Saf PEEK daha yüksek stres dağılımı ve

maksimum deformasyon gösterirken, Ti ve Endolign benzer stres dağılımları gösterdi (91). Gerçekten de kemik dokusunda PEEK implantlarının titanyum implantlardan daha az stres üretip üretmediğine karar vermek için daha fazla klinik çalışma hayati önem taşımaktadır.

Titanyumla karşılaştırıldığında PEEK'in düşük osteokondüktif ve hidrofobik özelliklerinden dolayı daha az osteoblast farklılaşmasını teşvik ettiği çalışmalarda gösterilmiştir (61). Fakat oldukça az sayıda çalışma PEEK'in osseointegrasyon açısından zirkonyum ve titanyum gibi geleneksel implant materyalleri ile arasında anlamlı bir fark olmadığını göstermiştir (80,92). Wenz ve ark. yaptıkları çalışmada modifiye edilmemiş PEEK'in *in vitro* hücrelerin proliferasyon hızı üzerinde anlamlı bir etkisinin olmadığını göstermiştir (61). Aksine yakın tarihli çalışmalar, PEEK'in yüzeyde hücreler proliferasyon oranının düşmesine neden olabilecek mRNA oluşumunu inhibe ettiğini ve sitotoksik etkilerin uzun vadede üretilebileceğini göstermiştir (93).

PEEK polimerinin mekanik, biyolojik ve osteokondüktif özelliklerini iyileştirmek ve sonuç olarak biyoaktivitesini arttırmak için çeşitli yöntemler önerilmiş ve bu yöntemler genel olarak PEEK yüzey modifikasyonları ve biyoaktif PEEK nanokompozitleri olmakla iki ana kategoriye bölünmüştür (Şekil 3).



Şekil 3. PEEK biyoaktivitesinin iyileştirme yöntemleri

#### 4.1.4.1.1. PEEK İmplantlara Uygulanan Yüzey Modifikasyonları

Modifiye edilmemiş PEEK doğal olarak hidrofobiktir ve 80-90° su temas açısına sahip olup bioinert bir yapısı vardır. Son yıllarda PEEK'in biyoaktivitesini ve ostekondüktif özelliklerini geliştirmek için yüzeyi nano seviyede modifiye edilmiştir (94). PEEK nanokompozitlerin üretilmesinin aksine yüzey modifikasyonu, çekirdek üzerinde çok az veya hiç etki yapmadan PEEK yüzeyini değiştirmeyi amaçlamaktadır. Yüzey modifikasyon yöntemleri iki geniş kategoride değerlendirilir:

##### a) Direkt Yüzey Modifikasyonu.

Direkt yüzey modifikasyon yöntemleri, yüzeye herhangi bir yeni malzeme tabakası bırakmadan malzemenin yüzey özelliklerini değiştiren tekniklerdir.

- **Hidrofilik Yüzey Oluşturan Kimyasal İşlemler**

İmplantın yüzey kimyasını değiştirmeye dayanan ve yüzeyin biyoaktivitesini etkileyen yöntemdir. PEEK yüzey kimyasını PEEK-ONa, PEEK-OH ve PEEK-F olarak değiştiren çeşitli kimyasal işlemlerin, implantın su temas açısını azaltarak PEEK'in biyoaktivitesini arttırdığı çalışmalarda rapor edilmiştir (95). Başka bir çalışma, PEEK'in yüzeyindeki amin ve karboksil fonksiyonel gruplarının hücresel adezyon ve büyümeyi iyileştirdiğini göstermiştir (93,96).

- **Plazma Gaz Nanoetching**

PEEK implantların nanoetchingi su buharı (97), oksijen/argon ve amonyak gibi düşük güçlü plazma gazlarıyla PEEK yüzeylerinin işlenmesi sonucu elde edilebilir (98). Plazma yöntemini kullanmanın temel avantajı, implant yüzeyinde nano seviyede pürüzlülük oluşturmak ve daha iyi materyal doku etkileşimi elde etmek için PEEK yüzeyinin düşük su temas açısını değiştirerek hidrofilik özelliğini değiştirmesidir (98). Plazma uygulanmış implantlarda herhangi bir kaplama bulunmadığından kaplamanın ayrılma riski yoktur. Plazma ile işlenmiş PEEK implantların *in vitro* testleri insan mezenkimal hücre proliferasyonunu hızlandırdığı gösterilmiştir (98). Bunun artan

hidrofilik yüzeyler ve nano pürüzlülüğe bağlı protein absorpsiyonu nedeniyle oluştuğu düşünülmektedir (99,100).

- **Lazer Yüzey Modifikasyonu**

Lazer polimerlerin yüzey pürüzlülüğünü ve ıslanabilirliğini değiştirebilen yüksek enerjili bir foton kaynağıdır. Lazer uygulamaları yüksek çözünürlük, yüksek çalışma hızı ve implantın genel özelliklerini değiştirmemeleri nedeniyle kullanılır. Lazer dalga boylarının PEEK'in ıslanabilirliği üzerindeki etkisine yönelik araştırmalar, biyomedikal uygulamalarda bu yöntemin kapasitesini göstermiştir (93,101).

- **Hızlandırılmış Nötr Atom Beam (ANAB) Yüzey İşlemi.**

Bu teknikte PEEK yüzeyini modifiye etmek için kuvvetlendirilmiş nötr argon (Ar) gazı kullanılır. Khoury ve ark. yaptıkları çalışmada ANAB tedavisinin PEEK yüzeyini nanometre seviyesinde modifiye ettiğini, yüzey hidrofilitesini arttırdığını ve titanyum ile karşılaştırılabilir bir seviyeye kadar insan osteoblast hücre proliferasyonunun geliştirdiğini rapor etmiştir. Son zamanlarda *in vivo* yapılmış bir çalışmada ANAB uygulanmış PEEK'te kemik dokusu oluşumu izlenirken, ANAB uygulanmamış PEEK'te kemik dokusu büyümesi gözlenmemiştir (102).

- **Ultraviyole/Ozon Yüzey İşlemi**

PEEK yüzey enerjisini değiştirmek için ultraviyole/ozon arıtma yöntemi kullanılmaktadır. Sonuçlar ultraviyole/ozon yönteminin PEEK yüzey hidrofilitesine pozitif etki ettiğini göstermiştir (93,103).

## **b) Biriktirme Teknikleri**

- **Plazma Püskürtme**

PEEK plazma püskürtme yöntemi ile kalsiyum hidroksiapatit (HAp) veya Ti gibi osteokondüktif biyoaktif maddeler kullanılarak kaplanmıştır (40,104). Bu işlemde parçacıklar bir plazma sprey yardımıyla implant yüzeyine püskürtülür. Plazma, parçacıkları eriterek implant yüzeyinde biriktirir ve pürüzlü yüzey tabakası oluşturur.



Biyoaktif katmanın püskürtülmesi daha büyük implantlar için uygun olmasına rağmen, üretilen kaplama nispeten daha küçük diş implantlarına uygun değildir. Bunun nedeni, çok pürüzlü ve çok kalın apatit tabakanın implanttan ayrılarak implant başarısızlıklarına neden olmasıdır (105). PEEK'i HAp ile kaplamak için plazma sprey kullanmanın diğer bir dezavantajı işlemde yüksek sıcaklıklara ihtiyaç duyulmasıdır. Yüksek sıcaklıklar PEEK'in nispeten düşük erime sıcaklığına (yaklaşık 340°C) sahip olması nedeniyle PEEK yapısına zarar verebilir.

- **Nanohidroksiapatitle Spin-Kaplama**

Nanohidroksiapatitle spin-kaplama organik çözücüler içerisinde çözülmüş hidroksiapatitlerin yüksek hızla dönen implantların üzerine ince bir hidroksiapatit tabakası şeklinde çökmesini içerir. Isıyla yapılan işlem sonunda implantların üzerinde ince bir hidroksiapatit tabakası birikir (106). Barkarmo ve ark. tarafından spin-kaplı PEEK implantlarını değerlendiren ilk çalışma spin kaplı implante disklerin ortalama başarısızlık torkunun, kaplanmamış implantlardan önemli derecede fazla olmadığını ve çalışma sırasında birkaç implantın başarısız olduğunu göstermiştir (107). Bununla birlikte Barkarmo (108) ve Johansson (109) dişli silindirik bir tasarım ekleyerek implant tasarımı değiştirildiğinde kaplanmamış PEEK'e kıyasla daha yüksek başarısızlık kuvvetleri bulmuşlardır.

- **Plazma Elektron Işını Birikimi**

Elektron demeti birikimi bir obje üzerinde uçucu olmayan parçaların ayrıştırılması ve depolanması için kullanılan bir işlemdir (99). Elektron ışını biriktirmeyi kullanarak PEEK üzerinde biriken ince bir titanyum katmanının, hidrofiliteyi ve hücrel adezyonu arttırdığı çalışmalarda gösterilmiştir (110).

- **Plazma Daldırma İyon İmplantasyonu**

Lu ve ark. yaptığı bir çalışmada plazma daldırma iyon kaplı PEEK implantların *Staphylococcus aureus* ve *Escherichia coli*'ye karşı kısmi antimikrobiyel aktivite gösterebileceği rapor edilmiştir. Bununla birlikte, bu tür yüzeylerin periodonsiyumda daha yaygın olan patojenlere karşı benzer aktivite gösterip göstermediği bilinmemektedir.

#### 4.1.4.1.2. Biyoaktif PEEK Nanokompozitleri

Biyoaktif parçacıklar biyoaktif implantlar üretmek için PEEK'e eklenebilir. Hidroksiapatit, kemiğe benzeyen bir biyoseramiktir ve implantların çevresinde kemik oluşumunu indüklediği bilinmektedir. Fakat PEEK-HAp karışımı PEEK ve hidroksiapatit partikülleri arasındaki bağlantının yetersiz olması ve zayıf mekanik özelliklere bağlı olarak dental implant olarak kullanılmalarını zor hale getirir (93,111). Biyoaktiviteyi arttırmak için partikül büyüklükleri 2-4 mm'yi geçmeyen biyoaktif inorganik parçacıklar eriyerek karıştırma ve sıkıştırarak kalıplama (melt blending and compression molding techniques) yöntemiyle malzemeye dahil edilmiştir. PEEK nano kompozitlerinden yapılmış implantların daha iyi biyoaktivite ve daha iyi mekanik özellikler gibi üstünlükleri vardır (67,112). Wu ve ark. nano büyüklükte TiO<sub>2</sub> parçacıklarının PEEK'e katılmasının osseointegrasyonu artırabileceğini öne sürmüştür (113). Üç Boyutlu BT saf PEEK'e kıyasla PEEK/nano-TiO<sub>2</sub> silindirik implantların çevresinde daha yüksek miktarda kemik oluştuğunu göstermiştir (113). Serbest TiO<sub>2</sub> parçacıklarının hücrel aktivite üzerindeki etkisi literatürde tartışılmıştır. Bazı çalışmalar, inflamatuvar veya karsinojenik yanıt hücrelerini uyardıklarını (114) ve sinir dokusuna zarar verdiklerini öne sürmektedir (115). Öte yandan, bazı çalışmalar kaplama veya katı çekirdek olarak kullanıldığında, TiO<sub>2</sub>'nin hücre çoğalması ve farklılaşma hızını arttırabileceğini öne sürmüştür (93,116). PEEK/nano-TiO<sub>2</sub> kompozitlerinden TiO<sub>2</sub> parçacıklarının muhtemel salınımını araştıran bir çalışma bulunmamaktadır.

PEEK/nano-florhidroksiapatit karışımı (PEEK/nano-FHA), yaklaşık %40 nano-florhidroksiapatit partiküllerinin PEEK ile mikrometre boyut aralığında eritilerek sıkıştırma kalıplama yöntemiyle imal edilmiştir. Florohidroksiapatitin (FHA) florür iyonlarının (F-) varlığından dolayı geleneksel hidroksiapatitlerden daha yüksek kemik hücre proliferasyonunu indüklediği ve antibakteriyel özelliklere sahip olduğu gösterilmiştir (117). FHA'nın antimikrobiyal ajan olan flor iyonlarının salınmasına bağlı olarak oral bakteriler ve plak üzerindeki etkileri literatürle belgelenmiştir (117,118). Biyoaktif nanopartiküllerin dahil edilmesiyle PEEK nanokompozitlerinin su temas açısı saf PEEK ile karşılaştırıldığında önemli ölçüde azalmıştır (112). Gelişmiş antimikrobiyal aktivite ve osseointegrasyona sahip PEEK/nano-FHA biyokompozitleri, gelecekte dental implant için umut verici bir aday olabilir.

#### 4.1.4.2. PEEK'in Hareketli Bölümlü Protez Materyali Olarak Kullanımı

Metal kroşelerin estetik olarak kabul edilemez görünümü, protezin artan ağırlığı, metalik tat potansiyeli ve metallere karşı alerjik reaksiyonlar, metal destekli protezlere alternatif olarak poliamid ve asetale gibi termoplastik malzemelerin klinik uygulamalarda kullanılmasına yol açmıştır. Poliamid elastik modülünün düşük olması nedeniyle destek dişlere gelen rotasyonel kuvvetleri azaltır, fakat kroşe retansiyonunun rijit protezlerden az olması en büyük dezavantajdır. Asetale poliamidten mekanik olarak daha dayanıklı ve aşınmaya karşı son derece dirençlidir. Bu özelliğinin yanı sıra kusursuz gerilme ve dayanıklılığa sahiptir. Yüksek elastiklik ve düşük termal iletkenliğe sahip bu materyal, toksik veya alerjen değildir ve bu özelliği ile birçok protez uygulamasında akrilik reçineler ve metallere iyi bir ikame oluşturmaktadır (119,120). Bu iki materyale alternatif olarak PEEK materyali hareketli bölümlü protezlerde alt yapı materyali olarak kullanılmaya başlanmıştır (121). Bu polimer malzemenin alerjik reaksiyonların ve metalik tadın ortadan kaldırılması, yüksek parlatma özelliklerinin yanı sıra düşük plak affinitesi ve iyi aşınma direnci gibi diğer avantajları vardır (1). PEEK genel olarak yıllarca ortopedi ve tıp teknolojisinde başarıyla kullanılmasına rağmen, diş hekimliğinde son zamanlarda kullanılmaya başlanmıştır. Bu nedenle, bu malzemenin özelliklerini değerlendiren çalışmalar sınırlıdır (121,122).

PEEK kroşelerin kalıcı kuvveti endişe konusu olabilir. Tannous ve ark. PEEK'ten yapılan protez kroşelerinin kobalt-krom kroşelere kıyasla daha düşük retatif kuvvetlere sahip olduğunu öne sürmüştür, fakat uygun şekilde tasarlanan PEEK kroşeler, 0,5 mm'lik bir alt kesim ile klinik kullanım için yeterli retensiyonu sağlayabilir. Bununla birlikte, çalışma, metal kronlar üzerinde in vitro gerçekleştirildiği için, estetik PEEK kroşelerin klinik ortamında protezlerin tutuculuğunda ne kadar etkili olacağı bilinmemektedir (123).

PEEK'ten yapılmış protezler ve protez unsurları, diş minesini, porselen materyalleri ve geleneksel kobalt-krom protezlere göre daha yumuşaktır. Hareketli bölümlü protezleri yerleştirme sırasında kobalt-krom kroşelerin neden olduğu porselen çizilmeleri malzemenin elastik özelliklerinden dolayı PEEK kroşeler kullanıldığında ortadan kalkar. Ayrıca PEEK'ten yapılan kroşeler, materyalin düşük plak özelliklerine bağlı olarak, özellikle dokuya yakın olan vakalarda, sağlıklı periodonsiyum ile sonuçlanır (124). Sudaki çözünmezliği ve diğer materyallerle düşük reaktivitesi nedeniyle PEEK kobalt-krom alerjisi olan veya konvansiyonel kobalt-krom altyapıların metalik tadına duyarlı

olan hastalar için uygun olabilir. Bu tip bir restorasyonun diğerk bir önemli avantajı; geleneksel ısıyla sertleşen akrilik reçinenin bir protez kaide malzemesi olarak kullanılmasından dolayı rezorpsiyon meydana gelirse kolaylıkla besleme yapılabilir. Zoidis ve ark. yaptıkları çalışmada lingual bar yerine lingual plak kullanmasına rağmen BioHPP hareketli bölümlü protezlerin kobalt-krom selefinden %27,5 daha az ağırlığa sahip olduğunu rapor etmiştir (121).

PEEK materyallerinin renklenme direnci ve renk stabilitesi literatürde, sadece laboratuvar testler ile açıklanmıştır. Jena Üniversitesi tarafından yapılan in vitro testler BioHPP'nin iyi parlatma protokolünün ardından 0,018 µm Ra'lık pürüzlülük gösterdiğini, fakat iyi renklenme direnci ve renk kararlılığını kanıtlamak için uzun süreli klinik testler gerektiği vurgulanmıştır (124).

Diğerk bir endişe konusu ise PEEK materyalinin yorgunluk direncidir. PEEK malzemeleri ile ilgili yapılan in vitro çalışmalarda, 1200 N'dan daha yüksek kırılma değerleri rapor edilmesine rağmen, bu materyalin hareketli protez altyapısı olarak kullanıldığında gerilim stresi altında nasıl davrandığına dair bilimsel bir kanıt yoktur (121,125). Uzun süreli klinik takip eksikliğinden dolayı, metal alerjisi bulunan hastalarda hareketli bölümlü protez altyapısı için PEEK'in dikkatli bir şekilde kullanılması önerilmektedir (120,121).

PEEK materyali maksillofasiyal defekti bulunan hastalarda da başarılı bir şekilde kullanılmaktadır. Costa Palau ve ark. oral maksiller defektleri olan hastalara uyguladıkları obtüratör protezlerin antral kısmını PEEK OPTİMA materyali ile kapatmıştır. Daha hafif bir protez elde edilirken PEEK'le temasta olan dokularda herhangi bir sorun olmadığını, temas eden dokuların iyi cevap verdiğini, hastanın estetik, retansiyon ve konforunun diğerk protezlere kıyasla arttığını ifade etmişler (126).

#### **4.1.4.3. PEEK'in İmplant Abutment Materyali Olarak Kullanımı**

PEEK materyalinden iyileşme başlıkları, geçici abutmentler ve bireysel abutmentler üretilebilir. PEEK materyalinin elastik modülünün kemik elastik modülüne yakın olması gelen kuvvetleri daha iyi dağıtır ve sonuç olarak stresleri azaltarak kemik remodelasyonunu hızlandırır. Koutouzis ve ark. tarafından yürütülen randomize kontrollü klinik çalışmada PEEK ve titanyum abutmentlerin etrafında kemik rezorpsiyonu ve yumuşak doku inflamasyonu açısından anlamlı bir fark olmadığı rapor edilmiştir (127).

PEEK abutmentlerin oral mikrobik flora bağlantısı titanyum, zirkonyum ve polimetilmetakrilattan yapılanlara benzerdir (128). Val ve arkadaşları 2016 yılında yaptıkları çalışmada titanyum takviyeli PEEK abutmentlerin geleneksel titanyum abutmentlere kıyasla daha çok kemik seviyesi ve yumuşak doku stabilitesi sağlayacaklarını belirtmiş ve etkili alternatif malzeme olabileceğini rapor etmiştir. Titanyum takviyesi PEEK abutmentlerin direncini artırırken, implant-abutment uyumluluğunu da arttırmaktadır (39,129). Ayrıca histolojik analiz açısından bakıldığında PEEK abutmentlerin kullanılmasıyla yumuşak doku ile daha uyumlu bir bağlantı görülmektedir (129).

Geleneksel abutment vidaları, titanyum ve titanyum alaşımlarından imal edilmektedir. PEEK üreticisi olan Juvora PEEK abutmentlerin 15 Ncm'lik bir kuvvet ile sabitlenmesini önerir. Vidanın bu değerden daha yüksek bir kuvvetle sıkıştırılması durumunda, PEEK yapısı vidanın yüksek rijitliği (elastik modülü 120 GPa) nedeniyle plastik deformasyona uğrayabilmektedir. Bu durum göz önüne alındığında, protezlerin PEEK yapısına benzer elastik özelliklere sahip olması için geleneksel abutmentlerin PEEK'ten üretilen vidalarla sabitlenmesinin avantajlı olacağı bildirilmiştir (130).

PEEK materyalinden üretilen vidalar titanyum vidalarda görülen ve vida kırığına yol açan korozyona uğramamaktadırlar (131,132). Ti ve alaşımlarına kıyasla PEEK'in daha düşük sertlik derecesine dayanarak, geleneksel bir implantın iç yivlerinden kaynaklanan materyal aşınmasına maruz kalma riskinin azaldığı düşünülmektedir (71). Schwitalla ve arkadaşları 2016 yılında PEEK'ten üretilen abutment vidalarının gerilim kuvvetini incelemek için yaptıkları çalışmada, 1,6 mm'lik bir abutment vidasına en az %50 oranında karbon fiber takviyesi yapılması ve karbon fiberlerin vidanın dış konturlarında çok yönlü olarak dizilmeleri durumunda kullanılabileceğini belirtmiştir. PEEK'in diğer çeşitlerinden üretilen vidaların ise mekanik gereksinimleri yerine getirebilmesi için daha büyük boyutlarda üretilmesi gerektiği vurgulanmıştır (130). Neumann ve ark. 2014 yılında yaptıkları çalışmada, titanyum, PEEK ve %30 CFR-PEEK abutment vidalarının kırılma direncini karşılaştırmış, PEEK ve %30 CFR-PEEK abutment vidalarının titanyum abutment vidalarından daha düşük kırılma direncine sahip olduğunu belirtmiştir. PEEK vidalarının kırılma direnci ile %30 CFR-PEEK vidaları arasında anlamlı bir fark olmadığı rapor edilmiştir (71).

#### 4.1.4.4. PEEK'in Kron ve Köprü Materyali Olarak Kullanımı

Metal destekli seramikler diş hekimliğinde uzun yıllardan beri başarılı bir şekilde kullanılmaktadır. Fakat metal alaşımların korozyona uğrayabilmesi ve alerjiye neden olma potansiyeli, ayrıca, ışık geçirgenliğinin olmaması gibi bazı dezavantajları vardır (3). Günümüzde diş hekimliğinde hastaların artan estetik gereksinimleri nedeniyle metal içermeyen restorasyonlar daha da önem kazanmaktadır. PEEK metalik olmayan renk, düşük ağırlık ve kırılmaya karşı yüksek mukavemetinden dolayı, sabit diş protezleri için alternatif bir malzeme olarak kullanılmaktadır (4). PEEK suda çözünür değildir ve diğer malzemelerle düşük reaktiviteye sahiptir, bu nedenle ağızdaki diğer metallerle temas ettiğinde korozyona uğramaz (5). Bu durum metal alerjisi olan veya metalik tada hassas olan hastalar için uygun bir alternatif olabilir (6). Kompozitle veneerlenmiş PEEK malzemesi metal seramik restorasyonlardan daha kolay tamir edilebildiğinden, ağız içerisinde aşınmadığından ve işleme sırasında malzeme özelliklerinde bozulma görülmediğinden bu materyal sabit protezde alt yapı malzemesi olarak tercih edilir (133).

Stawarczyk ve arkadaşları 2015 yılında yaptıkları çalışmada CAD/CAM ile kazınmış PEEK alt yapı sabit protezler için 2.354 N'luk bir kırılma dayanımını rapor etmiştir (134). Bu değer daha önceki çalışmalarda kaydedilen arka bölgedeki 600 N çiğneme kuvvetlerinden yaklaşık iki kat daha fazladır (135). Üretici firma CAD/CAM ile kazınmış üç üyeli PEEK altyapılı sabit protezlerin 2.055 N kırılma dayanımı olduğunu bildirmiştir (136). Bu değerler Lityum Disilikat Cam-Seramik (950 N), In-Ceram Alümina (851 N), In-Ceram Zirkonyum (841 N) ve Zirkonyum (981-1331 N) için belirtilen değerlerden daha yüksektir (134). Stawarczyk ve arkadaşlarının yaptığı bir başka çalışmada da PEEK yüksek kırılma direnci göstermiştir. 7,4 mm<sup>2</sup>'lik konektör çapına sahip veneerlenmemiş 3 üyeli PEEK köprülerde, 1200 N'da plastik deformasyon ve 1385 N'da konektörde kırılma olduğu rapor edilmiştir (4).

Üstün mekanik özelliklerinden dolayı PEEK materyali, sabit protezler için bir altyapı materyali olarak önerilmektedir. Üreticilerin sabit diş protezleri için önerilen maksimum pontik aralığı şu anda 2 birim ile sınırlıdır. Bununla birlikte, sabit diş protezleri ile çiğneme simülasyonları, PEEK altyapılarının çiğneme güçlerine dayanabildiğini göstermiştir (137). Bu nedenle PEEK materyali, sabit protezler için bir altyapı materyali olarak önerilmektedir.

PEEK biyouyumludur ve metal rekonstrüksiyonlara kıyasla doğal diş renginde bir görünüme sahiptir. Fakat estetik açıdan bakıldığında PEEK kronlar ve köprüler düşük translüsens ve grimsi pigmentasyon nedeniyle estetik bölgede monolitik olarak kullanılamaz ve tam konturda üretilemez. PEEK polimerinin mutlaka estetik bir malzeme ile kaplanması gerekmektedir (8).

#### **4.1.5. PEEK Materyallerine Uygulanan Yüzey İşlemleri**

PEEK'in monolitik bir restorasyon olarak klinik kullanımı, düşük translüsens, grimsi veya kar beyazı renginden dolayı sınırlıdır (4,7). Materyalin genel yapısı ve opaklığı nedeniyle kabul edilebilir estetik bir sonuç elde etmek için opak renk uygun pigmentlerin eklenmesi ile ayarlana bilse de daha iyi estetik bir sonuç elde etmek için PEEK alt yapıların üzeri kompozit materyallerle kaplanmalıdır (16). PEEK düşük yüzey enerjisi sergiler ve kimyasal olarak inerttir. Düşük yüzey enerjisinin yanı sıra farklı mekanik kimyasal işlemlerle yüzey modifikasyonuna karşı direnç nedeniyle rezin kompozitler ile PEEK yüzeyleri arasında yeterli bağ kuvveti sağlamak ek bir zorluk oluşturmaktadır. Bu durum PEEK'in klinik olarak kullanımında bir problem olarak kalmaya devam etmektedir (9).

İşlem görmemiş PEEK'in yüzey enerjisi 34-38 Dynes/cm<sup>2</sup> arasındadır. Yüzey işlemleriyle bu 60 Dynes/cm<sup>2</sup>'ye kadar arttırılabilir (32). İşlenmemiş PEEK yüzeyleri ile rezin kompozitler arasında bir bağ olmadığı çalışmalarda rapor edilmiştir (12). PEEK malzemeleri ile iyi bir yapışma elde etmek için ilk adım, yüzey işlemleriyle yüzey pürüzlülüğünü arttırmak ve reçine malzemesinin oluşan mikroretantif alanlara akmasını sağlamakla bağ kuvvetini arttırmaktır. Artan yüzey pürüzlülüğü; yüzey gerilimini azaltarak hidrofilitiyi ve yüzey alanını arttırır, mikromekanik tutuculuk sağlar (10,11). PEEK yüzeylerinin düşük yüzey enerjisini arttırılması ve dolayısıyla adeziv özelliklerinin geliştirilmesi amacıyla birtakım çalışmalar rapor edilmiştir. Bu işlemlerin en basit olanı PEEK yüzey pürüzlülüğünün arttırılması ve primerlerin mikromekanik sabitlenmesiyle sonuçlanan kumlamadır (4,7,12,14,72,138). Daha karmaşık yöntemler; rokatek prosedürü (4,12-14) konsantre sülfürik asitle aşındırma (4,12,17,72,138)<sub>2</sub> Piranha çözeltisi (hidrojen peroksit ve sülfürik asit karışımı) (14,17,138,139) veya hidroflorik asitle (72) pürüzlendirme bir çok çalışmada rapor edilmiştir. Genel olarak malzemenin ıslanabilirlik ve sürtünme katsayısı gibi birçok özelliği yüzey pürüzlendirme işlemlerinden önemli

ölçüde etkilenmektedir (140). Sonuç olarak, kaplama malzemesi ile yeterli yapışma mukavemeti elde etmede PEEK yüzeyinin mekanik veya kimyasal olarak değiştirilmesi esastır (141).

#### **4.1.5.1. Mekanik Bağlantı Oluşturmak Amacıyla Yapılan Yüzey İşlemleri**

##### **a) Alüminyum Oksit Partikülleri ile Kuşlama**

PEEK yüzeylerinin hidrofilitesini ve düşük yüzey enerjisini arttırmak, alt yapı ile kompozit reçineler arasında mikro mekanik bir bağlantı kurabilmek amacıyla alüminyum oksit ( $Al_2O_3$ ) partikülleri ile kuşlama tekniğı yaygın olarak kullanılmaktadır. Asitle pürüzlendirilmiş PEEK yüzeyleri daha yüksek bağlanma dayanımı sonuçları gösterebilir tehlikeli olmasından dolayı hem klinikte hem de laboratuvarında  $Al_2O_3$  partikülleri ile kuşlama tekniğı daha çok tercih edilir. Kuşlama; 50  $\mu m$ 'den 250  $\mu m$ 'ye kadar çeşitli boyutlardaki alüminyum oksit partiküllerinin, belirli bir mesafeden ve basınç altında PEEK yüzeyine püskürtülmesi sonucu yüzeyde pürüzlülük ve buna bağlı retansiyon alanları oluşturulması mantığına dayanmaktadır. Bu konuda yapılan araştırmalarda genellikle 50  $\mu m$  veya 110  $\mu m$  büyüklüğünde  $Al_2O_3$  partikülleri 2,5 MPa veya 4 MPa bar basınç altında yaklaşık 10 mm. mesafeden 10 sn. sürede uygulanmıştır (4,14,17,137–139). Alüminyum oksit partikülleri ile kuşlama işleminin PEEK yüzey pürüzlülüğünü arttırdığı ve aşındırılmış PEEK yüzeylerinin kompozit reçinelerle daha güçlü bir mikromekanik bağlantı kurduğu çalışmalarda rapor edilmiştir (4,7,14,72,138,142). Stawarczyk ve ark. yaptıkları çalışmada, farklı yüzey pürüzlendirme yöntemleri (asit dağlama, kuşlama, rokatok ile silika kaplama) uygulanmış PEEK örneklerde kuşlama işleminin daha yüksek yüzey pürüzlülük değerleri verdiğini rapor etmiştir (4). Silverman ve Griese yaptıkları bir çalışmada PEEK yüzeyini alüminyum oksit partikülleri ile aşındırılmış ve adezyondaki artışı yüzey alanındaki artışla açıklarken (143), Davies ve ark. kuşlama işleminin düşük pürüzlülük ve adezyon sonuçlarını rapor etmiştir (144).

##### **b) Asit ile Pürüzlendirme**

PEEK polimeri kimyasal olarak inert bir polimerdir ve çözünebileceği tek kimyasal solüsyon sülfürik asittir. Sülfürik asidin yüksek tehlikelerinden dolayı düşük konsantrasyonda kullanılması düşünülmelidir. PEEK'in ideal yüzey özelliklerine ve



bağlanma mukavemetine ulaşmak için en uygun sülfürik asit aşındırma konsantrasyonunun etkileri hakkındaki mevcut bilgiler oldukça sınırlıdır (145).

PEEK yüzeylerini modifiye etmek ve PEEK'in bağlanmasını iyileştirmek için çoğu çalışma %98 sülfürik asidin kullanılmasını önermiştir (7,12,72,138,146). PEEK yüzeylerinin adeziv uygulanmadan önce sülfürik asitle muamele edilmesi çalışmalarda incelenmiş ve hidroklorik asit, argon plazma (72), alüminyum oksit kumlama (50-110 µm) ve silika kaplama (7,12,72,138) gibi yöntemlerle kıyaslandığında daha iyi bir adezyon sağlandığı çalışmalarda bildirilmiştir (7,12,13,17,72,138,139,146). Kumlama substratın gelişmiş mikro-pürüzlülüğü ile sonuçlanırken, asitle ön muamele PEEK'in yüzey tabakasında artan fonksiyonel karbon-oksijen grupları ile sonuçlanır (7,139). Önceki çalışmalar sülfürik asidin PEEK'in polimer zincirinde sülfonat ( $-SO_3$ ) grupları oluşturduğunu (147-149) ve bu sülfonat gruplarının MMA içerikli adezivlerle kimyasal çapraz bağlar yaptığını göstermiştir (7,12,13,17,72,138,139,146). Bir başka çalışma, 60 sn. boyunca %98 sülfürik asitle asitlemeden sonra PEEK'te kimyasal fonksiyonel gruplar bulmamış, fakat rezin tagların PEEK'in çukur ve gözenekli yüzeyine nüfuz etmesinden dolayı mikro-mekanik bağlanma rapor edilmiştir (138).

PEEK yüzeyinin modifikasyonunda piranha çözeltisi yaygın olarak kullanılmaktadır (14,17,138,139). Piranha çözeltisi bir sülfürik asit ( $H_2SO_4$ ) ve hidrojen peroksit ( $H_2O_2$ ) birleşimidir ve kimyasal olarak peroksimonosülfürik asit olarak adlandırılır. Genel olarak mikro elektronik endüstrisinde dekontaminasyon için kullanılan piranha çözeltisi güçlü bir oksitleyici ajandır (150). Güçlü oksitleyici özelliklere sahiptir ve bu nedenle çoğu organik artıkları temizleyebilir. Sülfürik asit benzen halkaları arasındaki fonksiyonel eter ve karbonil gruplarına saldırırken, piranha asit içindeki atomik oksijen (sülfürik asit ve hidrojen peroksitin reaksiyonu sırasında ortaya çıkan) doğrudan PEEK'in benzen halkası ile reaksiyona girer (139). Bu yüzey polaritesini ve aromatik halkanın kırılmasından dolayı bağlanma için güçlü fonksiyonel grupların sayısını artırır (17,151). Bazı çalışmalarda piranha çözeltisi kullanımı sülfürik asitle benzer yüzey pürüzlülük değerleri gösterse de (17), bazı çalışmalarda düşük sonuçlar rapor edilmiştir (9,138).

### **c) Plazma ile Pürüzlendirme**

Plazma, birçok yüzey reaksiyonunun meydana geldiği oldukça sıra dışı ve reaktif bir kimyasal ortamdır. Plazmada iyonize ve uyarılmış moleküllerin yüksek yoğunluğu, seramik ve polimer gibi normal inert malzemelerin yüzey özelliklerini değiştirebilir. Yukarıda bahsedilen agresif asidik çözeltilerin riskli uygulamasının aksine, plazma ile kimyasal yüzey modifikasyonu tehlikeli olmayan bir prosedürdür.

Plazma genellikle gazların iyonize olduğu ve elektronların atomlarından ayrıldığı maddenin dördüncü hali olarak bilinir. Bu işlem genellikle N<sub>2</sub>, O<sub>2</sub>, Ar ve H<sub>2</sub> gibi gazların radyo frekansı (rf), mikrodalga veya sıcak filaman deşarjından gelen elektronlarla uyarılmasıyla elde edilir (152). Plazma ile yapılan yüzey modifikasyonu, polimerik malzemeler işlemek için 20 yıldan uzun süredir yaygın olarak kullanılmaktadır. Plazma üretilen yüklü parçacıklar, işlenmiş yüzey üzerinde organik kalıntıların giderilmesi, yüzey aktivasyonu gibi belirli etkilere neden olur (29).

Plazma pürüzlendirilmesi düşük penetrasyon seviyesine (2-3 mm) bağlı olarak, malzemenin mükemmel fiziksel ve kimyasal özelliklerini korur (153), malzemelerin yüzey enerjilerini modifiye ederek, mukavemetini, yüzey ve kaplama özelliklerini, biyoyumluluğunu arttırabilir (154). Plazma ile polimer yüzeylerin adeziv özelliklerini iyileştirmeye yönelik birçok çalışma yapılmış (155–158), fakat primer kullanılmadan plazma modifikasyonu yapılmış polimer malzemelerin adeziv özelliklerinin iyileştirilmesi sadece birkaç çalışmada rapor edilmiştir (159–161).

### **d) Lazer ile Pürüzlendirme**

Lazer yüzey modifikasyonları yüksek çözünürlükleri, çalışma hızları, genel özelliklerde değişiklik yapmaması nedeniyle PEEK yüzey özelliklerini iyileştirmek için ümit verici bir alternatiftir (162). Lazer yüzey işlemleri Zr<sub>2</sub>O<sub>3</sub>, Al<sub>2</sub>O<sub>3</sub> ve polimerik malzemelerin yüzey pürüzlendirme ve bağlanma dayanımını arttırmada etkili bir şekilde kullanılmıştır (139,163,164). Lazerle ışınlanmış PEEK yüzeylerin kontrol grubu PEEK yüzeylerine kıyasla artmış yüzey pürüzlülüğü gösterdiği çalışmada rapor edilmiştir (165). Tsuka ve ark. yaptıkları çalışmada lazer yüzey işleminin mekanik tutuculuğu büyük ölçüde geliştirdiğini, PEEK yüzeyinde gözenekler oluşturarak PEEK ile rezin bazlı yapıştırıcı ajan arasındaki bağ kuvvetini arttırdığını rapor etmiştir (166).

#### 4.1.5.2. Kimyasal Bağlantı Oluşturan Yüzey İşlemleri

##### a) Aktif monomer içeren ajanların kullanımı

PEEK materyali ile kompozit reçineler arasında güçlü ve devamlı bir bağlantı kurmak amacıyla PEEK polimerlerine yüksek afinitesi olan ve fonksiyonel monomerler içeren primerler kullanılmaktadır. Adeziv sistemlerin kimyasal içeriği ve çözücüleri, PEEK'e dayanıklı bir bağ oluşturmada önemli rol oynamaktadır. En yüksek başarı gösteren monomerlerden biri metil metakrilat (MMA)'tır. MMA monomerlerinin PEEK yüzeylerini şişirerek aktif bir yüzey oluşturduğu ve bağlanma dayanımını arttırdığı çalışmalarda rapor edilmiştir (9,15). Farklı monomerler içeren primerlerin PEEK ile kompozit rezin bağlanma dayanımına etkisini araştıran çalışmalarda metakrilat (MMA) esaslı primerler uygulanan örneklerde yeteri kadar güçlü bağlanma dayanımı değerleri elde edildiğini ve bu değerlerin metal seramik restorasyonlarla karşılaştırılabilir sonuçlar olduğunu rapor etmiştir (9,14,16). MMA monomerleri içeren primerlerin yaşlanmadan sonra bile yüksek değerler gösterdiği çalışmalarda rapor edilmiştir (13,139).

Asidik bir fosfat monomeri olan MDP (10-metakriloksidil dihidrojen fosfat) metal oksitlerinin bağlantısında kullanılmak amacıyla üretilmiş, son dönemde endikasyonları arasında PEEK'de girmiştir. MDP içerisindeki aktif fosfat monomerleri kompozit rezinlerin içerisindeki monomerler ile kopolimerize olarak bağlanma dayanımını arttırdığı düşünülmektedir (167). MDP içerikli farklı primerlerin PEEK kompozit bağlanma dayanımına etkisinin incelendiği çalışmada farklı bağlanma değerleri elde edilmesinden dolayı MDP PEEK'in bağlanma özelliklerinde anahtar faktör olmadığı rapor edilmiştir (168). Farklı içerikli primerlerin PEEK ile kompozit rezinlerin bağlanma dayanımı üzerinde etkisinin incelendiği çalışmalarda MDP içerikli primerlerin düşük değerler gösterdiği rapor edilmiştir (9,139,169,170). MDP içerikli primerlerin düşük bağlanma dayanımı göstermesini iki fonksiyonel grubu olan MDP monomerinin bir fonksiyonel grubunun PEEK substratı veya rezin kompoziti ile kimyasal olarak reaksiyona giremeyen fosfat grubu tarafından işgal edilmesi gerçeğiyle açıklanabilir (9).

## **b) Tribokimyasal Silika Kaplama**

Tribokimyasal silika kaplama yöntemi, PEEK yüzeyini silika ile kaplamak için silika partiküllerinin materyal yüzeyine püskürtülmesi esasına dayanmakta, ek olarak yüzeyin pürüzlendirilmesini sağlamaktadır (14). Hem laboratuvar (Rokatek, 3M ESPE, Seefeld, Almanya) (4,14,142) hem de klinik kullanıma (Cojet, 3M ESPE, Seefeld, Almanya) uygun türleri bulunmaktadır.

Co-Jet sistemi klinikte kullanılabilen bir tribokimyasal silika kaplama yöntemi olup, kaplayıcı-aşındırıcı kum ve silandan oluşmaktadır. Silisilik asitle modifiye edilmiş 30–110 µm büyüklüğündeki Al<sub>2</sub>O<sub>3</sub> partiküllerinin 90° açıyla 2-3 bar basınç altında yaklaşık 5–15 sn. süreyle uygulanması ile gerçekleştirilir. Yüksek enerjili silika kaplı alüminyum oksit partiküllerinin yüzeye çarpması sonucu silika PEEK yüzeyine 15 mikron kadar gömülür ve böylece PEEK yüzeyi silanla kimyasal bağ kuracak hale gelir. Bu tabaka sayesinde PEEK yüzeyine uygulanan silan tabakası arasındaki bağlantı kolaylaşır. Böylece hem yüzey alanı arttığı için mikromekanik tutuculuk elde edilmekte hem de silan uygulaması ile kimyasal tutuculuk sağlanmış olabilir (171).

Rokatek sistemi ise yine tribokimyasal silika kaplama yöntemi olup laboratuvar da kullanılabilen bir yöntemdir. Bu sistemde iki aşamalı kum uygulaması yapılır. Önce 110 mikron kum, 2,5 bar basınçla restorasyona uygulanır. Sonra Rokatek-plus adı verilen 110 mikron silisyum oksit kumu yine 2,5 bar basınç altında püskürtülerek mikroskobik düzensizlikler oluşturulur mekanik tutuculuk sağlanır (12,13).

## **4.2. Kompozit Rezinler**

Diş hekimliğinde “kompozit” terimi, organik bir yapı içerisine belirli oranlarda inorganik partiküllerin ilavesi ve bu karışımın belirgin fazlar oluşturacak şekilde birleştirici maddelerle polimerizasyonu temin edilerek oluşturulan, genellikle pat formundaki restoratif materyallere verilen addır. Bu maddeler doğal diş dokusu görünümüne sahip olmaları, düşük su emilimi, yüksek aşınma direnci, kısa sürede işlenebilme ve düşük maliyet gibi özellikleri nedeniyle estetik amaçla kullanılmaktadır (172). Rezin esaslı kompozitler yapıştırıcı ajanlar, indirekt restorasyonlar, endodontik post ve kor materyali olarak birçok klinik uygulamada kullanılmaktadır (173).

Kompozit rezinler ilk başlarda akrilik reçinelerin dezavantajlarını en aza indirmek için piyasaya sürülmüştür (174). 1962 yılında Rafael Bowen tarafından akrilik reçinelerin fiziksel özelliklerini iyileştirmek amacıyla kompozit rezinlerin temel polimeri olan Bis-GMA monomeri tanıtılmış ve günümüze kadar birçok önemli gelişmeler göstermiştir (175). Bis-GMA PMMA'ya göre daha düşük polimerizasyon büzülmesinin olması, termal genleşme katsayısının doğal dişe yakın olması ve daha az mikro sızıntı gibi nedenlerden dolayı diş hekimliğinde daha fazla tercih edilmektedir (176,177). Bis-GMA kökenli kompozit rezinlerin geliştirilmesi ile daha önce venedik materyali olarak kullanılan maddelerin yüksek su absorpsiyonu, zayıf aşınma direnci ve aşırı polimerizasyon büzülmesi gibi dezavantajlarının kısmen iyileştirilmesi sağlanmıştır (177).

İlerleyen teknolojiyle birlikte kompozit rezinlerin de yapısı değişmiştir. Kompozitlerde ana matris içerisine inorganik doldurucu maddelerin ilave edilmesi ve uygulama yöntemlerindeki gelişmeler bu materyallere üstün mekanik, fiziksel ve estetik özellikler kazandırmış ve diş hekimliğinde başarılı bir şekilde kullanımına neden olmuştur (178).

#### **4.2.1. Kompozit Rezinlerin Yapısı**

Geçmişten bugüne içerikleri sürekli değişim gösteren rezin kompozitler üç ana bileşenden oluşur (179,180).

##### **4.2.1.1. Organik Polimer Matris Faz**

Monomer sistemi kompozit rezinlerin omurgası olarak görülebilir. Günümüz kompozitlerin üretiminde en çok kullanılan monomer olan Bis-GMA tek veya dimetakrilat bazlı üretilen dimetakrilat (UDMA) monomerleri ile birlikte kompozit bileşimlerinin yaklaşık %20'sini oluşturur. Genel bir kural olarak, monomer veya monomer kombinasyonunun ortalama moleküler ağırlığı ne kadar düşük olursa, büzülme yüzdesi o kadar büyüktür. Bis-GMA ve UDMA monomerleri molekül ağırlıkları nedeniyle yüksek derecede viskoz sıvılardır. Oldukça viskoz olan bu iki monomere az bir miktar doldurucu eklenmesi klinik kullanım için aşırı sert kompozit oluşumuna yol açmaktadır. Bu sorunun üstesinden gelmek, üretim prosesi ve klinik kullanımı kolaylaştırılmak için kompozitlere viskozite kontrol ediciler olarak bilinen bisfenol A dimetakrilat (Bis-DMA), etilen glikol dimetakrilat (EGDMA), trietilen glikol

dimetakrilat (TEGDMA) veya metil metakrilat (MMA) gibi düşük viskoziteli monomerler eklenmektedir. Bunlardan TEGDMA en yaygın olarak kullanılan monomerdir (181,182). TEGDMA'nın viskozitesi ve molekül ağırlığı, Bis-GMA'dan daha az olup inorganik doldurucuları daha iyi ıslatıcı özelliğe sahiptir. TEGDMA merkezi bir etoksi grubu içerir ve bundan dolayı kompozit materyallerin yüzey hidrofilitelerini ve su emilimini önemli ölçüde artırabilir (183). Aynı zamanda düşük moleküler ağırlığı ve yüksek oranda çift bağlara sahip olması polimerizasyon büzülmesini artırmaktadır (184). Sonuç olarak polimerizasyon büzülmesini azaltmak için ana dental kompozit üreticileri halen geleneksel sistemlere yoğunlaşmakta, çoğunlukla Bis-GMA/TEGDMA veya bir Bis-GMA/UDMA/TEGDMA kombinasyonu kullanmaktadır (185).

#### **4.2.1.2. İnorganik Matriks Faz**

Kompozit rezin materyallerin inorganik fazı esas olarak, kompozitin fiziksel ve mekanik özelliklerini belirleyen inorganik bir dolgu malzemesinden yapılır. Dolgu malzemesinin yapısı, nasıl elde edildiği ve ne kadar eklendiği restorasyon malzemesinin mekanik özelliklerine büyük ölçüde etki eder. Eşit büyüklükteki partiküllerin matriks içerisinde dağılımı birtakım boşlukların oluşmasına neden olacağı için farklı büyüklükteki partiküller harmanlanarak karışıma eklenir (179,186). Partikül büyüklüğü küçüldükçe restorasyonun yüzeyi daha pürüzsüzleşir ve malzemenin zaman içinde biyolojik olarak parçalanma olasılığı azalır.

Kompozitlerin özelliklerini iyileştirmek amacı ile çok çeşitli doldurucular kullanılmıştır. İnorganik yapının ana dolgu maddesi silikon dioksittir. Modern kompozitlerde matriks içine dağılmış olan çeşitli şekil ve büyüklükteki stronsiyum, çinko, baryum, cam, kuarts, lityum alüminyum silikat, itriyum ve baryum alüminyum silikat partikülleri de yaygın olarak kullanılmaktadır (187,188). Organik matriksin fiziksel ve mekanik özelliklerini geliştirmek için organik faza ilave edilen inorganik partiküller kompozit materyallere bir sıra özellikler kazandırır. İtريyum, baryum, stronsiyum ve çinko radyopaklık sağlarken silika partikülleri karışımın mekanik özelliklerini artırarak termal genleşme katsayısını ve genel sertleşme büzülmesini azaltır (189).

#### 4.2.1.3. Birleştirici Ara Faz

Bir kompozitin kabul edilebilir mekanik özelliklere sahip olabilmesi için organik matriks ve inorganik partiküllerin güçlü bir şekilde bağlanması çok önemlidir. Organik matriks ile inorganik partiküller arasındaki kimyasal bağlanma ara bağlayıcılar ile gerçekleşir (190). Bunun için hidroksil grupları ve organik matriks monomerleri ile kopolimerize olma kabiliyetinde olan silan bağlayıcı ajanlar kullanılır. Günümüzde doldurucu partiküllerin yüzeyi silan bağlayıcı ajanlar ile kaplanmıştır (191,192). Silan bağlayıcı ajanlar kompozitlerin fiziksel ve mekanik özelliklerini geliştirir, rezin partikül arayüzü boyunca suyun geçişini önleyerek hidrolitik dengeyi sağlar (187). Resin kompozitlerde en sıklıkla kullanılan silan  $\gamma$  metakriloksipropiltrimetoksisilan veya kısaca  $\gamma$ -MPTS'dir (173).

#### 4.2.2. İndirekt Kompozitler

Dental kompozit materyaller direkt ve indirekt kompozitler olmakla iki grupta incelenebilir. İndirekt resin kompozitlere ayrıca protez kompoziti veya laboratuvar kompozitleri denir.

Direkt kompozitlerinin bazı eksikliklerini iyileştirmek için çeşitli yöntemler geliştirilmiş, fakat hiçbir yöntem direkt kompozitler ile ilişkili marjinal mikro sızıntı problemini tamamen ortadan kaldırmamıştır (193–196). Kompozitlerin polimerizasyon büzülmesini azaltmak ve mekanik özelliklerini geliştirmek amacıyla indirekt resin kompozitler piyasaya sürülmüştür. İndiekt resin kompozitler seramiklerden daha düşük mekanik özellikleri olmasına rağmen yüksek bir elastisite modülü sergilediğinden çiğneme kuvvetlerini iyi absorbe eder ve restorasyonun uzun ömürlülüğünü artırır. 1980'lerde İsviçre ve Fransa'da posterior inley ve onley yapımında kullanılmak üzere Touati ve Mörmann tarafından piyasaya sürülen birinci jenerasyon indirekt resin kompozitler aynı üreticinin pazarladığı direkt resin kompozitlere benzer bir içeriğe sahipti ve materyaller direkt kompozit materyallere benzer isimler taşıyordu (197). Işık etkisinden serbest radikallere ayrılan kamfarokinonun polimerleşmeyi başlatmasına rağmen kompozit içeriğindeki metakrilat grubunun %25-50'sinin polimerleşmediği gözlenmiştir (198). Birinci jenerasyon kompozitlerin özellikleri çeşitli çalışmalarda rapor edilmiş ve dönüşüm derecesinin %6-44 arasında arttığı görülmüştür. Mikrofil (0,01-0,1

$\mu\text{m}$ ) doldurucu ve %50'den fazla rezin matrisi içeren birinci jenerasyon indirekt kompozitlerin eğilme mukavemeti 10-60 MPa, elastik modülü ise 2000-5000 MPa arasında değişir (199–202). Bu gibi özellikler yetersiz mekanik dayanıklılık, oklüzal aşınmaya karşı düşük direnç ve renk kararsızlığı gibi bazı dezavantajlara neden olmuştur (203,204). Wendt ve ark. birinci jenerasyon indirekt rezin kompozitlerde ışınlamadan sonra 5 dk. 123°C'de ısı uygulamasının sertliği ve aşınma direncini %60-70 oranında artırdığını fakat ısıyla polimerizasyonun restorasyonların aşınma direncini klinik olarak etkilemediğini çalışmalarında rapor etmiştir. Zamana bakılmaksızın, ısı polimerizasyonu uygulanmış ve ısı polimerizasyonu görmemiş rezin restorasyonlar için aşınma oranları tam olarak aynıydı (205). İlk jenerasyon indirekt rezin kompozitlerin sadece laboratuvar çalışmalarda gelişmiş özellikler gösterdiği, fakat klinik çalışmalarda başarısız olduğu gözlemlenmiştir (197). Birinci jenerasyon kompozitlerin seramik restorasyonlara oranla daha düşük mekanik özellikleri ve klinik başarısızlıkları ikinci jenerasyon kompozitlerin gelişmesine yol açmıştır. Gelişmeler temel olarak üç alanda meydana gelmiştir: yapı ve kompozisyon, polimerizasyon tekniği ve fiber ile güçlendirme (197).

#### **4.2.2.1. Yapı ve Kompozisyon**

İkinci jenerasyon kompozitlere birinci jenerasyondan farklı olarak 0,04-1  $\mu\text{m}$  çapa sahip mikro-hibrit seramik doldurucular ilave edilmiştir. Doldurucu miktarı ikinci jenerasyon kompozitlerde organik matrisin iki katına çıkarılmış, mekanik özellikleri ve aşınma dayanımı iyileştirilmiş, organik matris oranı düşürülerek polimerizasyon büzülmesi azaltılmıştır (197). İkinci jenerasyon indirekt rezin kompozitler %50-60 oranında inorganik seramik doldurucu, %33 oranında organik matrisi ihtiva etmektedir. Arttırılan doldurucu oranından dolayı direnci 120-160 MPa'a ve elastik modülü 8500-12000 MPa'a yükseltilmiştir. İkinci jenerasyon indirekt rezin kompozitlerde ısı, ışık, basınç gibi yöntemler kullanılarak yapılan ek sertleştirmelerle dönüşüm derecesi %75-81'e çıkarılmış ve daha fazla miktarda kompozit reçine polimerizasyonu sağlanmıştır (203,206).

#### **4.2.2.2. Polimerizasyon Teknikleri**

İkinci jenerasyon indirekt rezin kompozitlerde ilk jenerasyonda kullanılan ışık enerjisi ile polimerizasyon tekniğine ek olarak ısı ile polimerizasyon, basınç, nitrojen



atmosferi gibi ilave polimerizasyon yöntemlerinin kullanılmasıyla mekanik özelliklerin iyileştirilmesi ve klinik başarısızlıkların önüne geçilmesi hedeflenmiştir (203,207,208).

#### **a) Yavaş Polimerizasyon Başlangıcı (Soft Start)**

Yavaş polimerizasyon başlangıcı (soft start) kompozit materyale kademeli olarak artan güçte ışık enerjisi uygulanması ile karakterize polimerizasyon tekniğidir. Yavaş polimerizasyonun daha başarılı bir polimerizasyon sağladığını, hızlı bir polimerizasyonun ise prematür sertleşmelere ve dolayısı ile yeni kurulacak polimer zincirleri engelleyerek final restorasyonun dönüşüm yüzdesini ve sertliğini düşüreceği düşünülmektedir (209).

#### **b) Isı ile Polimerizasyon**

Genellikle indirekt rezin kompozitler için kullanılan sıcaklık 120-140°C arasındadır. Uygulanan ideal sıcaklık kompozitin cam geçiş sıcaklığının üzerinde olmalıdır (210). Bu sıcaklık ek çapraz bağların oluşmasını ve streslerin azaltılmasını pozitif yönde etkiler ve yeni polimer zincirlerin oluşmasında önemli bir artış sağlar (211). Fakat aşırı ısınma kompozitin bozulmasına neden olabilir. Kompozit malzemelerin sonradan ısıtılması ilk ışıklandırma aşamasından sonra reaksiyona girmemiş monomerlerin yüzdesini azaltır. Bu iki mekanizma ile olabilir. İlk olarak, artık monomerler ısı işlemi sonucunda polimer ağına kovalent olarak bağlanarak dönüşümün kendisinde artışa yol açacaktır. İkinci olarak, reaksiyona girmemiş monomerler ısıtma işlemi sırasında buharlaşacaktır (202). Isı ve ışık kombinasyonu sadece ışıkla kütleme ile karşılaştırıldığında, hem ışık hem de ısı ile uygulamasında aşınma direncinin %35 oranında arttığı görülmüştür (209).

#### **c) Nitrojen atmosferi**

Hava oksijen içerdiğinden dolayı indirekt rezin kompozit materyallerin polimerizasyonun engeller ve aynı zamanda sertleşmiş restorasyonların görünürdeki translüensine veya opak görünümüne önemli etki eder. Restorasyon dahilindeki oksijen sıkışması restorasyon yüzeyinden yansıdığı için doğal ışığı kırmaya meyillidir. Bu durum restorasyona saydam bir görüntü verir. Bunun yanı sıra restorasyon içindeki mikro

boşluklar etrafındaki duvarı zayıflatarak materyalin mekanik özelliklerini düşürür ve aşınma oranını arttırır. Küçük hava boşluklarının ortadan kaldırılması malzemenin yarı saydamlığını arttırır ve restorasyona kusursuz bir mine görünümünü verir. Bunun için bazı indirekt rezin kompozit malzemeleri 140°C’de 80 Psi basınç altında oksijensiz bir azot atmosferinde polimerize edilir. Nitrojen basıncının kullanılmasının avantajı malzemenin sertleşmeye başlamadan önce materyalin içinde sıkışmış oksijenin ortadan kaldırması ve böylece polimerizasyonun engellenmesinin önlenmesidir. Yüksek sıcaklıkta nitrojen atmosferi de dönüşüm derecesini iyileştirir. Bu dönüşüm estetik, yıpranma ve aşınma derecesini etkiler (212).

#### **d) Elektron Işını ile Işınlama**

Elektron ışını ışınlaması, kompozitlerin özelliklerini iyileştirmek için kullanılan başka bir yöntemdir (213). Elektron ışını elektriğin hızlanması ve dönüşümü ile üretilen yüksek oranda yüklü bir elektron akımıdır. Bir polimerin elektron ışınlamasına tabi tutularak mekanik özellikleri geliştirilip ve başarı oranlarını arttırılabilir. Bu yöntemin polimer içeriğinde ve renk stabilitesinde bozulmalar gibi dezavantajı vardır. Genellikle verilen radyasyon dozu 200 Kgy’dir, fakat 1 Kgy gibi daha düşük dozajın da materyal özelliklerini iyileştirdiği çalışmalarda gösterilmiştir (214,215).

#### **4.2.2.3. Fiber ile Güçlendirme**

Fiberle güçlendirilmiş kompozitler son yıllarda sabit protetik restorasyon uygulamalarında kullanılmaya başlanmıştır. Fiberler ile güçlendirilmiş kompozitlerin diş hekimliğinde; splint uygulamaları, endodontik tedavi görmüş dişlerin restorasyonu ve kron-köprü restorasyonları gibi oldukça geniş bir kullanım alanı vardır (216). Bu kompozitler yeni olmasına rağmen mekanik özelliklerinin iyi olması, ağırlıklarının az dayanıklılıklarının ise fazla olması, korozyona dirençleri, bağlanma özelliklerinin yüksek olması sebebinden diş hekimliğinde birçok kullanım alanı bulmuştur.

Fiberle güçlendirilmiş kompozitler alt yapıyı oluşturmak için kullanılan fiber yapı ve hibrit veya mikro dolduruculu partiküller içeren kompozit yapının birleşiminden oluşmaktadır (217). Fiber liflerinin içeriği, yüzey yapısı, rezin matriks ile adezyonu, lif sayısı, pozisyonu ve doğrultusu gibi faktörler ortaya çıkan son materyalin mekanik özelliklerinde önemli rol oynamaktadır (218). Fiberle kuvvetlendirilmiş kompozitlerde

fiberler matriks içinde gömülü olarak bulunmakta ve kompozitin yapısında oluşan çatlakların ilerlemesini durdurarak yapısal direncini arttırmaktadır. Rezin matriks polimer veya rezin esaslı yapıda olup cam, karbon veya polietilen yapıdaki fiberler etrafında devamlı bir faz oluşturmaktadır. Matriks yapının amacı gelen kuvvetleri en güçlü kısım olan fiberlere transfer etmek ve sardığı fiberleri nem etkisinden korumaktır (219).

#### **4.2.2.4. İndirekt Kompozitlerin Mekanik Özellikleri**

Günümüz diş hekimliğinde çok sayıda yeni rezin esaslı kompozit malzeme ve kürlenme sistemleri tanıtılmıştır. Rezin esaslı kompozit malzemelerin mekanik özelliklerini iyileştirmek için dolgu hacmi, büyüklüğü ve şekli değiştirilmiş, polimerizasyon yöntemleri geliştirilmiştir (220,221).

İndirekt rezin kompozitler geleneksel restoratif metallere göre daha yumuşak ve daha esnektir. Çiğneme kuvvetlerini absorbe edebilme özellikleri sayesinde yüksek oklüzal stres alanlarında, implant destekli restorasyonlarda hem destek dokuların hem de restorasyonun ömrünü uzatabilmektedir. İndirekt kompozitlerdeki yüksek doldurucu yüzdesinin ve dönüşüm oranının aşınma direncini yükselttiği çalışmalarda rapor edilmiştir (222). İkinci jenerasyon indirekt kompozit malzemelerinin %66 oranında inorganik seramik dolgu maddeleri ile zenginleştirilmesi ve ilave polimerizasyon işlemleri polimerizasyon büzülmesini azaltmış, esneme dayanımının 120-160 MPa, elastik modülünü 8,5-12 GPa'a kadar arttırarak mekanik özelliklerini ve aşınma direncini geliştirmiştir (212,223). Organik matriks içindeki inorganik partiküllerin varlığı, polimer matriksinin baskı dayanımını ve sertliğini arttırır. Li ve arkadaşları kompozit içindeki partikül seviyesini değiştirmenin sertlik, su emme, esneme dayanımı, elastik modül ve aşınma direnci gibi özelliklere etki ettiğini bildirmiştir (224). Fakat Frazier ve ark. ile Tanoue ve ark. dolgu maddesi içeriği ile aşınma direnci arasında doğrudan bir ilişki bulamamıştır (225,226).

İndirekt kompozitlerin en önemli mekanik sorunlarından biri yetersiz aşınma direncidir (227). Aşınma, biri birine temas eden yüzeylerden sürtünme etkisiyle malzeme ve kütle kaybına neden olan plastik deformasyondur ve materyalin sertliği bu deformasyon üzerinde etkili olmaktadır. Kompozitlerin mekanik aşınması esas olarak abraziv, adeziv ve yorgunluk aşınması olmak üzere üç şekilde gerçekleşmektedir.

- Abraziv aşınma, iki yüzeyin bir-birine sürtünmesi sırasında daha sert olan yüzeyin daha yumuşak olan yüzeyden madde kaybı olarak tanımlanır ve en sık rastlanan aşınma tipidir.
- Adeziv aşınma, iki materyalin teması sırasında soğuk kaynak oluşması durumunda materyal yüzeyinden parçaların kopması olarak tanımlanır.
- Yorgunluk aşınması, uzun dönem tekrarlanan streslerin oluşturduğu mikro çatlakların yüzey altında çoğalması sonucu oluşan deformasyona bağlı yüzeyden partiküllerin ayrılmasıyla karakterize aşınmadır. Yüzeyde en derinde oluşan aşınma tipidir (228,229).

İndirekt kompozitlerin mekanik özelliklerinin araştırıldığı çalışmalarda farklı sonuçlar rapor edilmiştir. Ferracane ve ark. 120°C'de son kütleme ısıl işlemin, materyalin kırılma dayanımı, elastik modülü, mikro sertliği ve dönüşüm derecesini önemli ölçüde artırabildiğini bulmuştur (199). Kakaboura ve ark. ısı döngüsünün dönüşüm derecesini önemli ölçüde (%50-80) artırdığını ve indirekt kompozitlerin artan mekanik özelliklerinin, monomerlerin artan kürlenme derecesinden kaynaklandığı sonucuna varmışlar (230). Brosh ve ark. basınç altında polimerizasyonun mekanik özellikler (sertlik ve gerilme mukavemeti) üzerindeki etkisini incelemiş ve baskının malzemeden gözenekleri çıkarabildiğini, bunun da gerilme mukavemetinde %20, sertlik değerlerinde %15'e varan artışlara neden olduğunu rapor etmişlerdir (231).

#### **4.2.2.5. İndirekt Kompozitlerin Optik Özellikleri**

Kompozit rezinler, optik ve mekanik özelliklerinde diş yapılarına benzerlik, uygulama kolaylığı ve nispeten düşük maliyetlerinden dolayı estetik diş hekimliğinde geniş kullanılmaktadır. Son yıllarda yeni üretim teknolojilerinin gelişmesiyle kompozit rezin restorasyonların kalitesi iyileşmiş olsa da, kompozit rezin materyallerin renk değişimi uzun vadeli klinik çalışmalarda önemli bir sorun olarak kalmaya devam etmektedir (232,233). Renk stabilitesi kompozit seçim için önemli kriterlerden biridir ve restorasyonun uzun süreli estetiğini etkiler (234). Kompozit materyallerin renginin değişmesi çeşitli dışsal veya içsel faktörlerin sonucu olabilir. Literatürde üç tip renk değişikliği tanımlanmıştır:

- Plak birikmesi ve yüzey lekeleri nedeniyle dışsal renk değişimleri,
- Maddelerinin kompozit reçinelerin yüzeysel katmanına hafifçe nüfuz etmesi ve absorpsiyonu sonucu yüzeysel bozulma veya lekelenme ile karakterize yüzey altı renklenme,

- UV ışını, termal enerji veya nem tarafından tetiklenen, malzemenin yüzeyinde ve daha derin katmanlarında, kompozit matriks içindeki fizikokimyasal reaksiyonlara bağlı içsel renk değişimleri (235).

Rezin matriksin polimerizasyon süreci, doldurucu partikül yapısı ve boyutu, foto inisiyatörler ve dönüşüm yüzdesinin iç renklenmeler üzerine etkili olabilecekleri çeşitli çalışmalarda rapor edilmiştir (236,237). İlâveten kompozit materyallerde meydana gelen renk değişiklikleri reaksiyona girmemiş karbon çift bağlarındaki oksidasyon, kimyasal bozunma, su absorpsiyonu, dehidratasyon, sızıntı veya yüzey pürüzlülüğünden kaynaklanabilmektedir (238). Nihan ve ark. nanokompozitlerin yüzey pürüzlülüğü ve renk stabilitesi üzerine yaptığı çalışmalarında farklı polisaj tekniklerinin etkilerini değerlendirmiş ve daha küçük partikül büyüklüklü kompozitlerin renk değişimi göstermediğini belirtmiştir (239).

#### **4.3. Mekanik Test Yöntemleri**

Günümüz diş hekimliğinde sıklıkla kullanılan adezivlerin etkisinin değerlendirilmesi için farklı yöntemler kullanılmaktadır. En etkin yöntem klinik çalışmalar olsada uzun dönem takiplerinin zaman alıcı ve gerçekleştirilmesi zor olduğundan, *in vitro* bağlantı dayanım testleri diş hekimliğinde sıklıkla kullanılmaktadır (240,241).

Bağlanma dayanımının değerlendirilmesinde kullanılan testler örneklerin kontrollü şekilde kırılmasından elde edilen sonuçlar temel alınarak yapılandırılmıştır (242,243). Fakat hiçbir test tek başına ağızda oluşan kuvvetleri taklit etme yeteneğine sahip değildir. Çünkü çiğneme ile oluşan kuvvetler birçok yönde dağılarak farklı bileşenler oluşturmaktadır (244). Bağlanma dayanımı testleri adeziv-aderent arasındaki bağlantıyı bozarak başarısızlığa neden olan minimum kuvveti ölçer (241,245). Bağlanma dayanımının ölçülebilmesinde kullanılan test yöntemleri örnekler üzerinde oluşan gerilimlerin doğasına göre: bükme, burkulma, makaslama, çekme ve basma olarak sınıflandırılmıştır (243).

Çok sayıda değişkenin bağlanma dayanımı sonuçlarını etkileyeceği dikkate alınarak bu testler Uluslararası Standardizasyon Organizasyonu (ISO) tarafından standardize edilmeye çalışılmıştır. Bunu sağlamak için ISO tarafından 1994 yılında Dental Materyaller Diş Dokusuna Adezyon Testleri başlıklı bir döküman yayınlamıştır.

Böylelikle farklı üretici ve araştırmacıların dökümanda belirtilen prosedürleri takip ederek elde edilen verilerin standardizasyonu ve kıyaslanabilmesi hedeflenmiştir (241,246). ISO 11405 (2003)'e göre bağlanma dayanımı testleri çekme ve makaslama bağlanma dayanımı testi olarak ikiye ayrılır. Ancak son yıllarda daha küçük yüzeylerin değerlendirilmesini sağlayan mikro çekme bağlanma dayanımı testi ve dişlerdeki bölgesel değişikliklerin bağlanma direncine etkisini değerlendiren mikro-makaslama testleri kullanılmaktadır (241,245,247).

#### **4.3.1. Makaslama Bağlanma Dayanımı Testi**

Makaslama bağlanma dayanım testi tasarlandığından beri diş hekimliği için en çok kullanılan bağlanma testlerinden biri olmuş ve daha çok kullanılan bağlanma testi olduğu literatürde rapor edilmiştir (248–250). Makaslama bağlanma dayanımı testleri adeziv sistemin uygulandığı alana göre makro ve mikro makaslama olarak iki gruba ayrılır. Makro makaslama bağlanma dayanımı testinde adeziv uygulanan alanın 3 mm<sup>2</sup> den büyük olması gerekirken (243), mikro makaslama bağlanma dayanımı testinde adeziv uygulanan alan 1 mm<sup>2</sup> ile sınırlıdır (251).

Makaslama testi iki farklı materyalden oluşan örneklerin arasındaki bağlantıda ayrılma meydana gelene kadar 0,5 mm/dk. hızla makaslama kuvvetinin uygulandığı *in vitro* test yöntemidir. Birim alana düşen makaslama direnci uygulanan maksimum kuvvetin bağlantı yüzey alanına bölünmesi (pound/inch<sup>2</sup>, kg/cm<sup>2</sup> veya N/mm<sup>2</sup>) ile hesaplanarak Megapaskal (MPa)'a dönüştürülmektedir (252–254). Uygulanan kuvvetin hızı 1994 yılında yayınlanan ISO 11405 dokümanlarında 0,45-1,05 mm/dk, ISO 11405 (2003) dokümanlarında ise 0,75 ±0,30 mm/dk. olarak belirtilmiştir (255). Genellikle çalışmalarda uygulama hızı 0,5-1 mm/dk. olarak tercih edilmektedir. Makaslama bağlanma dayanımı testlerinin kolay ve hızlı sonuca gitme gibi avantajları olmasına rağmen (243) bağlanma yüzeylerinde homojen olmayan stres dağılımları (256) ve oluşan koheziv kırıkların beklenen sonuçtan daha düşük değerlerde elde edilmesi gibi dezavantajları vardır (253,254,257).

#### **4.3.2. Mikro Makaslama Testi**

Bağlantı direncinin değerlendirilmesi amacıyla sık kullanılan mekanik test yöntemlerinden bir diğeri ise mikro makaslama testidir. Bu test yöntemi 1mm<sup>2</sup> veya daha

küçük yüzey alanında makaslama bağ dayanımının ölçülmesi için kullanılır. Bu test yönteminde bağlanma yüzeyi çok küçük olduğundan geleneksel makaslama testinde ara yüzeylere uygulanan kuvvetler sonucu oluşan dağılık stres yayılımı, bağlanma alanının küçülmesi nedeniyle azalır (242,247). Kuvvetlerin materyalde eğilmelere sebep olmadan bağlanma ara yüzünde yoğunlaşması testin doğruluk şansını artırır (242,258). Avantajlarının yanı sıra numunelerin hazırlanması sırasında oluşan ısının ve titreşimin adeziv-adherent ara yüzeyinde ayrılmalar oluşturma ihtimalinin bulunması, aynı zamanda örneklerin hazırlanmasının çok zaman alması, gibi faktörler bu test metodunu seçmede önemlidir (259).

#### **4.3.3. Çekme Testi**

Bu test yöntemi test edilen örneğe her iki taraftan çekme kuvveti uygulanarak bağlantının başarısız olduğu anın kaydedilmesi prensibine dayanmaktadır. Çekme bağlanma dayanımı testlerinde materyalleri birbirinden ayırmak için ara yüz düzlemine dikey yönde çekme kuvveti uygulanır. Çekme testlerinde kuvvet dağılımının uniform olabilmesi için örneğin doğru konumlanması önemlidir. ISO 11405 (2003) dokümanlarında hem test işlemi hem de bağlanma işlemi esnasında sabitlemeyi güvenle sağlayacak özel enstrümanlar önerilmiştir (241,246,260). Ayrıca ISO 11405 (2003) dokümanlarında test için gerilim oluşturması önerilen standart çekme hızını  $0,75 \pm 0,30$  mm/dk. olarak belirtilmiştir. Bu test yönteminin örneklerin hazırlanma güçlüğü ve üst yapının dış yüzünde olası çatlakların gözlenmesi gibi dezavantajları bulunmaktadır. Çekme testlerinde örnek hazırlanırken ve test esnasında düzensiz gerilme dağılımlarına bağlı olarak üst yapıda koheziv kırılmalar ve mikro çatlaklar meydana gelebilmektedir ki bunlarda test sonuçlarını etkileyebilir (242,247).

#### **4.3.4. Mikro Çekme Testi**

1994 yılında Sano ve ark. tarafından geliştirilmiş mikro çekme bağlanma dayanımı testi, yüzey alanı  $1 \text{ mm}^2$  olan mikro barların iki ucundan yapıştırıldığı tablada, kopma meydana gelene kadar  $1 \text{ mm/dk.}$  hızla çekilerek bağlantı direncinin kaydedildiği in vitro test yöntemidir (261). Birim alana düşen gerilim direnci, uygulanan maksimum kuvvetin mikro barların yüzey alanına bölünmesi ile elde edilmektedir (262). Yaklaşık  $1 \text{ mm}^2$  bağlantı yüzey alanında ölçüm yapılan mikro çekme bağlanma dayanımı testi

bağlantı yüzeyinde daha homojen stres dağılımına ve daha doğru verilerin elde edilmesine olanak sağlar, fakat mikro çekme test örneklerinin yapım işlemlerinin zor olması, teknik hassasiyet, özel ekipman gerektirmesi, zaman alıcı olması ve 5 MPa'dan küçük bağlanma dayanımı değerlerinin ölçülmesinin zor olması gibi dezavantajları vardır (261,263).

#### **4.4. Yüzey Pürüzlülüğü Ölçüm Yöntemleri**

Dental materyallerin yüzey profilini incelemek ve değerlendirmek için çeşitli yöntemler kullanılmaktadır. Yüzeylerin incelenmesinde taramalı elektro mikroskopu gibi kalitatif metotların yanı sıra yüzey profili analizi gibi kantitatif metotlar da geniş şekilde kullanılmaktadır.

##### **4.4.1. Stereomikroskop**

Stereomikroskop ışık mikroskopundan farklı olarak sabit dürbün mantığı ile çalışan, 3 boyutlu görüntü elde etmeyi sağlayan bir mikroskop türüdür. Gözle görülen örneklerin düşük büyütmelerde incelenmesi amacı ile kullanılmaktadır. Bu mikroskop standart ışık mikroskopları ile karıştırılmamalıdır. Işık mikroskoplarında her iki göz de aynı görüntüyü görmekte ve açısal farklılık yaratılmamaktadır (264).

##### **4.4.2. Profilometre**

Yüzey pürüzlülüğünün incelenmesinde en çok kullanılan yöntem, seçilmiş alandaki bölge anatomisinin hassas bir uç ile taranmasıyla gerçekleştirilen yüzey profil analizidir. Profilometre cihazında, elmas tarayıcı bir uç, örnek yüzeyinde gezinirken elde edilen yüzey pürüzlülüğü bulguları dijital olarak hesaplanır ve kaydedilir. Yüzeylerin profilometre ile incelenmesinde Ra, Rz, Rpm ve Rz:Rpm gibi bir çok parametreler kullanılabilir (265,266). Ra (Average Roughness) parametresi yüzeyin ortalama pürüzlülüğünü tanımlar ve tüm pürüzlülük mesafesinin merkez çizgiye göre uzaklığı ölçülerek aritmetik ortalamasının alınmasıyla hesaplanır. Rz parametresi yüzeyde ölçüm yapılan mesafenin beş parçaya bölünmesi, her bir parçadaki en tepe nokta ve en derin nokta arasındaki farkın ortalamasının alınmasıyla elde edilir ve örnek yüzeyinin pürüzlülük derecesini tanımlamak amacıyla kullanılır (172).



#### 4.4.3. Atomik Kuvvet Mikroskobu (AFM)

1986 yılında geliştirilen ve yüzeyin üç boyutlu, detaylı topografik görüntülerini nanometrik çözünürlükte verebilen atomik kuvvet mikroskobu (AFM) yüzeylerin incelenmesinde geniş şekilde kullanılmaktadır (264). AFM'de çok hassas bir iğnenin yüzeyi taraması sonucunda atomlar arası kuvvetler nano newton hassasiyeti ile ölçülür ve bilgisayar ortamına aktarılan veriler, yazılım aracılığıyla derlenerek numunenin görüntüsü elde edilir (267). Yüzey değerlendirilmesi için kullanılan diğer mikroskobik tekniklerin aksine en önemli özelliği araştırılan örneğin iletken olmasını gerektirmemesidir (267,268). Ayrıca görüntü alma mekanizmasına bağlı olarak renklendirmeye, kurutmaya, ince filmle kaplamaya ve vakumlu bir ortama ihtiyaç yoktur (269). AFM üç boyutlu bir yüzey görüntüsü üzerinde incelemeye olanak sağlamakla birlikte yüzey pürüzlülüğü parametrelerini rakamsal olarak da verebilir (270). Fakat tek bir tarama görüntüsü verebilmesi, çözünürlüğünün düşük olması ve en fazla  $150 \mu\text{m}^2$  lik bir alandan görüntü alabilmesi gibi dezavantajları bulunmaktadır (271).

#### 4.4.4. Taramalı Elektron Mikroskobu (SEM)

Manfred von Ardenne öncülüğünde 1930'lı yıllarda geliştirilmiş SEM çok küçük bir alana odaklanan yüksek enerji demetli elektronlarla yüzeyin taranması prensibiyle çalışır. Diğer görüntüleme yöntemleriyle kıyaslandığında ayırım gücü, odak derinliği, görüntü birleştirme gibi birçok pozitif özelliklerinden dolayı araştırmalarda daha çok tercih edilmektedir (272). Günümüzde modern taramalı elektron mikroskoplarının ayırım gücü  $0,05 \text{ nm}$ 'ye kadar inmiş, büyütme miktarı 5-300000x arasında değişmektedir (273). Taranacak örneklerin işlemden önce belirli bir protokole göre hazırlanması gerekir. Örnekler kakodilat buffer solusyonunda %2,5 gluteralehit içinde sabitlenir. Daha sonra konsantrasyonu gittikçe arttırılan etanol içinde dehidratasyona tabi tutulur ve kimyasal kurutma yapılır. Alüminyum kalıplara oturtulan örnekler altın püskürtme aletiyle  $200 \text{ A}^\circ$  kalınlığında ince bir altın tabakası ile kaplanır (274,275). Tarama işleminde primer elektron demetinin örnek yüzeyindeki dış yörünge elektronları ile etkileşime girmesi sonucu yörüngelerinden atılan düşük enerjili sekonder elektronlar numune yüzeyinde toplanırlar (276). İkincil elektronların dedektorler tarafından tespit edilip toplanmasıyla yüzeyin topografisi, eksternal morfoloji, kimyasal kompozisyon, kristalin yapısı yüzey

bileşenleri ve yapısı hakkında bilgi sahibi olunabilir (277). İkincil elektronlar numune yüzeyinin 10 nm veya daha düşük derinliğinden geldiği için numunenin yüksek çözünürlüğe sahip topografik görüntüsünün alınmasında çok önemlidir. Örneklerin katı olmasını gerektirmesi, yatay uzunluğu maksimum 100 mm, vertikal uzunluğu 40 mm olan örneklerin analizi ve Hidrojen, Helyum, Lityum gibi çok hafif elementleri algılayamaması, SEM analiz yönteminin dezavantajlarını oluşturmaktadır (274).



## 5. GEREÇ VE YÖNTEM

Bu çalışmadaki laboratuvar aşamalar ve mekanik testler Kocaeli Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Protetik Diş Tedavisi araştırma laboratuvarında, Stereomikroskop görüntüleme ve SEM analizi ise Sakarya Üniversitesi Termal Sprey Araştırma ve Uygulama Laboratuvarında (TESLAB) gerçekleştirildi. Çalışma Kocaeli Üniversitesi Rektörlüğü Tarafından 2018/029 numaralı BAP projesi ile desteklenmiştir.

“İki Farklı Tip PEEK Materyalinin Kompozitle Bağlanma Dayanımının Değerlendirilmesi” konulu tez çalışmasının amacı, farklı yüzey pürüzlendirme işlemlerinin ve adeziv sistemlerin iki farklı tip PEEK ile indirekt kompozit rezin materyalin makaslama bağlanma dayanımı üzerine etkilerinin incelenmesidir. Çalışmamızda kullanılan materyaller Tablo 2’de, kullanılan cihazlar ise Tablo 3’de gösterilmiştir.

### Çalışma aşamaları:

- PEEK örneklerin CAD/CAM ile tasarlanıp, prefabrike bloklardan kesilerek elde edilmesi
- PEEK örneklerin 8\*8\*4 mm boyutlarında hazırlanması
- PEEK örneklerin akrilik silindirlere gömülmesi ve son polisaj işlemlerinin yapılması
- PEEK örneklerin yüzey pürüzlendirme işlemleri
- Yüzey işlemleri sonrasında yüzey pürüzlülük değerlerinin ölçümü
- SEM görüntülerinin alınması
- PEEK örneklere farklı adezivlerin uygulanması
- İndirekt kompozitlerin tepimi
- Makaslama bağlanma dayanımı ölçümünün yapılması
- Stereomikroskop ile kırılma tiplerinin incelenmesi
- İstatistiksel değerlendirme

**Tablo 2.** Çalışmada kullanılan materyaller

Malzeme	Ürün adı	Üretici firma	İçerik	Uygulama şekli	Lot No
PEEK	BioHPP	Bredent Senden Almanya	%20 seramik dolduruculu PEEK		455939
	Juvora	Juvora Ltd. Thornton Cleveleys, Lancastershire , İngiltere	Doldurucuz saf PEEK		J000102
Yüzey Pürüzlendirme	Piranha çözeltisi	Albar Kimya, Kocaeli, Türkiye	%98 Sülfürik asit : %30 Hidrojen peroksit=10:3	Her yüzeye 30sn. 100µL, 30 sn. yıkama	T078125
	Alüminyum oksit	Renfert, Hilzingen, Almanya	110 µm Alüminyum oksit (%99,5 Al <sub>2</sub> O <sub>3</sub> -%0,06 SiO <sub>2</sub> )	90° açılı, 0,4 MPa, 10 mm mesafe, 10 sn.	237654
Adeziv	Visio.Link	Bredent, Senden, Almanya	MMA, PETIA, ışık inisiyatörleri	1. PEEK yüzeyine bir fırça ile uygulanır 2. iki dk. kompozit fırınında polimerizasyon (Labolight DUO, GC)	171936
	Single Bond Universal	3M ESPE Seefeld, Almanya	MDP fosfat monomer, HEMA, doldurucular, etanol, su, aktivator, silan	1) Her yüzeye 20 sn. 2) 5 sn. hava kurutma 3) 10 sn. polimerizasyon. (Elipar S10, 3 M ESPE, Seefeld, Almanya)	665259
Kompozit rezin	SR Nexco dentin pasta	Ivoclar Vivadent, Schaan, Lixtenştayn	UDMA, Alifatik Dimetakrilat (%16,9) silikon dioksit (%19,8), multi-fonksiyonel rezin kopolimerleri (%62,9)	1) Işıklı sertleşme 20 sn.(Elipar S10; 3M ESPE; Seefeld, Almanya) 2) 5 dk.kompozit fırın. (Labolight DUO, GC)	X08247
	Crea.Lign dentin pasta	Bredent, Senden, Almanya	Bis-GMA, %50 nanoseramik	1) Işıklı sertleşme 20 sn.(Elipar S10; 3M ESPE; Seefeld, Almanya) 2) 5 dk.kompozit fırın. (Labolight DUO, GC)	164626

**Tablo 3.** Çalışmada kullanılan cihazlar

Micracut 151 hassas kesim cihazı	Metkon, Bursa, Türkiye
Dijital kumpas	Retta, İstanbul, Türkiye
Tegranim-20 cila makinesi	Struers, Ballerup, Danimarka
UT-206 ultrasonik makine	Sharp, Osaka, Japonya
Basic Master kuşlama cihazı	Renfert, Almanya
Sutronic S-series profilometre cihazı	Taylor/Hobson, Lester, İngiltere
Tescan Vegam SEM	Brno-Kohoutovice, Çek Cumhuriyeti
Labolight DUO kompozit fırını	GC, Avrupa
Elipar S10, LED ışık ünitesi	3 M ESPE, Almanya
Üniversal Test Cihazı	Shear Bond Tester, Bisco, ABD
M3B Stereomikroskop	Wild, Heerbrugg, İsviçre

### 5.1. PEEK Örneklerin Hazırlanması

Çalışmamızda kullanılan PEEK örnekler üretici firmadan temin edilmiş  $\varnothing 98,5$  \*24 mm boyutunda BioHPP (Bredent, Senden, Almanya) ve  $\varnothing 98,5$  \*18 mm boyutunda Juvora (Juvora Ltd. Lancastershire, İngiltere) prefabrike bloklardan CAD/CAM yardımıyla 4 mm kalınlığında dikdörtgenler şeklinde kazınarak hazırlandı (Resim 1).



**Resim 1.** Prefabrike PEEK blok görüntüsü ve CAD/CAM kesim tasarımı

### 5.1.1. PEEK Örneklerin Kesilmesi

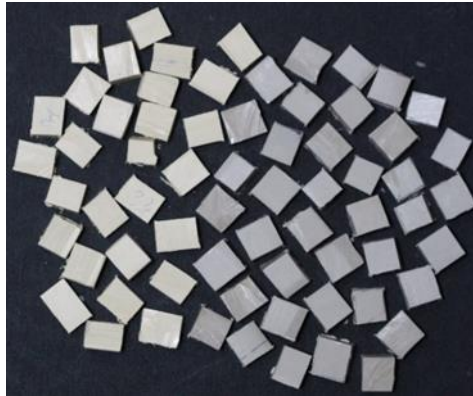
Dikdörtgen şeklindeki PEEK bloklardan Micracut 151 hassas kesim cihazı ile (Metkon Instruments Inc. Bursa Türkiye) su soğutması altında, 400 devir/dk. hızla kesici diskin (Diamond Wafering Blade, Buehler Ltd, Lake Bluff, IL, ABD) kalınlığı da hesaba katılarak her PEEK materyalinden 160 adet toplamda 320 adet 8 x 8 x 4 mm boyutlarında örnekler hazırlandı (Resim 2,3,4). Örnek boyutları dijital kumpas (Dijital Kumpas, Retta, İstanbul, Türkiye) ile ölçülerek kontrol edildi.



**Resim 2.** Dikdörtgen şeklinde kesilmiş PEEK bloklar



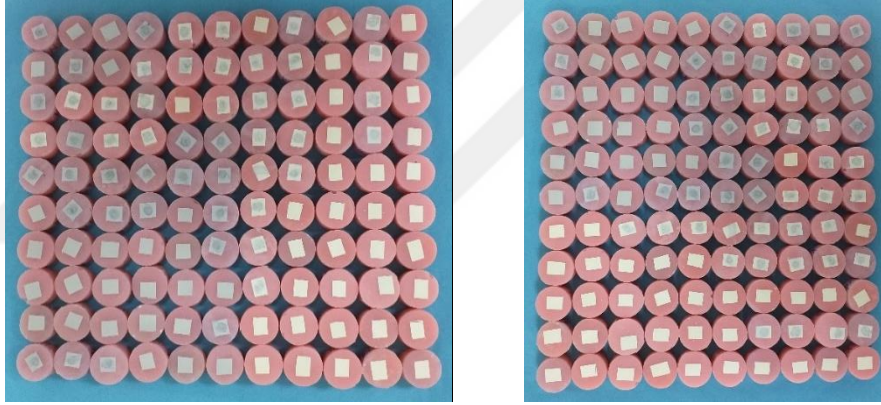
**Resim 3.** Micracut 151 hassa kesim cihazı görüntüsü



**Resim 4.** Micracut 151 cihazında kesilmiş örneklerin görüntüsü

### 5.1.2. PEEK Örneklerin Akrilik Silindirlere Gömülmesi ve Son Polisaj İşlemlerinin Yapılması

PEEK örnekler 22 mm çap ve 18mm yüksekliğinde üniversal test cihazının tutucu tablasına uygun formda hazırlanmış silikon kalıplardaki otopolimerizan akrilik reçineye (ScandiQuick, Scan-Dia, Hagen, Almanya) gömüldü ve üst kenarı akrilik reçineye yakın konumlandırıldı (Resim 5). Örnekler P 180'den P 2000'e kadar silisyum karbür (SiC) kağıtlarla (ScanDia Hans P. Tempelmann) su spreyi altında 25 N basınçla otomatik parlatma cihazında (Tegranim-20, Struers, Ballerup, Danimarka) 15 sn. boyunca parlatıldı (Resim 6). Daha sonra, tüm örnekler ultrasonik makinede (UT-206; Sharp, Osaka, Japonya) distile su ile 5 dk. boyunca üzerindeki artıklardan temizlendi (Resim 7) ve hava ile kurutularak yüzey işlemleri uygulanmak üzere hazır hale getirildi.



**Resim 5.** Otopolimerizan akrilik reçineye gömülmüş PEEK örnekler



**Resim 6.** Tegranim-20 otomatik parlatma cihazı görüntüsü



**Resim 7.** UT-206 ultrasonik makine görüntüsü

### **5.1.3. PEEK Örneklerin YüzeY Pürüzlendirme İşlemleri**

BioHPP ve Juvora bloklardan elde edilen örnekler her grupta 40 örnek olacak şekilde rastgele 4 gruba ayrılarak farklı yüzeY işlemleri uygulandı (n=40/grup).

1. Grup: Kontrol grubu
2. Grup: Kuşlama grubu
3. Grup: Asitleme grubu
4. Grup: Kuşlama ve asitleme grubu

#### **5.1.3.1. Kontrol Grubu**

Herhangi bir yüzeY pürüzlendirme işleminin yapılmamış BioHPP ve Juvora PEEK örnekler kontrol grubu olarak kullanılmıştır (Resim 8).



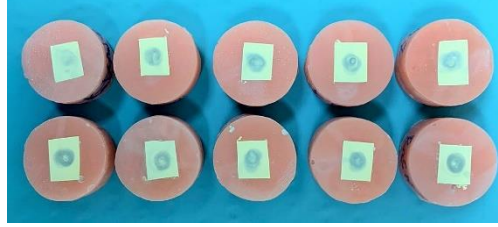
**Resim 8.** Kontrol grubu PEEK alt yapı örnekleri

#### **5.1.3.2. Kuşlama Grubu**

BioHPP ve Juvora PEEK örneklerin bağlantı yüzeYleri 110 µm (Renfert, Hilzingen, Almanya) partikül büyüklüğüne sahip Al<sub>2</sub>O<sub>3</sub> partikülleri ile 4 MPa bar



basınçta 10 mm'lik mesafeden 10 sn. süreyle kumlama cihazında (Basic Master, Renfert, Almanya) kumlanarak pürüzlendirildi (Resim 9).



**Resim 9.** Kumlama uygulanmış PEEK altyapı örnekleri

### 5.1.3.3. Asitleme Grubu

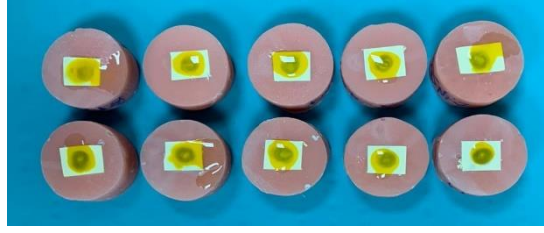
BioHPP ve Juvora PEEK örneklerin bağlantı yüzeylerine mikropipet yardımıyla 100µl piranha asit çözeltisi (10:3 oranında %98 sülfürik asit + %30 hidrojen peroksit karışımı) uygulandı ve 30 sn. pürüzlendirildi. Ardından örnekler 30 sn. deiyonize su ile yıkandı (Resim 10).



**Resim 10.** Asit uygulanmış PEEK altyapı örnekleri

### 5.1.3.4. Kumlama+Asitleme Grubu

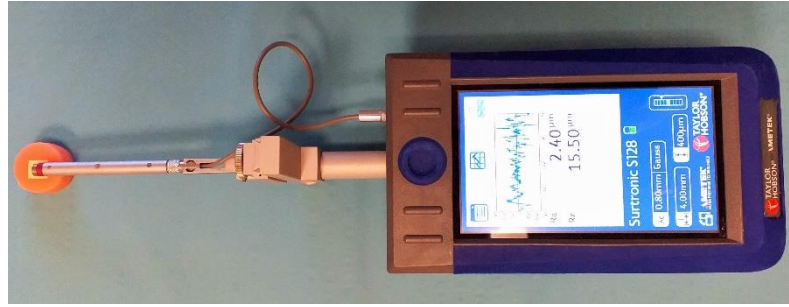
BioHPP ve Juvora PEEK örneklerin bağlantı yüzeyleri 110 µm (Renfert, Hilzingen, Almanya) tane büyüklüğüne sahip Al<sub>2</sub>O<sub>3</sub> partikülleri ile 4 MPa bar basınçta 10 mm'lik mesafeden 10 sn. süreyle kumlama cihazında (Basic Master, Renfert, Almanya) kumlanarak pürüzlendirildi. Ardından piranha asit solüsyonu ile (10:3 oranında %98 sülfürik asit ve %30 hidrojen peroksit karışımı) 30 sn. asitlenerek pürüzlendirme işlemi tamamlandı. Ardından örnekler ve 30 sn. distile su ile yıkandı (Resim 11).



**Resim 11.** Kumlama+asit uygulanmış PEEK alt yapı örnekleri

#### 5.1.4. Yüzey İşlemleri Sonrasında Yüzey Pürüzlülük Değerlerinin Ölçümü

Yüzey işlemleri tamamlanan tüm PEEK alt yapı örnekler ultrasonik makinede (UT-206; Sharp, Osaka, Japonya) distile su ile 5'er dk. süreyle temizlendi ve yağ içermeyen hava spreyi ile kurutuldu. Tüm PEEK numunelerinin yüzey pürüzlülüğü Kocaeli Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Protetik Diş Tedavisi A.D. araştırma laboratuvarında bulunan profilometre cihazı (SUTRONIC S-series, Taylor/Hobson, Lester, İngiltere) kullanılarak incelendi. Elmas ölçüm ucu 90 derece, çapı 2 mikrondu. Her numuneden 5 ölçüm (dikey olarak 3 ve yatay olarak 2) yapıldı. Her numuneden elde edilen değerlerin ortalamaları alınarak ortalama pürüzlülük değeri (Ra) hesaplandı (Resim 12).



**Resim 12.** SURTRONIC-S profilometre cihazının görüntüsü

#### 5.1.5. SEM Analizi

BioHPP ve Juvora örneklere yüzey işlemleri uygulandıktan sonra her gruptan bir örnek SEM görüntüsü almak için belirlendi. SEM analizi Sakarya Üniversitesi Termal Sprey Araştırma ve Uygulama Laboratuvarında bulunan (TESLAB) Taramalı Elektron Mikroskop (Tescan Vegam, Brno-Kohoutovice, Çek Cumhuriyeti) ile gerçekleştirildi. SEM analizi için alüminyum blok üzerine yerleştirilen örneklerin yüzeyi yaklaşık 15 nm kalınlığında iletken altın alaşımli nano parçacıklarla (BAL-TEC AG, Lihtenştayn)

kaplandı. 250x, 500x, 1000x ve 2500x büyütmelerde yüzey görüntüleri incelenerek kaydedildi (Resim 13).



**Resim 13.** VegaM Tescan Elektron mikroskobunun görüntüsü

## 5.2. PEEK Örnekler Farklı Adezivlerin Uygulanması

Yüzey işlemleri uygulanmış BioHPP ve Juvora PEEK örnekler uygulanan adeziv materyaline göre iki gruba ayrılarak yarısına Visio.Link diğer yarısına Single Bond Universal uygulanmıştır (n=20/grup).

### 5.2.1. Visio.Link

Visio.Link PEEK örneklerin üzerine tek kullanımlık bir fırçayla üretici firmanın talimatlarına uygun olarak 5 sn. süreyle uygulandı. Hava ile kurutulduktan sonra 220 mw/cm<sup>2</sup>lik bir ışık yoğunluğunda ve 370–500 nm dalga boyuna sahip laboratuvar fırınında (Labolight DUO, GC, Avrupa) 120 sn. ışınlandı (Resim 14).



**Resim 14.** Visio.Link primer'in görüntüsü

### 5.2.2. Single Bond Universal

Single Bond Universal PEEK örneklerin üzerine tek kullanımlık bir fırçayla üretici firmanın talimatlarına uygun olarak 10 sn. süreyle uygulandı. Ardından yaklaşık 5 sn. hava akışıyla kurutulup LED ışık ünitesi (Elipar S10, 3 M ESPE, Almanya) kullanarak 5 mm mesafeden 10 sn. polimerize edildi (Resim 15).



**Resim 15.** Single Bond Universal primer'in görüntüsü

### 5.3. İndirekt Kompozitlerin Tepimi

Adeziv uygulanmış BioHPP ve Juvora PEEK örnekler için iki farklı tip (Crea.Lign ve SR Nexco) indirekt rezin kompozit tepimi gerçekleştirilmiştir (Resim 16). Oluşan çalışma grupları grup kısaltmaları ve örnek sayıları Tablo 4'de gösterilmiştir.



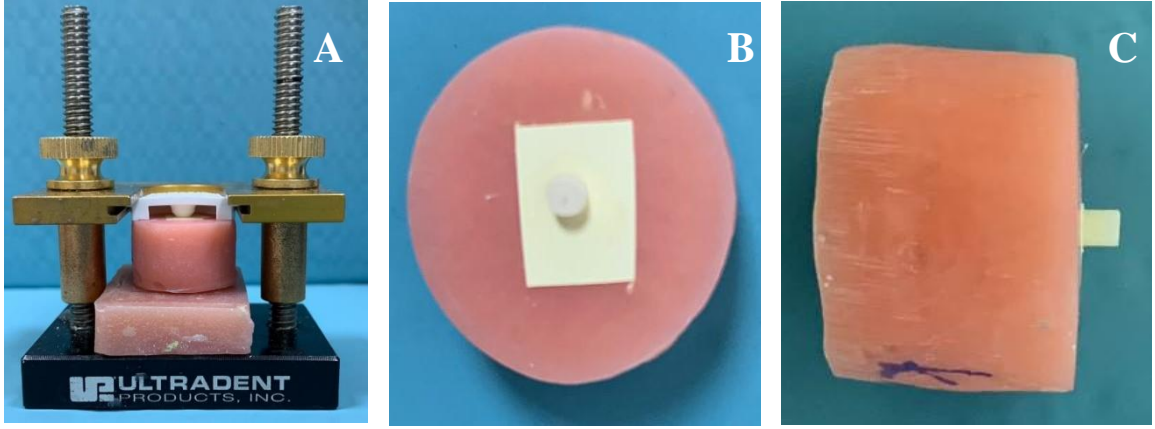
**Resim 16.** Crea.Lign ve SR Nexco dentin pasta görüntüsü

**Tablo 4.** Çalışma grupları ve kısaltmaları

<b>Grup Kısaltmaları</b>	<b>BioHPP/Juvora Çalışma Grupları</b>	<b>Örnek Sayısı</b>
<b>KnVC</b>	Kontrol + Visio.Link + Crea.Lign	10
<b>KnVN</b>	Kontrol + Visio.Link + SR Nexco	10
<b>KnSC</b>	Kontrol + Single Bond + Crea.Lign	10
<b>KnSN</b>	Kontrol + Single Bond+ SR Nexco	10
<b>KVC</b>	Kumlama + Visio.Link + Crea.Lign	10
<b>KVN</b>	Kumlama +Visio.Link + SR Nexco	10
<b>KSC</b>	Kumlama + Single Bond + Crea.Lign	10
<b>KSN</b>	Kumlama + Single Bond + SR Nexco	10
<b>AVC</b>	Asit + Visio.Link + Crea.Lign	10
<b>AVN</b>	Asit + Visio.Link + SR Nexco	10
<b>ASC</b>	Asit + Single Bond + Crea.Lign	10
<b>ASN</b>	Asit + Single Bond + SR Nexco	10
<b>KAVC</b>	Kumlama + Asit + Visio.Link + Crea.Lign	10
<b>KAVN</b>	Kumlama + Asit +Visio.Link+SR Nexco	10
<b>KASC</b>	Kumlama + Asit + Single Bond+Crea.Lign	10
<b>KASN</b>	Kumlama + Asit +Single Bond+SR Nexco	10

Kompozit uygulanmasında iç çapı 2,3 mm ve yüksekliği 3 mm olan silindir şeklinde biçimlendirilmiş kalıp (Ultradent) kullanılmıştır. Kalıp PEEK numune yüzeyine yerleştirilmiş ve indirekt rezin kompozit tepildikten sonra LED ışık ünitesi kullanarak (Elipar S10, 3 M ESPE, Almanya) 20 sn. boyunca ışıkla sertleştirildi. Numuneler final polimerizasyon için üretici firma talimatlarına uygun şekilde 190 ila 220 mw/cm<sup>2</sup> dalga boyuna sahip polimerizasyon fırınında (Labolight DUO, GC,) standart program

kullanılarak 5 dk. süre ile polimerize edildi (Resim 17 A, B, C). Daha sonra tüm örnekler 24 saat boyunca 37°C’de damıtılmış su içinde bekletildi.



**Resim 17.** A: Kompozit tepim kalıbı, B ve C: Kompozit tepilmiş PEEK numune görüntüsü

#### 5.4. Bağlanma Dayanımı Ölçümü

Bağlanma dayanımı testleri Üniversal Test Cihazı (Shear Bond Tester, Bisco, ABD) ile gerçekleştirilmiştir. Örnekler numune tutucuya sabitlendikten sonra yapışkan ara-yüzeyine paralel olacak şekilde 0,5 mm/dk. hızla kuvvet uygulandı. Başarısızlığa neden olan maksimal kuvvetler Newton (N) cinsinden kaydedildi (Resim 18). Makaslama kuvveti elde edilen kuvvetin bağlantı alanına (4,15mm<sup>2</sup>) bölünmesi ile MPa olarak hesaplandı (Makaslama=N/A).



**Resim 18.** Bağlanma dayanımı ölçüm görüntüsü

## 5.5. Stereomikroskop ile Başarısızlık Tiplerinin İncelenmesi

Örneklerin kırık yüzeyleri 35x büyütmede stereomikroskopla (M3B, Wild, Heerbrugg, İsviçre) incelenerek başarısızlık tipleri değerlendirildi. Başarısızlık tipleri adeziv, koheziv ve miks olarak sınıflandırılmıştır.



Resim 19. Stereomikroskop görüntüsü

## 5.6. İstatistiksel Değerlendirme

İstatistiksel analizler için NCSS (Number Cruncher Statistical System) 2007 (Kaysville, Utah, USA) programı kullanıldı. Çalışma verileri değerlendirilirken tanımlayıcı istatistiksel metotlar (ortalama, standart sapma, medyan, frekans, yüzde, minimum, maksimum) kullanıldı. Normal dağılım gösteren değişkenlerin iki grup karşılaştırmalarında Student t testi; normal dağılım göstermeyen değişkenlerin iki grup karşılaştırmalarında Mann Whitney U testi kullanıldı. Normal dağılım gösteren üç ve üzeri grupların karşılaştırmalarında Oneway ANOVA test ve ikili karşılaştırmalarında Bonferroni test; normal dağılım göstermeyen üç ve üzeri grupların karşılaştırmalarında Kruskal Wallis testi ve ikili karşılaştırmalarında Bonferroni-Dunn testi kullanıldı. Bağlanma dayanımı ve pürüzlendirme arasındaki korelasyonun değerlendirilmesinde Spearman's korelasyon analizi kullanıldı. Niteliksel verilerin karşılaştırılmasında ise Pearson Ki-Kare testi ve Fisher's Exact testi kullanıldı. Anlamlılık en az  $p < 0,05$  düzeyinde değerlendirildi.



## 6. BULGULAR

### 6.1. Yüzey Pürüzlülük Değerlerinin Karşılaştırılması

Yüzey işlemleri uygulandıktan sonra kaydedilen “ $\mu\text{m}$ ” cinsinden ortalama yüzey pürüzlülük değerleri istatistiksel olarak normal dağılım göstermediğinden BioHPP ve Juvora materyallerinin ikili karşılaştırmaları Mann Whitney U testi, pürüzlendirme grupları arasındaki karşılaştırmalar Kruskal Wallis testi kullanılarak analiz edilmiştir.

BioHPP örneklerde asit ile pürüzlendirilen örnekler ( $3,46\pm 0,75$ ) en yüksek pürüzlülük değerleri gösterirken ( $p<0,01$ ), en düşük pürüzlülük değerleri hiçbir yüzey işlemi yapılmamış kontrol grubu örneklerinden ( $0,55\pm 0,08$ ) elde edilmiştir. Kumlama ( $1,62\pm 0,22$ ) ve kumlama+asitleme ( $1,61\pm 0,31$ ) ile pürüzlendirilen örneklerde kontrol grubundan anlamlı derecede yüksek değerler elde edilirken ( $p<0,01$ ), kendi aralarında istatistiksel anlamlı farklılık saptanmamıştır ( $p>0,05$ ).

Juvora örneklerde asit ile pürüzlendirilen örnekler ( $2,72\pm 0,60$ ) en yüksek pürüzlülük değerleri gösterirken ( $p<0,01$ ), en düşük pürüzlülük değerleri hiçbir yüzey işlemi yapılmamış kontrol grubu örneklerinden ( $0,63\pm 0,18$ ) elde edilmiştir. Kumlama ( $1,66\pm 0,20$ ) ve kumlama+asitleme ( $1,67\pm 0,30$ ) ile pürüzlendirilen örneklerde kontrol grubundan anlamlı derecede yüksek değerler elde edilirken ( $p<0,01$ ), kendi aralarında istatistiksel anlamlı farklılık saptanmamıştır ( $p>0,05$ ). PEEK örneklere yüzey işlemleri yapıldıktan sonra yüzey pürüzlülük değerleri Tablo 5’de gösterilmektedir.

BioHPP ve Juvora materyallerinin ikili karşılaştırmasında; Asitleme grubunda BioHPP örnekler Juvora örneklere kıyasla istatistiksel olarak anlamlı düzeyde yüksek pürüzlülük değerleri göstermiştir ( $p<0,01$ ). Kontrol, kumlama ve kumlama + asitleme grubunda; BioHPP ve Juvora örneklerin yüzey pürüzlülük değerleri arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılık tespit edilmemiştir ( $p>0,05$ ). Kullanılan PEEK materyallerine göre yüzey pürüzlülük değerlerinin karşılaştırılması Şekil 4’de gösterilmiştir.



**Tablo 5.** Pürüzlülük değerlerinin karşılaştırması

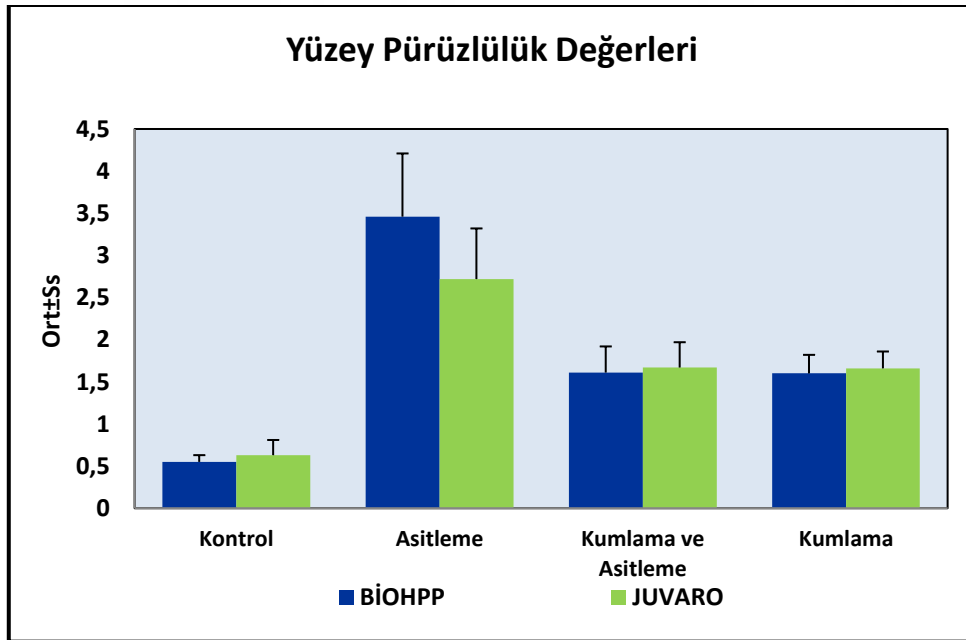
Pürüzlendirme grupları	Yüzey Pürüzlülük Değerleri				p	Post-Hoc
	<sup>1</sup> BioHPP		<sup>2</sup> Juvora			
	Min-Mak (Medyan)	Ort±Ss	Min-Mak (Medyan)	Ort±Ss		
<sup>1</sup> Kontrol	0,4-0,8 (0,5)	0,55±0,08	0,4-1,2 (0,6)	0,63±0,18	<b>0,048*</b>	1<2
<sup>2</sup> Asitleme	2,2-5,1 (3,4)	3,46±0,75	1,6-4,6 (2,5)	2,72±0,60	<b>0,001**</b>	2<1
<sup>3</sup> Kumlama+Asit	1,2-2,3 (1,6)	1,61±0,31	1,2-2,5 (1,7)	1,67±0,30	<b>0,281</b>	-
<sup>4</sup> Kumlama	1-2,3 (1,6)	1,62±0,22	1,3-2,1 (1,6)	1,66±0,20	<b>0,438</b>	-
	<i>p</i>	Post-Hoc	<i>p</i>	Post-Hoc		
	<b>0,001**</b>	1<2, 3, 4 3, 4<2	<b>0,001**</b>	1<2, 3, 4 3, 4<2		

<sup>c</sup> Kruskal Wallis Test

<sup>d</sup> Mann Whitney U Test

\*p<0,05

\*\*p<0,01

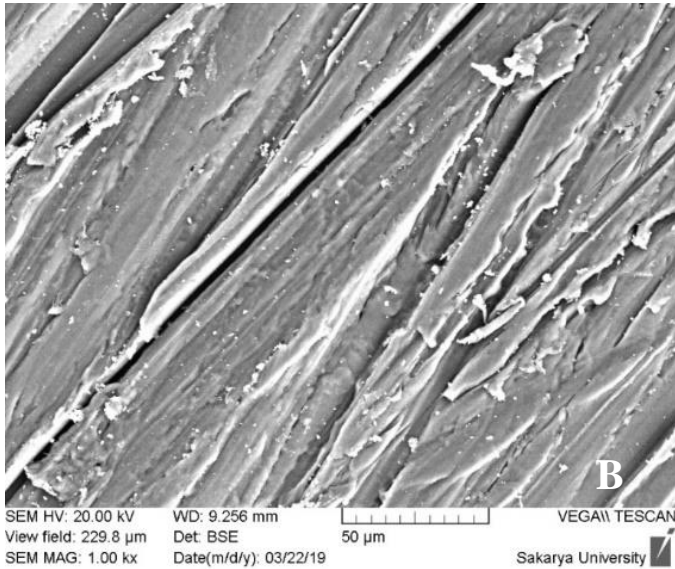
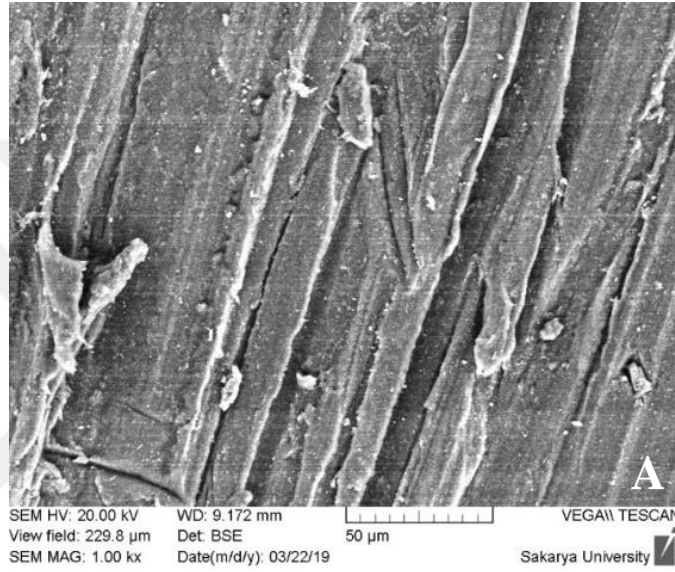


**Şekil 4.** Kullanılan PEEK materyallerine göre yüzey pürüzlülük değerleri

## 6.2. SEM Analizi

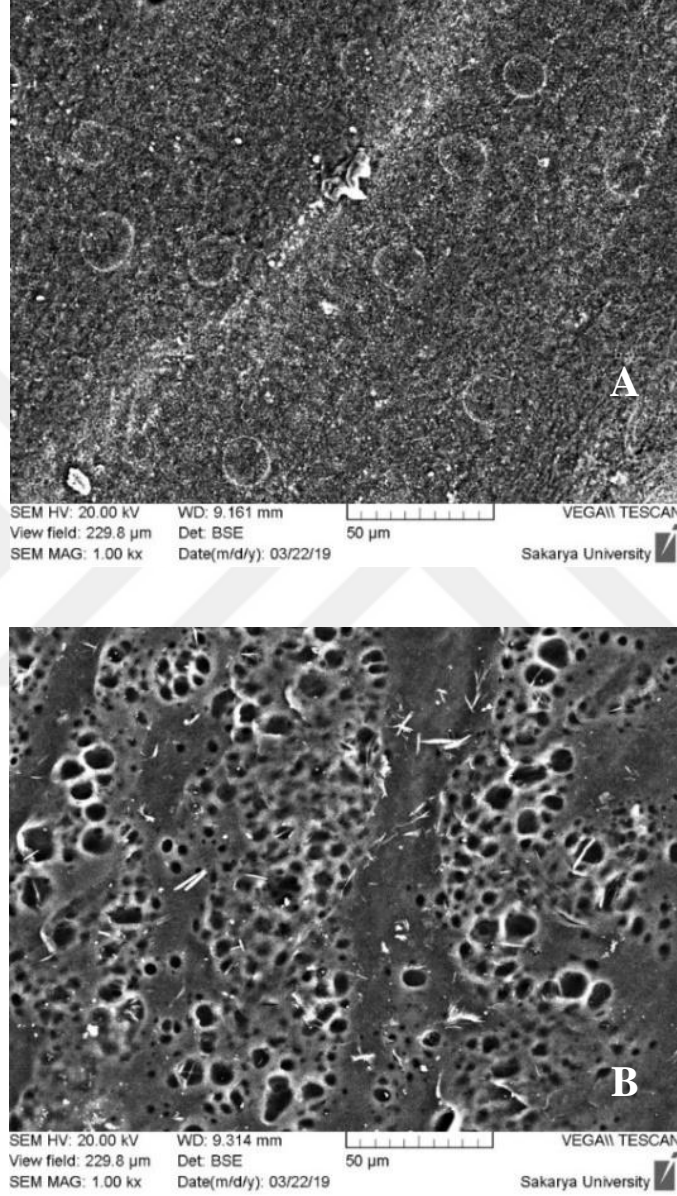
PEEK örneklere yapılan yüzey işlemlerini takiben, her gruptan bir adet örnek belirlenerek, elektron mikroskobu altında yüzey özellikleri ve yüzeydeki değişimler incelendi. İncelenen görüntüler 250, 500, 1000, 2500 kat büyütmeyle kaydedildi.

Kontrol grubundaki PEEK örneklerin yüzeylerinde zımparalama işlemi sonucu oluşan çizik ve olukların yanı sıra yüzeyden kopan küçük PEEK talaşları gözlemlendi. Kontrol grubu SEM görüntüleri Resim 20'de gösterilmiştir.



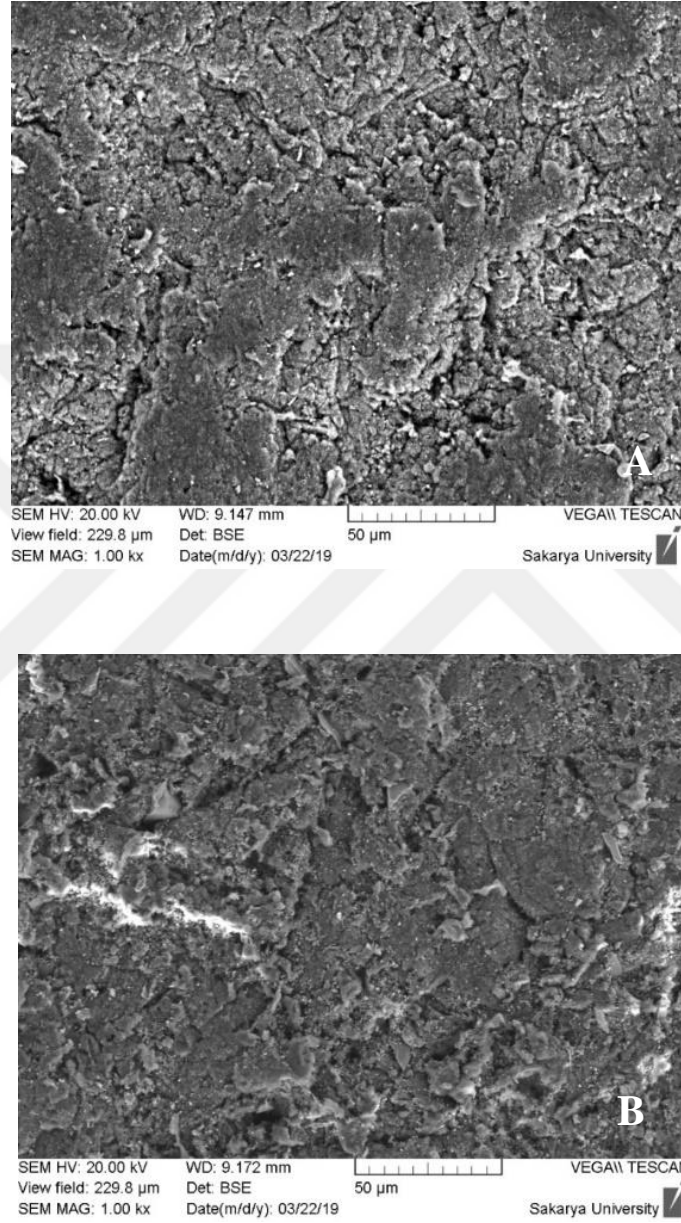
**Resim 20. A:** Kontrol grubu BioHPP örneklerin SEM görüntüsü (1000× büyütme)  
**B:** Kontrol grubu Juvora örneklerin SEM görüntüsü (1000× büyütme)

Asitleme grubu PEEK örneklerin yüzeyinde sayısız mikro gözenekli alanlar izlenmiştir. BioHPP örneklerde daha az gözenekli alanlar ve seramik parçacık izlenirken Juvora örneklerde petek yapılı görünüm gözlenmiştir. Asitle pürüzlendirme grubu SEM görüntüleri Resim 21’de gösterilmiştir.



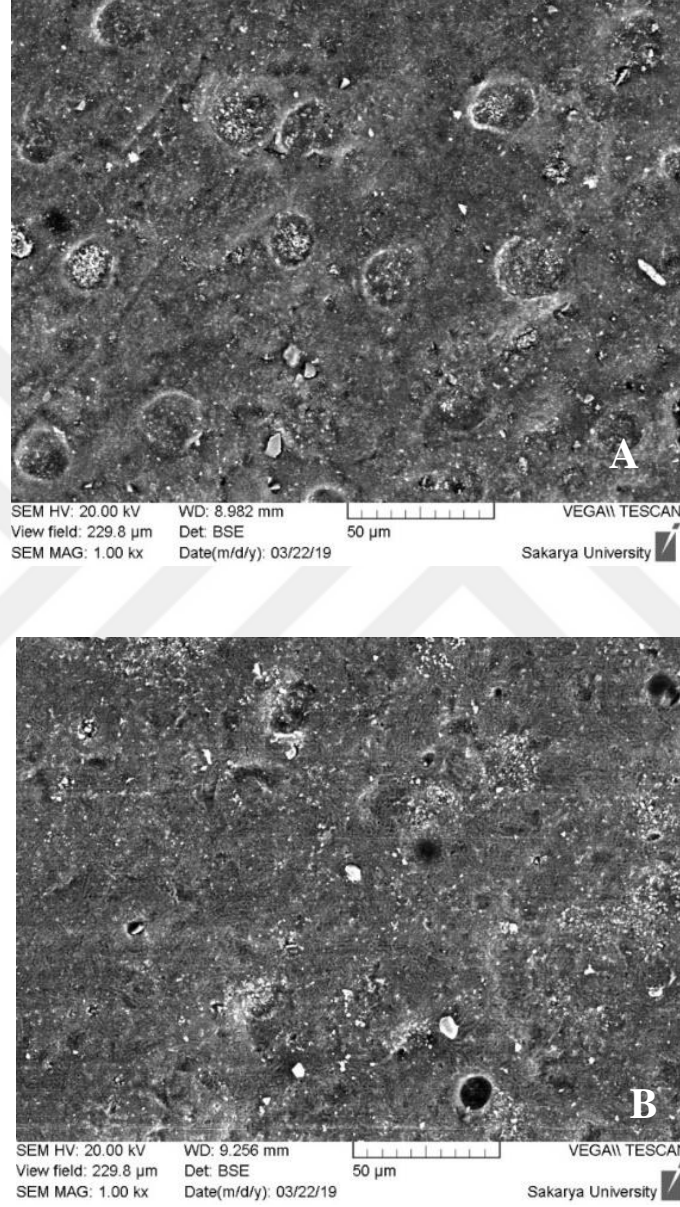
**Resim 21. A:** Piranha asit ile pürüzlendirilen BioHPP örneğin SEM görüntüsü  
**B:** Piranha asit ile pürüzlendirilen Juvora örneğin SEM görüntüsü (1000x büyütme)

Kumlama grubunda, asitleme grubundaki gözenekli yüzeyden farklı olarak girintili ve çıkıntılı bir yüzey gözlenmiştir. Bu rölyef BioHPP örneklerle kıyasla Juvora örneklerde daha keskin gözlenmektedir. Kumlama grubu SEM görüntüleri Resim 22’de gösterilmiştir.



**Resim 22. A:** 110 µm’lik Al<sub>2</sub>O<sub>3</sub> ile kumlanan BioHPP örneğin SEM görüntüsü  
**B:** 110 µm’lik Al<sub>2</sub>O<sub>3</sub> ile kumlanan Juvora örneğin SEM görüntüsü (1000×büyütme)

Kumlama+asit grubunda PEEK örneklerin yüzeyinde kumlama grubundan farklı bir yüzey yapısı izlenmiştir. BioHPP örneklerde küçük çatlakların yanı sıra geniş gözenekli alanlar gözlemlenirken Juvora örneklerde daha az pöröz alanlar gözlenmektedir. Kumlama+asit grubu SEM görüntüleri Resim 23’de gösterilmiştir.



**Resim 23. A:** Kumlama+asit uygulanmış BioHPP örneğin SEM görüntüsü  
**B:** Kumlama +asit uygulanmış Juvora örneğin SEM görüntüsü (1000×büyütme)

### 6.3. Makaslama Değerlerinin Karşılaştırılması

İki farklı adezivin 4 farklı yüzey işlemi uygulanmış PEEK yüzeyine bağlanma kuvveti Newton cinsinden kaydedildi. Elde edilen bu değerler yapışma yüzeyinin alanı olan 4,15 mm<sup>2</sup>'ye bölünerek MPa'a çevrilmiştir. Test edilen gruplarda veriler normal dağılım gösterdiğinden tek yönlü varyans analizi (ANOVA) ile değerlendirilirken ikili karşılaştırmalarda Bonferroni testi kullanıldı. Çalışmanın sonuçlarına göre yüzey pürüzlendirme yöntemleri ve adeziv kompozit kombinasyonu uygulaması bağlanma dayanımı değerlerine anlamlı derecede pozitif yönlü etki etmiştir (p<0,01).

#### 6.3.1. Yüzey Pürüzlendirme Gruplarına Göre Bağlanma Dayanımı Değerlerinin Karşılaştırılması

BioHPP numunelerde, asit (19,51±3,37 MPa) ve kuşlama (18,50±2,38 MPa) ile pürüzlendirilen örnekler en yüksek ortalama bağlanma dayanımı değerleri gösterirken (p<0,01), iki grup arasında istatistiksel anlamlı bir farklılık bulunamamıştır. İşlem yapılmamış kontrol grubu (10,54±1,41 MPa) örnekler en düşük ortalama bağlanma dayanımı değeri göstermiştir (p<0,01). Kuşlama+asitleme (16,68±3,69 MPa) ile pürüzlendirilmiş örneklerden anlamlı derecede yüksek değerler elde edilmiştir. BioHPP örneklerin pürüzlendirme gruplarına göre ortalama bağlanma dayanımı değerleri Tablo 6'da ayrıntılı gösterilmektedir.

**Tablo 6.** BioHPP örneklerin ortalama bağlanma dayanımı değerleri

Pürüzlendirme Grupları	N	Ortalama±Ss MPa	Median	Min	Max
Kontrol	40	10,54±1,41 <sup>a</sup>	10,3	8,3	14,6
Asitleme	40	19,51±3,37 <sup>b</sup>	20,9	13,6	24,2
Kuşlama +Asitleme	40	16,68±3,69 <sup>c</sup>	15,6	12	24,2
Kuşlama	40	18,50±2,38 <sup>b</sup>	18,1	14,9	23,9

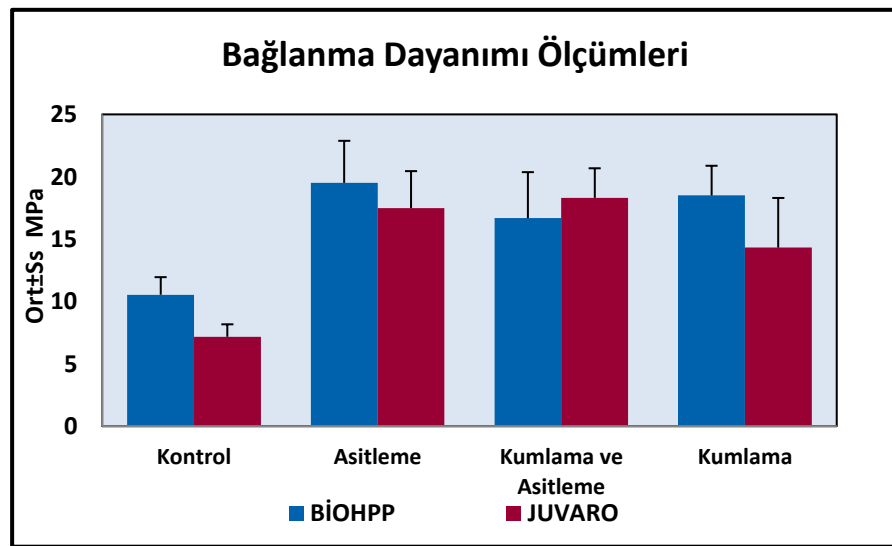
Juvora numunelerde asit (17,49±2,96 MPa) ve kuşlama+asitleme (18,31±2,37 MPa) ile pürüzlendirilen örnekler en yüksek ortalama bağlanma dayanımı değerleri gösterirken (p<0,01), iki grup arasında istatistiksel anlamlı bir farklılık bulunmamıştır.

İşlem yapılmamış kontrol grubu ( $7,17 \pm 1,00$  MPa) örnekler en düşük bağlama dayanımı değeri göstermiştir ( $p < 0,01$ ). Kumlama ( $14,32 \pm 3,98$  MPa) ile pürüzlendirilmiş örneklerden anlamlı derecede yüksek değerler elde edilmiştir. Juvora örneklerin pürüzlendirme gruplarına göre ortalama bağlanma dayanımı değerleri Tablo 7’de ayrıntılı gösterilmektedir.

**Tablo 7.** Juvora örneklerin ortalama bağlanma dayanımı değerleri

Pürüzlendirme Grupları	N	Ortalama $\pm$ Ss MPa	Median	Min	Max
<b>Kontrol</b>	40	$7,17 \pm 1,00^a$	7,3	5,4	9
<b>Asitleme</b>	40	$17,49 \pm 2,96^b$	16,6	13	23,6
<b>Kumlama +Asitleme</b>	40	$18,31 \pm 2,37^b$	18,6	13,8	22,6
<b>Kumlama</b>	40	$14,32 \pm 3,98^c$	13,9	8,6	22,5

BioHPP ve Juvora örneklerin ikili karşılaştırmalarında kontrol, asitleme ve kumlama gruplarında BioHPP örnekler daha yüksek ortalama bağlanma değerleri gösterirken, kumlama+asitleme grubunda BioHPP ve Juvora örneklerin ortalama bağlanma değerlerinde istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık saptanmamıştır. BioHPP ve Juvora örneklerin pürüzlendirme gruplarına göre ortalama bağlanma dayanımı değerleri ikili karşılaştırmaları Şekil 5’de ayrıntılı gösterilmektedir.



**Şekil 5.** Pürüzlendirme gruplarına göre ortalama bağlanma dayanımı değerleri

### 6.3.2. Adeziv Kompozit Uygulamasına Göre Bağlanma Dayanımı Değerlerinin Karşılaştırılması

**Tablo 8.** Çalışma gruplarına göre bağlanma dayanımı değerlerinin dağılımı

Çalışma Grupları	Bağlanma dayanımı							
	BioHPP				Juvora			
	Min-Mak (Medyan)	Ort±Ss	<sup>a</sup> p	Post Hoc	Min-Mak (Medyan)	Ort±Ss	<sup>a</sup> p	Post Hoc
<b>KnVC</b>	9,1-11,7 (9,6)	10,14±1,11	0,001**	1, 3,4<2 4<3	7,4-9 (7,9)	8,06±0,54	0,001**	3<1, 2, 4 4<1
<b>KnVN</b>	11-14,6 (11,9)	12,31±1,23			6,9-8,4 (7,6)	7,65±0,52		
<b>KnSC</b>	9,2-11,6 (10,3)	10,30±0,68			5,4-6,5 (6)	5,95±0,36		
<b>KnSN</b>	8,3-10,3 (9,6)	9,43±0,59			5,4-8,1 (6,9)	7,03±0,92		
<b>AVC</b>	19,6-22,7 (21,6)	21,41±1,05	0,001**	3<1, 2, 4 4<2	16,7-19,9 (18,7)	18,67±0,93	0,001**	1, 3, 4<2 3, 4<1
<b>AVN</b>	20,1-24,2 (22,4)	22,55±1,22			18,9-23,6 (21,7)	21,46±1,44		
<b>ASC</b>	13,6-18,1 (16,8)	16,82±0,83			13,4-16,5 (14,9)	15,05±0,81		
<b>ASN</b>	14,6-21,9 (20,3)	19,37±2,51			13-15,8 (14,9)	14,81±0,84		
<b>KAVC</b>	12-14,8 (12,9)	12,95±0,84	0,001**	1<2, 3, 4 3<2, 4 3<4	15,3-19,3 (17,9)	17,52±1,36	0,001**	1, 3, 4<2 3<1, 4
<b>KAVN</b>	13,4-17,7 (14,6)	14,93±1,29			19,6-22,6 (21,7)	21,36±1,13		
<b>KASC</b>	13,8-19,4 (17,1)	16,74±1,70			13,8-17,2 (15,8)	15,54±0,96		
<b>KASN</b>	19,6-24,2 (22,5)	22,09±1,54			17,1-19,9 (18,8)	18,81±0,74		
<b>KVC</b>	17,2-20,5 (18,6)	18,62±1,37	0,001**	1, 3, 4<2 3<1, 4	14,1-18,6 (16,2)	16,28±1,30	0,001**	1, 3, 4<2 3, 4<1 3<4
<b>KVN</b>	19,9-23,9 (21,2)	21,58±1,52			17,3-22,5 (19,3)	19,37±1,66		
<b>KSC</b>	14,9-17,5 (15,9)	16,65±0,72			8,6-11,5 (9,5)	9,81±0,94		
<b>KSN</b>	16,1-19,9 (18,1)	17,93±1,07			10,1-13,7 (11,9)	11,81±1,04		

<sup>a</sup>Oneway ANOVA Test

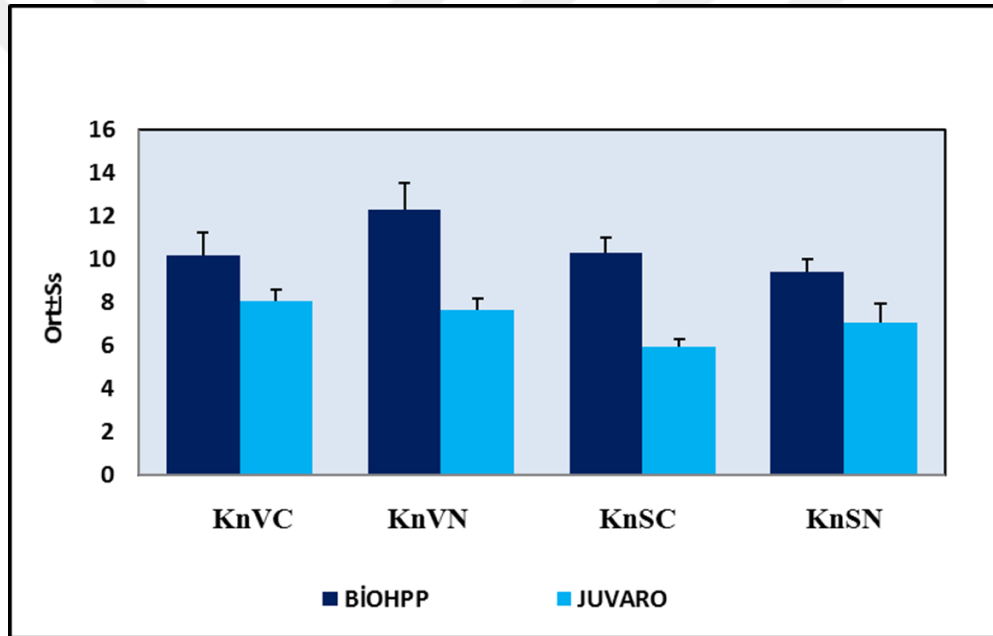
\*\*p<0,01

BioHPP kontrol grubu numunelerde en yüksek bağlanma dayanımı değeri KnVN (12,31±1,23) grubunda elde edilmiştir (p<0,01). En düşük bağlanma değeri ise KnSN (9,43±0,59) grubunda elde edilmiştir. KnVC (10,14±1,11), KnSC (10,30±0,68) gruplarında KnSN (9,43±0,59) grubundan anlamlı derecede yüksek değerler elde



edilirken ( $p<0,01$ ), kendi aralarında istatistiksel anlamlı farklılık saptanmamıştır ( $p>0,05$ ).

Juvora kontrol grubu numunelerde en yüksek bağlanma değerleri KnVC ( $8,06\pm 0,54$ ) ve KnVN ( $7,65\pm 0,52$ ) gruplarında elde edilirken ( $p<0,01$ ), kendi aralarında istatistiksel anlamlı farklılık bulunmamaktadır ( $p>0,05$ ). En düşük bağlanma değeri KnSC ( $5,95\pm 0,36$ ) grubunda elde edilmiştir. KnSN ( $7,03\pm 0,92$ ) grubunda KnSC ( $5,95\pm 0,36$ ) grubuna göre anlamlı derecede yüksek değerler elde edilmiştir ( $p<0,01$ ). Tüm kontrol çalışma gruplarında Juvora örnekler BioHPP örneklerle kıyasla istatistiksel olarak anlamlı düzeyde düşük bağlanma dayanımı değerleri göstermiştir ( $p<0,01$ ). Kontrol grubunda bağlanma dayanımı değerlerinin dağılımı Şekil 6'da gösterilmiştir.



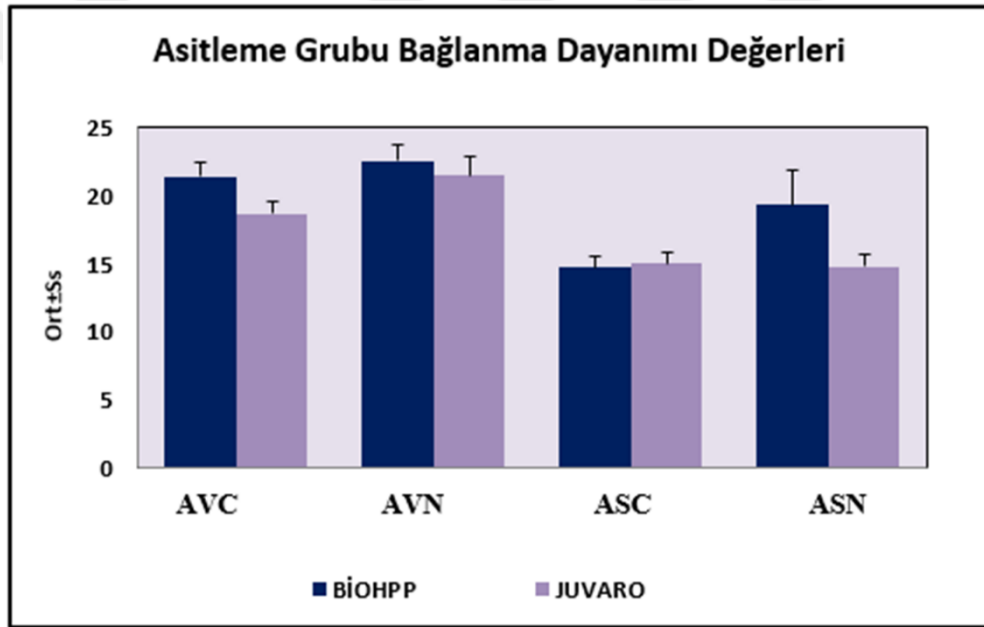
Şekil 6. Kontrol grubu bağlanma dayanımı değerleri

BioHPP asitleme grubu numunelerde; En yüksek bağlanma değerleri AVN ( $22,55\pm 1,22$ ) ve AVC ( $21,41\pm 1,05$ ) grubunda elde edilirken ( $p<0,01$ ), kendi aralarında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık bulunmamaktadır ( $p>0,05$ ). Asit ile pürüzlendirilmiş grupta en düşük bağlanma değeri ASC ( $16,82\pm 0,83$ ) grubunda elde edilmiştir. ASN ( $19,37\pm 2,51$ ) grubunda ASC ( $16,82\pm 0,83$ ) grubundan anlamlı derecede yüksek değerler elde edilmiştir ( $p<0,01$ ).

Juvora asitleme grubu numunelerde; En yüksek bağlanma dayanımı değeri AVN ( $21,46\pm 1,44$ ) grubunda elde edilmiştir ( $p<0,01$ ). Asit ile pürüzlendirilmiş grupta en düşük

bağlanma değeri ASC (15,05±0,81) ve ASN (14,81±0,84) gruplarında elde edilirken (p<0,01) kendi aralarında anlamlı bir farklılık bulunmamaktadır (p>0,05). AVC (18,67±0,93) grubu anlamlı derecede yüksek bağlanma dayanımı değerleri göstermiştir (p<0,01).

BioHPP ve Juvora örneklerin ikili karşılaştırmasında AVC, AVN ve ASN gruplarında Juvora örnekler BioHPP örneklere kıyasla istatistiksel olarak anlamlı düzeyde düşük bağlanma dayanımı değerleri göstermiştir (p<0,01). ASC çalışma grubunda Juvora ve BioHPP örneklerin bağlanma dayanımı değerlerinde istatistiksel olarak anlamlı farklılık saptanmamıştır. Asitleme grubu bağlanma dayanımı değerlerinin dağılımı Şekil 7’de gösterilmiştir.



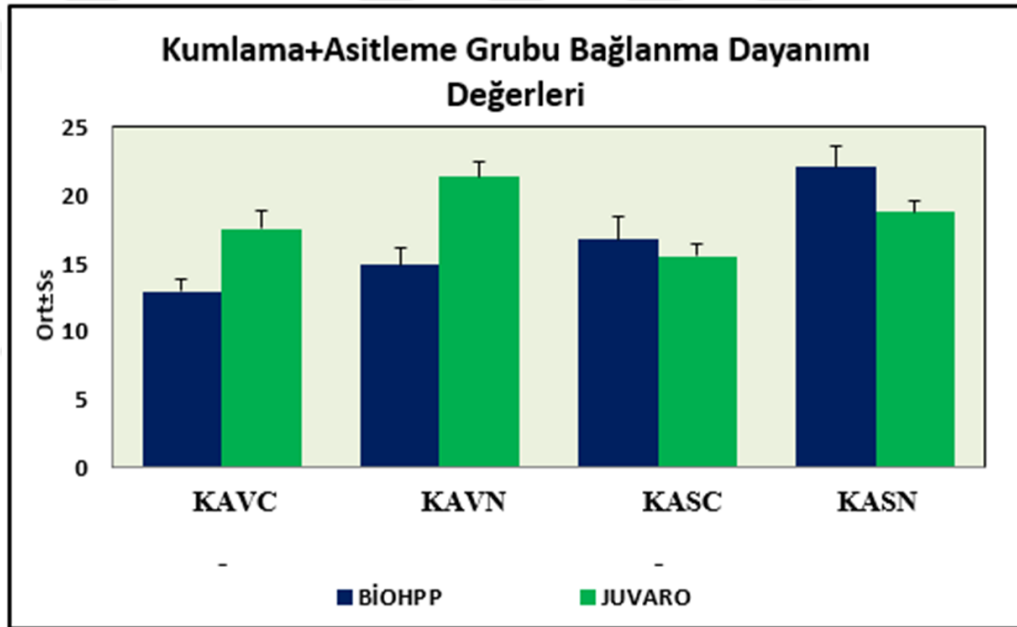
Şekil 7. Asitleme grubu bağlanma dayanımı değerleri

BioHPP kumlama+asitleme grubu numunelerde; En yüksek bağlanma dayanımı değeri KASN (22,09±1,54) grubunda elde edilmiştir (p<0,01). Kumlama+asit ile pürüzlendirilmiş grupta en düşük bağlanma değeri KAVC (12,95±0,84) grubunda elde edilirken KAVN (14,93±1,29) ve KASC (16,74±1,70) grubunda anlamlı derecede yüksek sonuçlar ele edilmiştir (p<0,01).

Juvora kumlama+asitleme grubu numunelerde; En yüksek bağlanma dayanımı değeri KAVN (21,36±1,13) grubunda elde edilmiştir (p<0,01). Kumlama+asit ile pürüzlendirilmiş grupta en düşük bağlanma değeri KASC (15,54±0,96) grubunda elde

edilmiştir. KASN (18,81±0,74) ve KAVC (17,52±1,36) gruplarında KASC (15,54±0,96) grubundan anlamlı derecede yüksek değerler elde edilirken ( $p<0,01$ ), kendi aralarında istatistiksel anlamlı farklılık bulunmamaktadır ( $p>0,05$ ).

Kuylama+asit grubunda BioHPP ve Juvora örneklerin ikili karşılaştırmasında KAVC, KAVN gruplarında Juvora örnekler BioHPP örneklere kıyasla istatistiksel olarak anlamlı düzeyde yüksek bağlanma dayanımı değerleri göstermiştir ( $p<0,01$ ). KASC çalışma grubunda Juvora ve BioHPP örneklerin bağlanma dayanımı değerlerinde istatistiksel olarak anlamlı farklılık gözlenmezken KASN grubunda BioHPP örnekler daha yüksek bağlanma dayanımı değerleri göstermiştir. Kuylama+asitleme grubu bağlanma dayanımı değerlerinin dağılımı Şekil 8’de gösterilmiştir.



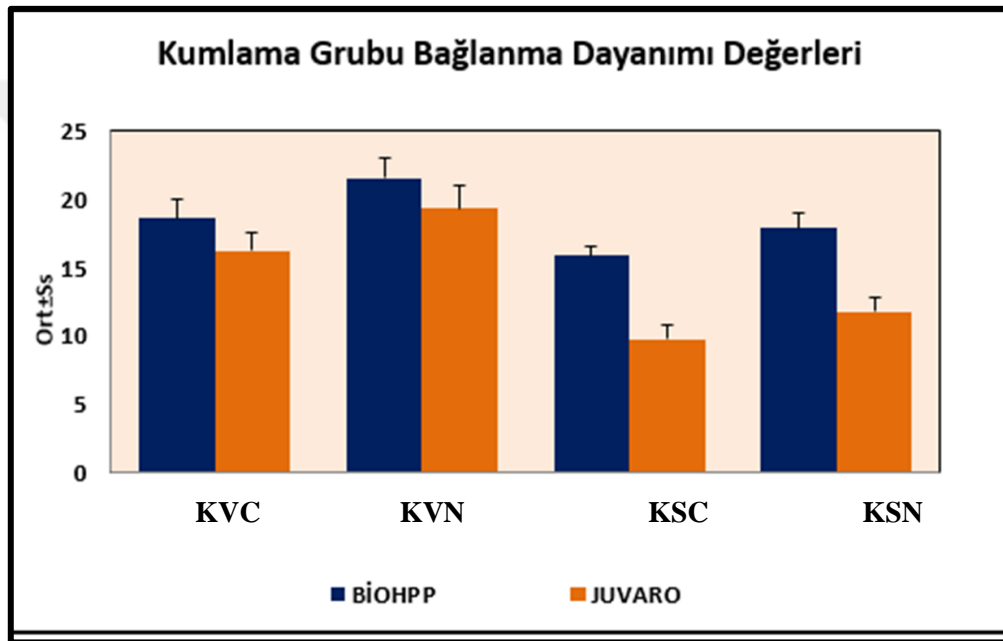
Şekil 8. Kuylama+asit grubu bağlanma dayanımı değerleri

BioHPP kuylama grubu numunelerde; En yüksek bağlanma dayanımı değeri KVN (21,58±1,52) grubunda elde edilmiştir ( $p<0,01$ ). Kuylama ile pürüzlendirilmiş grupta en düşük bağlanma değeri ise KSC (16,65±0,72) grubunda elde edilmiştir. KVC (18,62±1,37) ve KSN (17,93±1,07) gruplarında KSC (16,65±0,72) grubundan anlamlı derecede yüksek değerler elde edilirken ( $p<0,01$ ), kendi aralarında istatistiksel anlamlı farklılık bulunmamaktadır ( $p>0,05$ ).

Juvora kuylama grubu numunelerde; En yüksek bağlanma dayanımı değeri KVN (19,37±1,66) grubunda elde edilmiştir ( $p<0,01$ ). Kuylama ile pürüzlendirilmiş grupta en

düşük bağlanma değeri ise KSC ( $9,81 \pm 0,94$ ) grubunda elde edilmiştir. KVC ( $16,28 \pm 1,30$ ) ve KSN ( $11,81 \pm 1,04$ ) gruplarında KSC ( $9,81 \pm 0,94$ ) grubundan anlamlı derecede yüksek değerler elde edilirken ( $p < 0,01$ ), kendi aralarında KVC ( $16,28 \pm 1,30$ ) grubu daha yüksek bağlanma dayanımı göstermiştir ( $p < 0,01$ ).

Kumlama grubunda BioHPP ve Juvora örneklerin ikili karşılaştırmasında Juvora örneklerin bağlanma dayanımı değerleri, BioHPP örneklerden istatistiksel olarak anlamlı düzeyde düşük saptanmıştır ( $p < 0,01$ ). Kumlama grubu bağlanma dayanımı değerlerinin dağılımı Şekil 9’da gösterilmiştir.



Şekil 9. Kumlama grubu bağlanma dayanımı değerleri

#### 6.4. Bağlanma Dayanımı ile Pürüzlülük Değerleri Arasında Korelasyon

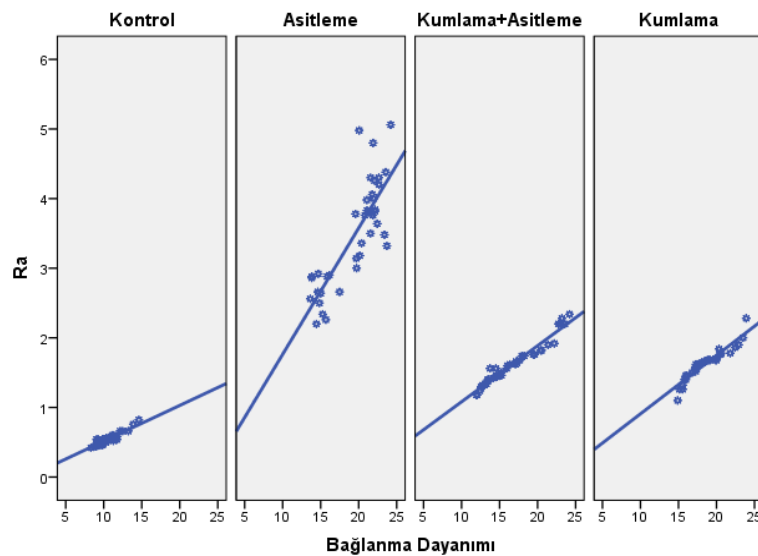
Bağlanma dayanımı ile pürüzlülük değerleri arasındaki korelasyonun değerlendirilmesinde Spearman’s korelasyon analiz yöntemi kullanıldı. Bağlanma dayanımı ile pürüzlülük değerleri arasındaki ilişki Tablo 9’da gösterilmiştir.

**Tablo 9.** Bağlanma dayanımı ile pürüzlülük değerleri arasında korelasyon

Pürüzlendirme Grupları	BioHPP		Juvora	
	r	p	r	P
Kontrol	0,820	0,001**	0,874	0,001**
Asitleme	0,777	0,001**	0,888	0,001**
Kumlama ve Asitleme	0,886	0,001**	0,895	0,001**
Kumlama	0,893	0,001**	0,881	0,001**
Toplam bağlanma dayanımı değerleri-Ra değerleri ilişkisi	0,870	0,001**	0,829	0,001**

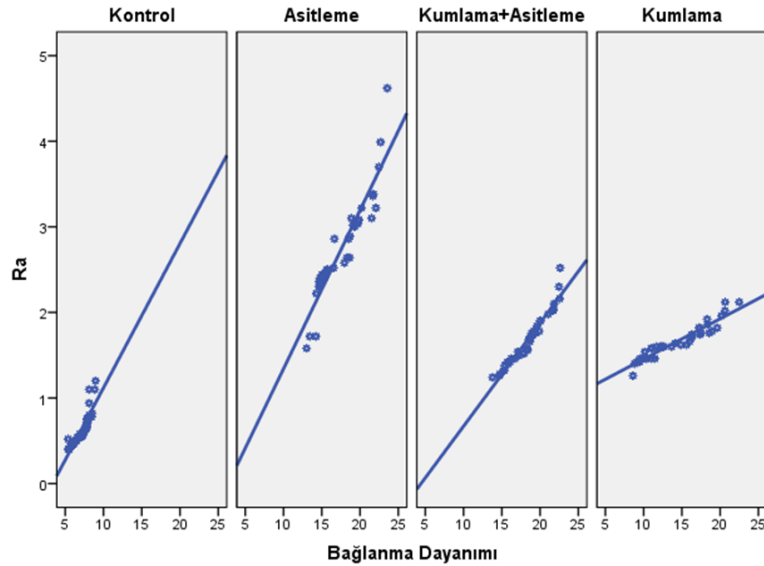
r: Spearman's korelasyon katsayısı \*p<0,05 \*\*p<0,01

BioHPP örneklerde: Kontrol grubu bağlanma dayanımı ve pürüzlülük değerleri arasında %82,0 (r:0,820; p<0,01), Asitleme grubunda %77,7 (r:0,777; p<0,01), Kumlama+asitleme grubunda %88,6 (r:0,886; p<0,01), Kumlama grubunda %89,3 (r:0,893; p<0,01) düzeyinde istatistiksel olarak anlamlı ilişki saptanmıştır. Tüm BioHPP örneklerde bağlanma dayanımı ve pürüzlülük değerleri arasında pozitif yönlü %87,0 düzeyinde istatistiksel olarak anlamlı ilişki saptanmıştır (r:0,870; p<0,01). BioHPP örneklerde bağlanma dayanımı ve pürüzlülük değerleri arasındaki korelasyon Şekil 10'da gösterilmiştir.



**Şekil 10.** BioHPP örneklerde bağlanma dayanımı ve pürüzlülük değerleri ilişkisi

Juvora örneklerde; Kontrol grubu bağlanma dayanımı ve pürüzlülük değerleri arasında pozitif yönlü (pürüzlülük arttıkça bağlanma dayanımı artan) %87,4 ( $r:0,874$ ;  $p<0,01$ ), Asitleme grubu bağlanma dayanımı ve pürüzlülük değerleri arasında pozitif yönlü %88,8 ( $r:0,888$ ;  $p<0,01$ ), Kumlama+asitleme grubu bağlanma dayanımı ve pürüzlülük değerleri arasında pozitif yönlü %89,5 ( $r:0,895$ ;  $p<0,01$ ), Kumlama grubu bağlanma dayanımı ve pürüzlülük değerleri arasında pozitif yönlü %88,1 ( $r:0,881$ ;  $p<0,01$ ) düzeyinde istatistiksel olarak anlamlı ilişki saptanmıştır Tüm örneklerde bağlanma dayanımı ve pürüzlülük değerleri arasında pozitif yönlü %82,9 düzeyinde istatistiksel olarak anlamlı ilişki saptanmıştır ( $r:0,829$ ;  $p<0,01$ ). Juvora örneklerde bağlanma dayanımı ve pürüzlülük değerleri arasındaki korelasyon Şekil 11’de gösterilmiştir.



**Şekil 11.** Juvora örneklerde bağlanma dayanımı ve pürüzlülük değerleri ilişkisi

### 6.5. Başarısızlık Tiplerinin İncelenmesi

Başarısızlık tiplerinin incelenmesinde Pearson Ki-Kare testi ve Fisher’s Exact test kullanıldı. Hiçbir örnekte çalışmadan çıkarılmaya sebep olacak test öncesi başarısızlık gözlenmemiştir. Başarısızlık tipleri stereomikroskop yardımı ile 35x büyütme altında incelenmiştir. Başarısızlık tipleri; adeziv, miks (adeziv+koheziv) ve koheziv olarak sınıflandırılmıştır (Resim 24 A,B). Kontrol grubu BioHPP örneklerde toplam adeziv/miks başarısızlık oranı %70/30 oranındayken Juvora örneklerde bu oran %80/20 olmuştur. Asit ile pürüzlendirilen BioHPP örneklerde toplam adeziv/miks başarısızlık oranı %30/70 oranındayken Juvora örneklerde bu oran %45/55 olmuştur. Kumlama+asitleme ile

pürüzlendirilen BioHPP örneklerde toplam adeziv/miks başarısızlık oranı %70/30 oranındayken Juvora örneklerde bu oran %60/40 olmuştur. Kumlama ile pürüzlendirilen BioHPP örneklerde toplam adeziv/miks başarısızlık oranı %30/70 oranındayken Juvora örneklerde bu oran %45/55 olmuştur. Çalışmamızda indirekt kompozit ile PEEK ara yüzünde koheziv ayrılma gözlenmemiştir. Çalışma gruplarına göre başarısızlık tiplerinin değerlendirilmesi Tablo 10, Şekil 12 ve 13’de gösterilmektedir.



**Resim 24. A:** PEEK altyapıda adeziv ayrılma (35x büyütme)  
**B:** PEEK altyapıda miks ayrılma (35x büyütme)

**Tablo 10.** Çalışma gruplarına göre başarısızlık tiplerinin değerlendirilmesi

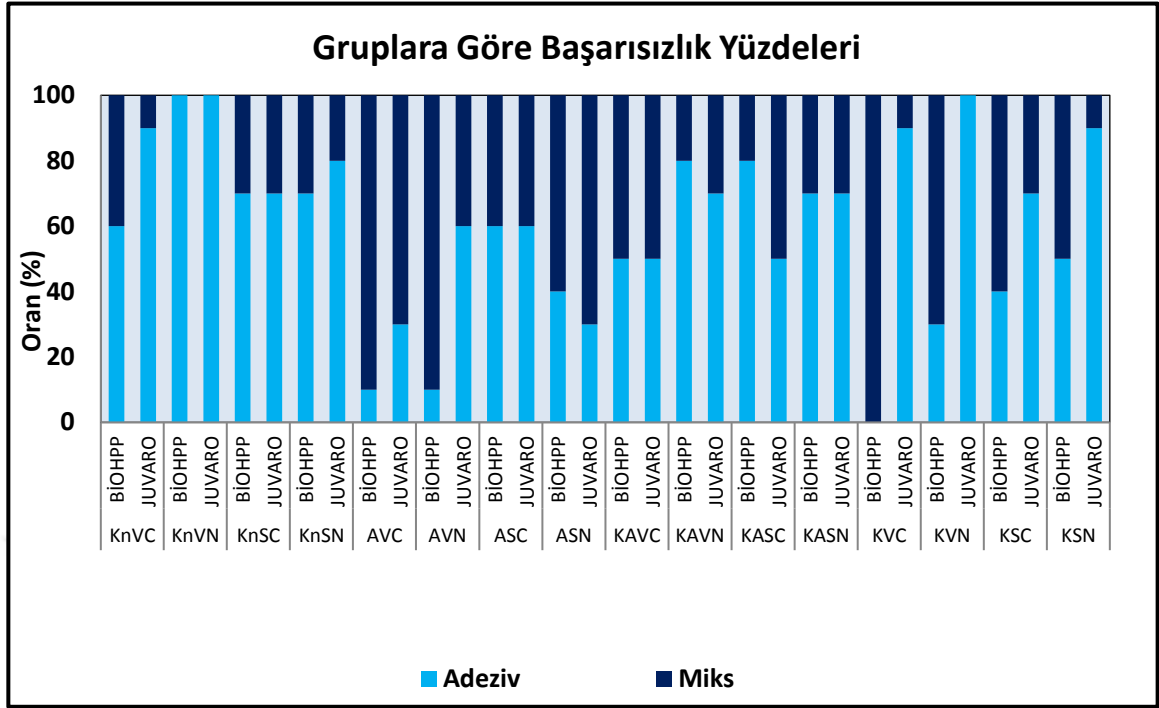
Çalışma Grupları		Toplam	BioHPP	Juvora	çp
KnVC	Adeziv	15 (75)	6 (60)	9 (90)	<b>0,303</b>
	Miks	5 (25)	4 (40)	1 (10)	
KnVN	Adeziv	20 (100)	10 (100)	10 (100)	-
	Miks	0 (0)	0 (0)	0 (0)	
KnSC	Adeziv	14 (70)	7 (70)	7 (70)	<b>1,000</b>
	Miks	6 (30)	3 (30)	3 (30)	
KnSN	Adeziv	15 (75)	7 (70)	8 (80)	<b>1,000</b>
	Miks	5 (25)	3 (30)	2 (20)	
Toplam Kontrol	Adeziv	64 (80)	30 (75)	34 (85)	<sup>f</sup> <b>0,264</b>
	Miks	16 (20)	10 (25)	6 (15)	
AVC	Adeziv	4 (20)	1 (10)	3 (30)	<b>0,264</b>
	Miks	16 (80)	9 (90)	7 (70)	
AVN	Adeziv	7 (35)	1 (10)	6 (60)	<b>0,019*</b>
	Miks	13 (65)	9 (90)	4 (40)	
ASC	Adeziv	12 (60)	6 (60)	6 (60)	<b>1,000</b>
	Miks	8 (40)	4 (40)	4 (40)	
ASN	Adeziv	7 (35)	4 (40)	3 (30)	<b>0,639</b>
	Miks	13 (65)	6 (60)	7 (70)	
Toplam Asitleme	Adeziv	30 (37,5)	12 (30)	18 (45)	<sup>f</sup> <b>0,166</b>
	Miks	50 (62,5)	28 (70)	22 (55)	
KAVC	Adeziv	10 (50)	5 (50)	5 (50)	<b>1,000</b>
	Miks	10 (50)	5 (50)	5 (50)	
KAVN	Adeziv	15 (75)	8 (80)	7 (70)	<b>0,606</b>
	Miks	5 (25)	2 (20)	3 (30)	
KASC	Adeziv	13 (65)	8 (80)	5 (50)	<b>0,160</b>
	Miks	7 (35)	2 (20)	5 (50)	
KASN	Adeziv	14 (70)	7 (70)	7 (70)	<b>1,000</b>
	Miks	6 (30)	3 (30)	3 (30)	
Toplam Kumlama ve Asitleme	Adeziv	52 (65)	28 (70)	24 (60)	<sup>f</sup> <b>0,348</b>
	Miks	28 (35)	12 (30)	16 (40)	
KVC	Adeziv	9 (45)	0 (0)	9 (90)	<b>0,001**</b>
	Miks	11 (55)	10 (100)	1 (10)	
KVN	Adeziv	13 (65)	3 (30)	10 (100)	<b>0,001**</b>
	Miks	7 (35)	7 (70)	0 (0)	
KSC	Adeziv	11 (55)	4 (40)	7 (70)	<b>0,178</b>
	Miks	9 (45)	6 (60)	3 (30)	
KSN	Adeziv	14 (70)	5 (50)	9 (90)	<b>0,048*</b>
	Miks	6 (30)	5 (50)	1 (10)	
Toplam Kumlama	Adeziv	47 (58,8)	12 (30)	35 (45)	<sup>f</sup> <b>0,001**</b>
	Miks	33 (41,2)	28 (70)	5 (55)	

<sup>e</sup> Fisher's Exact Test<sup>f</sup> Pearson Chi-Square Test

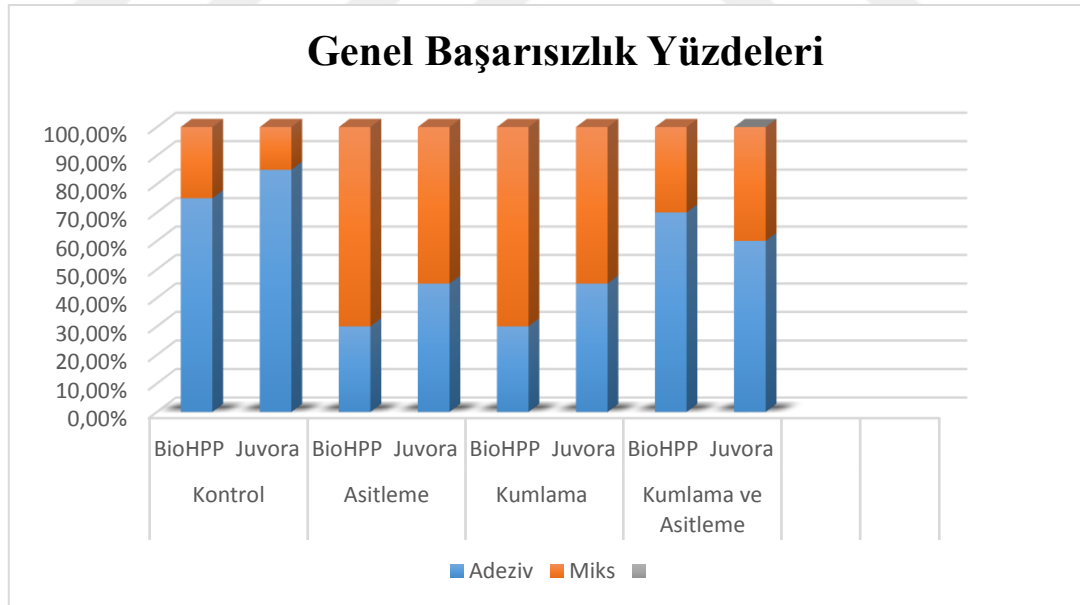
\*p&lt;0,01

\*\*p&lt;0,01





Şekil 12. Çalışma gruplarına göre başarısızlık yüzdeleri



Şekil 13. Genel başarısızlık yüzdeleri

## 7. TARTIŞMA

Bu çalışmanın amacı, farklı yüzey pürüzlendirme yöntemlerinin ve adeziv sistemlerin iki farklı tip polietereketon ile indirekt kompozit rezin materyalin makaslama bağlanma dayanımı üzerindeki etkilerinin incelenmesidir. Çalışmamızda kullanımı gittikçe artan PEEK materyalleri: BioHPP (%20 seramik takviyeli PEEK) ve Juvora (saf PEEK) *in vitro* koşullarda değerlendirilmiştir.

Hipotezlerimiz:

1. “Farklı yüzey pürüzlendirme yöntemleri PEEK örneklerin yüzey pürüzlülük ve bağlanma dayanımı değerlerinde anlamlı bir farklılık oluşturur” hipotezi farklı yüzey pürüzlendirme prosedürleri sonrası farklı pürüzlülük ve bağlama dayanımı değerleri elde edilmesi sebebiyle kabul edilmiştir.
2. “Farklı içerikli primerler PEEK-indirekt kompozit bağlanma dayanımında anlamlı bir farklılık oluşturmayacaktır” hipotezi genel olarak MDP içerikli adeziv uygulanan örneklerin daha düşük bağlanma dayanımı değerleri göstermesi sebebiyle reddedilmiştir.
3. “Seramik dolduruculu kompozit rezin (Crea.Lign) uygulanmış seramik takviyeli PEEK (BioHPP) örnekler daha yüksek bağlanma dayanımı değerleri gösterir” hipotezi bu örneklerin daha düşük bağlanma dayanımı değerleri göstermesi sebebiyle reddedilmiştir.

Günümüz diş hekimliğinde estetik restorasyonlara olan yoğun ilgi ve talep, diş hekimlerini ve malzeme üretici firmaları estetik kaliteyi daha da artıran malzemeler konusunda araştırmalar yapmaya yöneltmiştir (1). Dental seramikler doğal dentisyonun görünüşünü en iyi şekilde taklit edebilecek, optimum estetik özelliklere sahip materyaller olarak değerlendirilirler (2). Dental materyal olarak porselenin korozyona, aşınmaya ve asitlere direncinin birçok materyale göre daha üstün olması, yüksek baskı dayanıklılığı, diş yapısına benzer ısıl genleşme katsayısına sahip olması ve biyouyumluluğu araştırmaların bu materyal üzerinde yoğunlaşmasına neden olmuştur (278). Ancak metal alt yapıli protezlerde metallerin korozyon özelliği, marjinal uyum sağlanmasındaki zorluk ve estetik olarak en önemli sakıncayı yaratan ışık geçirgenliğinin yetersiz oluşu alternatif estetik alt yapı materyallerine olan ilgiyi artırmış ve metal içermeyen restorasyonlar daha da önem kazanmıştır (3).

PEEK metalik olmayan renk, düşük ağırlık, iyi mekanik özellikler ve yüksek mukavemet değerlerinden dolayı, sabit protez alt yapıları için alternatif bir malzeme olarak kullanılmaktadır (4). PEEK suda çözünmediği için diğer malzemelerle düşük

reaktiviteye sahiptir, bu nedenle ağızdaki diğer metallerle temas ettiğinde korozyona uğramaz (5). Metal alerjisi olan veya metalik tada hassas olan hastalar için uygun bir alternatif olabilir (6). PEEK biyouyumludur ve metal altyapılara kıyasla doğal diş renginde bir görünüme sahiptir. Estetik açıdan bakıldığında düşük translüsens, grimsi veya kar beyazı rengi nedeniyle estetik bölgede monolitik olarak kullanılamaz bu nedenle mutlaka estetik bir malzeme ile kaplanması gerekmektedir (4,7,8).

PEEK, değişik uzunluklarda karbon veya cam fiber, küresel seramik mikro partikülleri, baryum fosfat (BaP04) veya dolgu içeriği %30'a kadar olan titanyum dioksit (TiO<sub>2</sub>) ile güçlendirilebilir (70,121,279). BioHPP %20 seramik doldurucu takviyeli yüksek teknoloji ürünü bir termoplastik polimerdir. Restorasyonların daha iyi parlatılması ve mekanik dayanıklılık sağlanması için yaklaşık 0,3-0,5 mikron büyüklüğünde seramik mikro partiküller içerir. Bu seramik dolgu partikülleri toplam BioHPP hacminin %20'sini oluşturmaktadır (280). Seramik mikro partiküllerin çok küçük boyutlarından dolayı polimerin makro yapısında homojenlik elde edilir. Malzemenin yüksek derecede cilalanabilme derecesi zaman içinde plak tutma ve renk değişiminin olmaması ile sonuçlanır.

BioHPP'nin elastik modülü (yaklaşık 4 GPa) kemiğe yakındır. BioHPP alt yapılı protezler üzerine gelen çiğneme kuvvetlerini hafifleterek ve azaltarak mümkün olduğu kadar yumuşak bir şekilde kemiğe aktarır ve sonuç olarak kırık riskini azaltır (9). Bu polimerik malzeme Jena ve Regensburg Üniversitelerinde test edildiğinde, malzemenin esnekliğinin insan kemiğinin esnekliğine çok benzediğini rapor edilmiştir (124). Bu özellik BioHPP'ni implant üzeri restorasyonlar için tercih edilebilir malzeme haline getirmiştir. BioHPP polimeri suda çok düşük çözünürlüğü (0,3 ig/mm<sup>3</sup>) ve diğer materyallere karşı düşük reaktivitesi nedeniyle metal alerjisi olan hastalarda kullanılabilir.

PEEK düşük yüzey enerjisine sahip kimyasal olarak inert bir polimerdir. Düşük yüzey enerjisinin yanı sıra farklı mekanik kimyasal işlemlerle yüzey modifikasyonuna karşı direnç nedeniyle rezin kompozitler ile PEEK yüzeyleri arasında yeterli bağ kuvveti sağlamak ek bir zorluk oluşturmaktadır. Bu durum PEEK'in klinik olarak kullanımında hala bir problem olarak kalmaya devam etmektedir (9). İşlem görmemiş PEEK'in yüzey enerjisi 34-38 Dynes/cm<sup>2</sup> arasındadır, yüzey işlemleriyle bu değer 60 Dynes/cm<sup>2</sup>'ye arttırılabilir (32). Yüzey işlemi yapılmamış PEEK yüzeyleri ile rezin kompozitler

arasında bir bağ olmadığı çalışmalarda rapor edilmiştir (12). Yüzey işlemleri sonucu artan yüzey pürüzlülüğü; yüzey gerilimini azaltır, hidrofilite ve yüzey alanını arttırarak, mikro mekanik retansiyon sağlamaktadır (10,11).

Çalışmamızda PEEK örneklere mekanik yüzey işlemleri olarak kumlama, piranha asit solüsyonu ile pürüzlendirme ve kumlama + piranha asit pürüzlendirme, kimyasal yüzey işlemi olarak ise 2 farklı adeziv (Visio.Link ve Single Bond Universal) uygulaması yapılmıştır. Kontrol grubu olarak ise hiçbir bir yüzey işlemi yapılmamış PEEK örneklere adeziv uygulanarak indirekt kompozit rezin uygulaması yapılmış ve makaslama testine tabi tutulmuştur. Bu sayede hem farklı yüzey pürüzlendirme işlemlerinin hem de adeziv-kompozit kombinasyonun makaslama bağlanma dayanımına etkilerinin incelenmesi hedeflenmiştir.

Yapılan çalışmalarda kullanılan PEEK materyaller 7x7x4 mm veya 8x8x4 mm büyüklükte hazırlanmıştır (7,9,17). Çalışmamızda kullandığımız PEEK örnekler 8x8x4 mm, her bir çalışma grubu için 10 örnek olacak şekilde hazırlanmıştır. Kesim sonrası örnekler aynı yüzey özelliklerine sahip değildi. Yapılan çalışmalarda hazırlanan örnekler 200-2400 grit zımparalar ile 10 sn. boyunca zımparalanmaktadır (7,9,17,138). Çalışmamızda PEEK örneklerin yüzeylerini 180-2000 grit silikon karbid (SiC) zımpara kağıdı ile su spreyi altında 25 N basınçla otomatik parlatma cihazında 15 sn. boyunca zımparalandı.

PEEK yüzeylerinin düşük yüzey enerjisini artırılması ve dolayısıyla adeziv özelliklerinin geliştirilmesi amacıyla bir takım çalışmalar rapor edilmiştir. Bu işlemlerin en basit olanı uygun yüzey pürüzlülüğünün elde edilmesine olanak sağlayan ve rezin materyaller ile PEEK arasında mikro mekanik bir bağlantı kurulabilmesine yardımcı olan kumlama. Kumlama, yüzey pürüzlülüğünü arttırarak, taze bir yüzey katmanı oluşturur ve pürüzlü yüzeylerin adezivlerle mikro mekanik tutunmasında önemli rol oynar. Kumlamanın PEEK yüzeyini değiştirdiği ve bağlanma dayanımını arttırdığı çalışmalarda rapor edilmektedir (7,9,13). Bu konuda yapılan araştırmalarda genellikle 50 µm veya 110 µm büyüklüğünde Al<sub>2</sub>O<sub>3</sub> partikülleri 2,5 MPa veya 4 MPa bar basınç altında yaklaşık 10 mm mesafeden 10 sn. sürede uygulanmıştır (4,14,17,137–139).

Lümkemann ve ark. yaptıkları çalışmada 0,05, 0,2, 0,4 MPa'lık farklı basınçlarda 50 µm Al<sub>2</sub>O<sub>3</sub> partikülleri ile PEEK yüzeylerini pürüzlendirmiş, pürüzlülük ve bağlanma dayanımı değerlerini incelemiştir. 0,4 MPa basınçla pürüzlendirilen örneklerde

(1,719±0,070 µm) 0,05 MPa (0,900±0,075 µm) ve 0,2 MPa'dan (0,495±0,029 µm) anlamlı derecede daha yüksek pürüzlülük ve bağlanma dayanımı değerleri elde edilmiştir (168). Stawarczyk ve ark. yaptıkları çalışmada 0,05 MPa ve 0,35 MPa farklı basınçlar altında 50 µm Al<sub>2</sub>O<sub>3</sub> partikülleri ile PEEK örnekleri pürüzlendirmiş ve bağlanma dayanımına etkilerini incelemiştir. Çalışmada 0,35 MPa basınç uygulanan örneklerden daha yüksek bağlanma dayanımı değerleri elde edilmiştir (169). Stawarczyk ve ark. yaptıkları çalışmada PEEK örneklere farklı yüzey pürüzlendirme yöntemleri (50 µm'lik Al<sub>2</sub>O<sub>3</sub> kumlama, 110 µm'lik Al<sub>2</sub>O<sub>3</sub> kumlama) uygulamış, PEEK örneklerin yüzey pürüzlülük değerlerini ve kompozit rezinlerle bağlanma dayanımını incelemiştir. 110 µm'lik Al<sub>2</sub>O<sub>3</sub> kumlama (1,28 mm) işleminin 50 µm'lik Al<sub>2</sub>O<sub>3</sub> kumlama (0,96 mm) işlemine kıyasla daha yüksek pürüzlülük değerleri ve daha düşük temas açısı oluşturduğu, bağlanma dayanımını anlamlı derecede yükselttiğini rapor edilmiştir (4). Rosentrit ve ark. yaptıkları çalışmada PEEK örnekleri farklı büyüklükte Al<sub>2</sub>O<sub>3</sub> partikülleri (50 µm'lik Al<sub>2</sub>O<sub>3</sub> kumlama, 110 µm'lik Al<sub>2</sub>O<sub>3</sub> kumlama) ile pürüzlendirmiş, PEEK örneklerin yüzey pürüzlülük değerlerini ve kompozit rezinlerle bağlanma dayanımını incelemiştir. 110 µm'lik Al<sub>2</sub>O<sub>3</sub> kumlama (1,84±0,16mm) işleminin 50µm'lik Al<sub>2</sub>O<sub>3</sub> kumlama (0,96±0,0mm) işlemine kıyasla daha yüksek pürüzlülük değerleri gösterdiğini rapor etmiştir (14). Çalışmaların sonuçlarına istinaden çalışmamızda PEEK örnekler 0,4 MPa basınçta, 10 mm mesafeden 10 sn. süre ile 110 µm'lik Al<sub>2</sub>O<sub>3</sub> partikülleri ile pürüzlendirilmiştir.

PEEK yüzeylerini pürüzlendirmek için kumlamaya alternatif olarak birçok yüzey pürüzlendirme yöntemleri farklı araştırmacılar tarafından kullanılmıştır. PEEK yüzeylerinin adeziv uygulanmadan önce sülfürik asitle muamele edilmesi çalışmalarda incelenmiş ve hidroflorik asit, argon plazma (72) ve silika kaplama (7,12,72,138) gibi yöntemlerle kıyaslandığında daha iyi bir adezyon sağlandığı bildirilmiştir (7,12,13,17,72,138,139,146). Kumlama PEEK yüzeylerinin gelişmiş mikro-pürüzlülüğü ile sonuçlanırken, asitlerle muamele PEEK'in yüzey tabakasında artan fonksiyonel karbon-oksijen grupları ile sonuçlanır (7,139). Önceki çalışmalar sülfürik asidin, PEEK polimer zincirinde sülfonat (-SO<sub>3</sub>) grupları oluşturduğunu (147-149) ve bu sülfonat gruplarının MMA esaslı dental adezivlerle kimyasal çapraz bağlar yaptığını göstermiştir (7,12,13,17,72,138,139,146). Sülfürik asidin yüksek tehlikelerinden dolayı düşük konsantrasyonda kullanılması düşünülmelidir. Bugüne kadar PEEK'in ideal yüzey

özelliklerine ve bağlanma mukavemetine ulaşmak için en uygun sülfürik asit aşındırma konsantrasyonunun etkileri hakkındaki mevcut bilgiler oldukça sınırlıdır (145). Chajareenont ve ark yaptıkları çalışmada PEEK yüzeylerini %70, %80, %85, %90, %98 sülfürik asit solüsyonları ile pürüzlendirmiş ve farklı konsantrasyonlardaki sülfürik asit solüsyonlarının yüzey pürüzlülüğüne ve bağlanma dayanımına etkisini değerlendirmiştir. Çalışmanın sonuçlarına göre %98 sülfürik asit ile pürüzlendirilen numuneler en yüksek pürüzlülük ve bağlanma dayanımı değerleri göstermiştir. İlaveten %80 sülfürik asit solüsyonunun bağlanma dayanımı değerlerini anlamlı şekilde artırdığı, fakat %70 sülfürik asitle aşındırma işleminin bağlanma dayanımı değerlerine etki etmediği rapor edilmiştir (145).

PEEK yüzeyinin modifikasyonunda piranha çözeltisi (peroksi mono sülfürik asit) yaygın olarak kullanılmaktadır (14,17,138,139). Piranha asit çözeltisi %98 sülfürik asit ve %30 hidrojen peroksidin 10:3 oranında karıştırılması sonucu oluşur. PEEK yüzeyinin piranha çözeltisi ile işlenmesi, sadece yüzeyin mikro pürüzlülüğünü iyileştirmekle kalmaz, aynı zamanda fonksiyonel grupların sayısını da artırır. PEEK yüzeyi sülfürik asit ile muamele edildiğinde sülfürik asit PEEK materyalinin benzen halkaları arasındaki fonksiyonel eter ve karbonil gruplarına saldırırken, piranha çözeltisi ile PEEK yüzeyi muamele edildiğinde, piranha asit içindeki atomik oksijen (sülfürik asit ve hidrojen peroksidin reaksiyonu sırasında ortaya çıkan) doğrudan PEEK'in benzen halkası ile reaksiyona girer (12,139). Bu PEEK polimerinin oksidasyonuna, yüzey polaritesinin artmasına, aromatik halkanın kırılmasına ve daha sonra adezivlerle reaksiyona girebilen daha güçlü fonksiyonel grupların oluşmasına yol açar. PEEK ve adeziv fonksiyonel gruplarının çapraz reaksiyonu ve polimerin yüzeyinde oluşan mikro pürüzlü alanlara adezivlerin mekanik retansiyonu sonucu bağ kuvvetinin artması çalışmalarda rapor edilmiştir (29,281). Stawarczyk ve ark. yaptıkları çalışmada, PEEK numunelerini piranha ve sülfürik asitle pürüzlendirmiş ve PEEK ile kompozitlerin bağlanma dayanımına etkisini değerlendirmiştir. Sülfürik asitin (0,037 µm) piranha asitle (0,034 µm) benzer pürüzlülük değerleri göstermesine rağmen piranha asitle pürüzlendirilmiş örneklerde daha yüksek bağlanma dayanımı değerleri rapor edilmiştir (17). Silthampitag ve ark. yaptıkları çalışmada asit (0,38 µm) ve kumlama (0,37 µm) ile pürüzlendirilmiş PEEK örneklerde benzer pürüzlülük değerleri bulmuştur. Fakat asitle pürüzlendirilmiş örneklerde daha yüksek bağlanma dayanımı değerleri rapor edilmiştir (138).

Çalışmalarda genellikle PEEK yüzeyleri piranha asit solüsyonu ile 30 sn. süreyle pürüzlendirilmiş ve 10 sn. distille su ile yıkanmıştır. Çalışmamızda PEEK yüzeyleri piranha asit solüsyonu ile 30 sn. pürüzlendirildi.

Yüzey pürüzlülüğünün PEEK materyallerinin yüzey alanı, yüzey enerjisi ve ıslanabilirliği üzerinde etkisinin yanı sıra bağlanma değerleri üzerinde de etkili olabileceği varsayılmaktadır. Bu nedenle çalışmamızda bu değişkenin bağlanma dayanımı üzerine etkilerini incelemek amacı ile ortalama yüzey pürüzlülük değerleri ölçülmüştür. Yüzey pürüzlülüğünü ölçmek amacıyla farklı teknikler kullanılabilir. Bu amaçla büyük büyütme altında kontakt ve nonkontakt modda yüzey pürüzlülüğünü ölçen Atomik Kuvvet Mikroskobu (AFM) ve elmas bir uç yardımı ile materyalin yüzeyine temas ederek ölçüm yapabilen profilometrelerden faydalanılmaktadır. Çalışmamızda kullanım kolaylığı avantajları nedeniyle yüzey işlemleri sonrası ortalama yüzey pürüzlülük değerleri (Ra) hassas yüzey pürüzlülük ölçüm cihazı (profilometre) ile kaydedilmiştir. Ra değeri yüzey topografisi hakkında bilgi vermekte ve diğer çalışmalar ile karşılaştırma yapmayı kolaylaştırmaktadır. Çalışmamızda BioHPP örneklerde piranha asit ile pürüzlendirilen örnekler ( $3,46 \pm 0,75$ ) en yüksek pürüzlülük değerleri gösterirken, hiçbir yüzey işlemi yapılmamış kontrol grubu örnekleri ( $0,55 \pm 0,08$ ) en düşük pürüzlülük değerleri sonuçlarını vermiştir. Kumlama ( $1,62 \pm 0,22$ ) ve kumlama+asitleme ( $1,61 \pm 0,31$ ) ile pürüzlendirilen örneklerde kontrol grubundan anlamlı derecede yüksek değerler elde edilirken, kendi aralarında istatistiksel anlamlı farklılık bulunmamıştır. Juvora örneklerde asit ile pürüzlendirilen örnekler ( $2,72 \pm 0,60$ ) en yüksek pürüzlülük değerleri gösterirken hiçbir yüzey işlemi yapılmamış kontrol grubu örnekleri ( $0,63 \pm 0,18$ ) en düşük pürüzlülük değerleri sonuçlarını vermiştir. Kumlama ( $1,66 \pm 0,20$ ) ve kumlama+asitleme ( $1,67 \pm 0,30$ ) ile pürüzlendirilen örnekler kontrol grubundan anlamlı derecede yüksek değerler elde edilirken, kendi aralarında istatistiksel anlamlı farklılık bulunmamaktadır. Bu durumun, asitleme ( $19,51 \pm 3,37$  MPa) ve kumlama ( $18,50 \pm 2,3$  MPa) gruplarının ortalama bağlanma dayanımı değerleri ile kumlama+asitleme ( $16,68 \pm 3,69$ ) ve kontrol grubu ( $10,54 \pm 1,41$ ) ortalama bağlanma dayanımı değerleri arasındaki anlamlı farklılığın sebebi olduğu düşünülmektedir. Bu sonuçlara dayanarak “Farklı yüzey pürüzlendirme yöntemleri PEEK örneklerin yüzey pürüzlülük ve bağlanma dayanımı değerlerinde anlamlı bir farklılık oluşturur” hipotezi farklı yüzey pürüzlendirme prosedürleri sonrası farklı pürüzlülük ve bağlama dayanımı değerleri elde edilmesi sebebiyle kabul edilmiştir.

PEEK materyali ile kompozit reçineler arasında güçlü ve devamlı bir bağlantı kurmak amacıyla PEEK polimerlerine yüksek afinitesi olan ve fonksiyonel monomerler içeren primerler kullanılmaktadır. Adeziv sistemlerin kimyasal içeriği ve çözücüleri, PEEK'le dayanıklı bir bağ oluşturmada önemli rol oynamaktadır. En yüksek başarı gösteren monomerlerden biri metil metakrilat (MMA)'dır. Farklı primerlerin PEEK polimerine bağlanma gücünü araştıran çalışmaların büyük çoğunluğu metil metakrilat (MMA) esaslı adeziv sistemlerin PEEK polimerleri ile yeterli bağlanma sonuçları gösterdiğini ve bu sonuçların seramik ve metal alaşımlar gibi geleneksel alt yapı malzemeleri ile karşılaştırılabilir sonuçlar olduğunu rapor etmiştir (9,13–16). Stawarczyk ve ark. PEEK malzemelerinin bağlanma dayanımı özelliklerini incelediği çalışmada Visio.Link ve Signum PEEK Bond gibi MMA monomeri içeren adeziv sistemlerin daha yüksek bağ dayanımlarına neden olduğunu rapor etmiştir (7). Uhrenbacher ve ark. farklı yüzey pürüzlendirme yöntemleri uygulanmış PEEK numunelerde en yüksek bağlanma dayanımı değerlerini MMA içerikli Signum PEEK Bond ve Visio.Link uygulanan numunelerin gösterdiğini çalışmalarında tespit etmişlerdir (15). Bu, kumlama ile yüzey pürüzlendirmesinden sonra MMA monomerlerinin en yüksek bağlanma dayanımı (8,3-15,7 MPa) gösterdiğini tespit eden başka bir çalışma ile desteklenmiştir (16). MMA monomerleri içeren adeziv sistemlerin yaşlanmadan sonra bile bağlanma dayanımı özelliklerini kaybetmediği ve yüksek değerler gösterdiği (7,6-69 MPa) çalışmalarda rapor edilmiştir (13,139). Bu çalışmada, bağlanma dayanımını arttırdığı ortaya konulan pentaeritritol triakrilat (PETIA), metil metakrilat (MMA) monomerleri ve ilave dimetakrilatlar içeren Visio.Link primer kullanılmıştır. Visio.Link primerin içeriğindeki PETIA'nın PEEK yüzeyini çözdüğü düşünülürken, MMA monomerlerinin çözülmüş yüzeyi şişirdiği ve dimetakrilat monomerlerinin, bağlanma bölgesi olarak iki metil grubuyla reçine kompozitlerine bağlandığı varsayılabilir (9,15).

Çalışmamızda kullandığımız diğer bir primer 10-metakriloksidesil dihidrojen fosfat (MDP) aslen metal oksitlerinin bağlantısında kullanılmak amacıyla üretilmiş, son dönemde endikasyonları arasına PEEK'te girmiştir. MDP asidik bir fosfat monomeridir. MDP içerisindeki aktif fosfat monomerleri kompozit rezinlerin içerisindeki monomerler ile kopolimerize olarak bağlanma dayanımını arttırmaktadır (167). Lümkemann ve ark. yaptıkları çalışmada MDP içerikli Clearfil Universal Bond'un MDP monomeri içermesine rağmen MDP içerikli Scotchbond Universal ve Adheseve Universal'den daha



düşük bağlanma dayanımı değerleri gösterdiğini ve bundan dolayı MDP'nin PEEK bağlanma özelliklerinde anahtar faktör olmadığını rapor etmiştir (168). Lee ve ark. farklı primerler uygulamış PEEK örneklerin kompozit rezinlerle bağlanma dayanımını incelemiştir. MDP içerikli All-Bond Universal (BISCO) ve Single Bond Universal (3M ESPE), MMA içeren Visio.Link ile aynı bağlanma dayanımı değerleri göstermiştir (142). Keul ve Leiberman farklı primerlerin PEEK kompozit rezinlerin bağlanma dayanımı üzerinde etkisini araştırdığı çalışmasında MDP içerikli Clearfil Ceramic Primer daha düşük bağlanma dayanımı değerleri (0-1,8 MPa) gösterdiğini rapor etmiştir (9). MDP içerikli primerlerin düşük bağlanma dayanımı göstermesi iki fonksiyonel grubu olan MDP monomerinin bir fonksiyonel grubunun PEEK substratı veya kompozit ile kimyasal olarak reaksiyona giremeyen fosfat grubu tarafından işgal edilmesi gerçeğiyle açıklanabilir (9). Yapıştırıcının çözücüsünde polimerlerin çapraz bağlanması için önemli bir faktördür, çünkü adeziv polimere nüfuz etmesine yardımcı olur ve polimerizasyon substrat içinde başlar. Single Bond Universal çözücü olarak etanol içerir, aşınmış PEEK yüzeyine daha derinden nüfuz edebilir, fakat etanolün PEEK yüzeyinde buharlaşmasından dolayı primer PEEK'in içinde kaybolur adezyona olumsuz etki edebilir (139). Çalışmamızda MDP içerikli primer Single Bond Universal kullanılmıştır.

PEEK ile kompozit rezin materyal bağlantı çalışmalarında en yaygın kullanılan test metodunun makaslama olduğu, bilinmektedir. Makaslama bağlanma dayanımı testlerinin kolay ve hızlı sonuca gitme, yöntemin basitliği, çabuk ve tekrarlanabilir olması ve sık kullanılan bir test olduğundan değerlerin diğer çalışmalarla daha kolay karşılaştırılabilir olması gibi avantajları vardır (256,275). Sık kullanılan mekanik test yöntemlerinden bir diğeri ise mikro makaslama testidir. Kuvvetlerin materyalde eğilmelere sebep olmadan bağlanma ara yüzünde yoğunlaşması testin doğruluk şansını artırır (242,258). Avantajlarının yanı sıra numunelerin hazırlanması sırasında oluşan ısının ve titreşimin adeziv-adherent ara yüzeyinde ayrılmalar oluşturma ihtimalinin bulunması, aynı zamanda örneklerin hazırlanmasının çok zaman alması nedeni ile bu test metodunun dezavantajlarıdır (259). Bu nedenlerle çalışmamızda makaslama testi ile bağlanma dayanımının değerlendirilmesine karar verilmiştir.

Çalışmamızda yüzey işlemleri yapılmamış kontrol grubu BioHPP örneklerde KnVN grubu ( $12,31 \pm 1,23$  MPa) diğer gruplardan (KnVC  $10,14 \pm 1,11$  MPa, KnSC  $0,30 \pm 0,68$  MPa, KnSN  $9,43 \pm 0,5$  MPa) anlamlı derecede yüksek bağlanma dayanımı göstermiştir

( $p<0,01$ ). Juvora örneklerde KnVN ( $7,65\pm 0,52$  MPa) ve KnVC ( $8,06\pm 0,54$  MPa) grupları diğer gruplara (KnSC  $5,95\pm 0,36$  MPa ve KnSN  $7,03\pm 0,92$  MPa) göre yüksek bağlanma dayanımı değerleri göstermiştir ( $p<0,01$ ). Bu durum metil metakrilat içerikli Visio.Link primerinin MDP içerikli Single Bond Universala kıyasla bağlanma dayanımını anlamlı şekilde arttırdığı, fakat primer uygulamasının PEEK kompozit bağlanma dayanımında tek başına yeterli olmadığı ve yüzey pürüzlülüğünün etkisinin önemli olduğu şeklinde yorumlanabilir.

Asit ile pürüzlendirilmiş grupta BioHPP örneklerde AVN ( $22,55\pm 1,22$  MPa) ve AVC ( $21,41\pm 1,05$  MPa) grupları diğer gruplara (ASC  $16,82\pm 0,83$  ve ASN  $19,37\pm 2,51$ ) göre anlamlı derecede yüksek bağlanma dayanımı değerleri göstermiştir ( $p<0,01$ ). Asit ile pürüzlendirilmiş grupta Juvora örneklerde AVN ( $21,46\pm 1,44$  MPa) grubu diğer gruplara (AVC  $18,67\pm 0,93$  MPa, ASC  $15,05\pm 0,81$  MPa, ASN  $14,81\pm 0,84$  MPa) göre anlamlı derecede yüksek bağlanma dayanımı değerleri göstermiştir ( $p<0,01$ ).

Kumlama+asit ile pürüzlendirilmiş grupta BioHPP örneklerde KASN ( $22,09\pm 1,54$  MPa) grubu KAVN ( $14,93\pm 1,29$  MPa), KASC ( $16,74\pm 1,70$  MPa) ve KAVC ( $12,95\pm 0,84$  MPa) gruplarına kıyasla anlamlı derecede yüksek bağlanma dayanımı değerleri göstermiştir ( $p<0,01$ ). Juvora örneklerde ise KAVN ( $21,36\pm 1,13$ ) grubu KASN ( $18,81\pm 0,74$  MPa), KAVC ( $17,52\pm 1,36$  MPa), KASC ( $15,54\pm 0,96$  MPa) gruplarına kıyasla anlamlı derecede yüksek bağlanma dayanımı değerleri göstermiştir ( $p<0,01$ ).

Kumlama ile pürüzlendirilmiş grupta BioHPP örneklerde KVN ( $21,58\pm 1,52$  MPa) grubu KVC ( $18,62\pm 1,37$  MPa), KSN ( $17,93\pm 1,07$  MPa), KSC ( $16,65\pm 0,72$  MPa) gruplarına kıyasla anlamlı derecede yüksek bağlanma dayanımı değerleri göstermiştir ( $p<0,01$ ). Juvora örneklerde ise KVN ( $19,37\pm 1,66$ ) grubu KVC ( $16,28\pm 1,30$  MPa), KSN ( $11,81\pm 1,04$  MPa) ve KSC ( $9,81\pm 0,91$  MPa) gruplarına kıyasla anlamlı derecede yüksek bağlanma dayanımı değerleri göstermiştir ( $p<0,01$ ).

Çalışmada en yüksek bağlanma dayanımı değerleri piranha asitle pürüzlendirilmiş çalışma gruplarında gözlenmiştir. PEEK yüzeyinin piranha çözeltisi ile pürüzlendirilmesi, sadece yüzeyin mikro pürüzlülüğünü iyileştirmekle kalmaz, aynı zamanda fonksiyonel grupların sayısını da artırır. Piranha çözeltisi ile PEEK yüzeyi muamele edildiğinde, piranha asit içindeki atomik oksijen (sülfürik asit ve hidrojen peroksidin reaksiyonu sırasında ortaya çıkar) doğrudan PEEK'in benzen halkası ile reaksiyona girer (12,139). Bu, PEEK polimerinin oksidasyonuna, yüzey polaritesinin

artmasına, aromatik halkanın kırılmasına ve daha sonra adezivlerle reaksiyona girebilen daha güçlü fonksiyonel grupların oluşmasına yol açar. Piranha asitle pürüzlendirilmiş gruplarda yüksek bağlanma dayanımı bu durumlarla açıklanabilir.

Kullanılan adeziv kompozit kombinasyonu açısından bakıldığında bu çalışmada, Visio.Link+SR Nexco uygulanmış örnekler Single Bond Universal+Crea.Lign uygulanan örneklerle kıyasla daha yüksek bağlanma dayanımı değerleri göstermiştir. Bu durum Visio.Link primerin içeriğindeki PETIA'nın PEEK'in yüzeyini çözmesi, MMA monomerlerinin çözünmüş yüzeyi şişirdiği ve dimetakrilat monomerlerinin, bağlanma bölgesi olarak iki metil grubuyla reçine kompozitlerine bağlanması ile açıklanmaktadır (9,15). MDP içerikli primerin düşük bağlanma dayanımı göstermesini ise iki fonksiyonel grubu olan MDP monomerinin bir fonksiyonel grubunun PEEK substratı veya reçine kompoziti ile kimyasal olarak reaksiyona giremeyen fosfat grubu tarafından işgal edilmesi gerçeğiyle açıklanabilir (9). Çalışmamızda örneklerden alınan SEM ve stereomikroskop görüntülerine ve aynı zamanda daha önceki çalışmaların sonuçlarına istinaden MDP'nin PEEK indirekt kompozit bağlantısında anahtar faktör olmadığı anlaşılmaktadır. “Farklı içerikli primerler PEEK-indirekt kompozit bağlanma dayanımında anlamlı bir farklılık oluşturmayacaktır” hipotezi genel olarak MDP içerikli adeziv uygulan örneklerin daha düşük bağlanma dayanımı değerleri göstermesi sebebiyle reddedilmiştir.

Bir diğer faktor kompozit reçineleri doldurucu miktarı ve buna bağlı olarak değişen viskozitesidir. SR Nexco düşük moleküler ağırlıklı (470 g/mol) monomer içeriği (UDMA) ve aynı zamanda düşük doldurucu miktarına bağlı olarak (%19,8) olarak düşük viskoziteli bir kompozittir. Oysaki Crea.Lign %50 seramik partikülleri ve daha yüksek moleküler ağırlıklı (512 g/mol) monomer (BisGMA) içerir ve bundan dolayı da daha yüksek viskoziteye sahiptir. SR Nexco uygulanan örneklerde daha yüksek bağlanma dayanımı değerleri elde edilmesi bu kompozitin düşük viskozitesine bağlı olarak mikro pürüzlü alanlara daha fazla akması ve tutuculuğu olumlu yönde etkileyebilmesi ile açıklanabilir (17). Bu nedenle “Seramik dolduruculu kompozit resin (Crea.Lign) uygulanmış seramik dolduruculu PEEK (BioHPP) örnekler daha yüksek bağlanma dayanımı değerleri gösterir” hipotezi bu örneklerin daha düşük bağlanma dayanımı değerleri göstermesi sebebiyle reddedilmiştir.

Stawarczyk ve ark. 2014 yılında yaptıkları çalışmada Visio.Link (PETİA, MMA) ve Signum PEEK Bond (PMMA, MMA) primerlerin farklı yüzey işlemleri (piranha ve sülfürik asitle pürüzlendirme) yapılmış PEEK örneklerle indirekt kompozit materyal (Sinfony ve VİTA VM LC) arasındaki bağlanma dayanımı üzerine etkilerini incelemiştir. Bu çalışmada piranha asitle aşındırılmış ve MMA esaslı adezivler: Signum PEEK Bond (24,5 MPa) ve Visio.Link (23,7 MPa) uygulanarak Sinfony (HEMA) indirekt rezin kompozit ile veneerlenmiş örnekler en yüksek bağlanma dayanımı sonuçlarını verirken iki grup arasında anlamlı bir farklılık saptanmamıştır. Sadece piranha asitle pürüzlendirilmiş ve hiçbir adeziv uygulanmamış kontrol grubunda bile daha düşük viskoziteli Sinfony (7,4-9,9 MPa) VİTA VM LC'ye (0,1-0,5 MPa) kıyasla daha yüksek bağlanma değerleri göstermiştir. Bunun için olası bir açıklama VİTA VM LC yüksek moleküler ağırlıklı BisGMA (512 g/mol) içeriğinden dolayı daha yoğun viskozitelidir. Buna kıyasla Sinfony içeriğindeki HEMA'dan (143 g/mol) ve düşük doldurucu oranından dolayı düşük viskozitededir. Düşük viskozitesinden dolayı kompozitler pürüzlendirme sonucu oluşan mikro gözeneklere daha iyi penetre olur ve mikro mekanik retansiyon sağlanır (17). Bu çalışmada kullanılan materyaller ile çalışmamızda kullanılan materyaller farklı olmakla beraber, kimyasal yapıları açısından benzerdirler. Bu çalışmada piranha asitle aşındırılmış, Signum PEEK Bond (24,5 MPa) ve Visio.Link (21,6 MPa) uygulanarak Sinfony indirekt rezin kompozit ile veneerlenmiş örneklerin bağlanma dayanımı değerleri bizim çalışmamızdaki değerlere benzerdir. Daha önce yapılan üç çalışma, PEEK malzemelerinin bağ dayanımı özelliklerini incelemiş ve Visio.Link ya da Signum PEEK Bond gibi MMA monomerleri içeren adeziv sistemlerinin daha yüksek bağ dayanımlarına neden olduğunu bulmuştur (9,10,25).

Keul ve Leiberman 2014 yılında yaptıkları çalışmada Monobond Plus (Silan metakrilat, Fosfor asidi, metakrilat), Clearfil Ceramic Primer (MDP), Signum PEEK Bond (MMA, PMMA), Visio.Link (MMA, PETİA) primerlerin farklı pürüzlendirme yöntemleri (kumlama, piranha asit dağlama, kumlama+asitleme) uygulanmış PEEK örnekler ile indirekt kompozit (Signum Composite Dentin) materyali arasındaki bağlanma dayanımı üzerine etkilerini incelemiştir. Çalışmada en yüksek bağlanma dayanımı değerleri piranha asit solusyonu ile pürüzlendirilmiş ve Visio.Link (MMA, PETİA) uygulanmış örneklerden (23,4 MPa) elde edilmiştir. MMA içerikli bir diğer primer Signum PEEK Bond (11,2-18,2 MPa), MDP içerikli Clearfil Ceramic Primer'e

(1,8-3,6 MPa) kıyasla yüksek bağlanma dayanımı değerleri vermiştir (9). Bu çalışmada elde edilen değerler çalışmamızda elde edilen değerlere benzerdir.

Taufall ve ark. 2017 yılında yaptıkları çalışmada Scotchbond Universal (MDP), MonobondPlus (Silanmetakrilat, Fosfor asidi, metakrilat), Dialog Bonding Fluid (MMA), Visio.Link (MMA, PETİA) primerlerin farklı pürüzlendirme yöntemleri (0,5 ve 0,35 MPA basınçta 50 µm'lik Al<sub>2</sub>O<sub>3</sub> kumlama, ve 0,5 ve 0,35 MPA basınçta 110 µm'lik Al<sub>2</sub>O<sub>3</sub> kumlama) uygulanmış PEEK örnekler ile indirekt kompozit (Dialog Occlusal) materyali arasındaki bağlanma dayanımı üzerine etkilerini incelemiştir. Çalışmada en yüksek bağlanma dayanımı değerleri 0,35 MPA basınçta 110 µm'lik Al<sub>2</sub>O<sub>3</sub> kumlama ile pürüzlendirilmiş ve Visio.Link (MMA, PETİA) uygulanmış örneklerden (29,82 MPa) elde edilmiştir. MMA içerikli bir diğer primer Dialog Bonding Fluid (22,28 MPa) MDP içerikli Scotchbond Universal'a (5,83 MPa) kıyasla yüksek bağlanma dayanımı değerleri göstermiştir (169). Bu çalışmada metil metakrilat esaslı primerlerin (Visio.Link) MDP esaslı primerlere (Scotchbond Universal) kıyasla yüksek bağlanma dayanımı değerleri göstermesi bizim çalışma ile benzerlik gösterebileceği elde edilen değerler çalışmamızdaki değerlerden kısmen yüksek olmuştur. Bu durum çalışmada farklı içerikli PEEK blok ve farklı içerikli indirekt kompozit kullanılması ile açıklanabilir.

Hallmann ve ark. 2012 yılında yaptıkları çalışmada Heliobond (Bis-GMA, TEG-DMA) ve Clearfil Ceramic Primer (MDP) primerlerin, farklı yüzey işlemleri (50 µm'lik Al<sub>2</sub>O<sub>3</sub> kumlama, 110 µm'lik Al<sub>2</sub>O<sub>3</sub> kumlama, silika kaplama, piranha asit aşındırma) uygulanmış PEEK örneklerle kompozit içerikli rezin siman (RelyX Unicem) materyalleri arasındaki bağlanma dayanımı üzerine etkilerini incelemiştir (139). Tüm pürüzlendirme gruplarında MDP esaslı Clearfil Ceramic Primer uygulanmış örnekler (8,6-17,1 MPa) Heliobond uygulanmış örneklere (11,8-21,4 MPa) kıyasla düşük bağlanma dayanımı değerleri göstermiştir. Bu çalışmada MDP içerikli primerin (Clearfil Ceramic Primer) düşük bağlanma değerleri (8,6-17,1 MPa) göstermesi çalışmamızdaki Single Bond Universal uygulanan örneklerin bağlanma değerlerine (7,03-17,93 MPa) benzerdir.

Uhrenbacher ve ark. 2014 yılında yaptıkları çalışmada Visio.Link (PETİA ve MMA), Signum PEEK Bond (PMMA ve MMA) ve Ambarino P60 (dimetakrilat, fosforik asit esterleri) primerlerin, farklı yüzey işlemleri (kumlama, sülfürik asitle pürüzlendirme, piranha asitle pürüzlendirme) yapılmış PEEK örneklerle kompozit içerikli rezin siman (RelyX Unicem) materyalleri arasındaki bağlanma dayanımı üzerine etkilerini

incelemiştir. Tüm pürüzlendirme gruplarında metil metakrilat esaslı adezivler (Visio.Link ve Signum PEEK Bond) uygulamış örnekler daha yüksek bağlanma dayanımı değerleri gösterirken (20,6-21,97 MPa) dimetakrilat esaslı Ambarino P60 uygulanmış (3,7-11,52 MPa) örnekler daha düşük bağlanma dayanımı değerleri göstermiştir (15). Bu çalışmada MMA içerikli primerler (Visio.Link ve Signum PEEK Bond) uygulanan örneklerin bağlanma dayanımı değerleri çalışmamızdaki değerlere benzerdir. Çalışmamızda da tüm pürüzlendirme gruplarında MMA içerikli Visio.Link uygulanmış örnekler yüksek bağlanma değerleri göstermiştir.

Lümkemann ve ark. 2017 yılında yaptıkları çalışmada Scotchbond Universal (MDP) Clearfil Universal Bond (MDP), G-Premio Bond (DMA, MDP), Visio.Link (MMA, PETİA) primerlerin, farklı yüzey işlemleri (0,05, 0,2 veya 0,4 MPa basınçta 50 µm Al<sub>2</sub>O<sub>3</sub> partikülleri ile pürüzlendirme) yapılmış PEEK örneklerle kompozit içerikli rezin siman (Clearfil SA) materyali arasındaki bağlanma dayanımı üzerine etkilerini incelemiştir. Pürüzlendirme grupları arasında karşılaştırmada 0,4 MPa ile kumlama grubu diğer gruplara kıyasla daha yüksek bağlanma dayanımı değerleri göstermiştir. 0,4 MPa ile pürüzlendirilmiş grupta metil metakrilat esaslı Visio.Link (35,1 MPa) en yüksek bağlanma dayanımı değerlerini gösterirken MDP içerikli Scotchbond Universal (28,6 MPa) ve Clearfil Universal Bond (27,4 MPa) daha düşük bağlanma dayanımı değerleri göstermiştir. Çalışmada en düşük bağlanma dayanımı değerlerini MDP esaslı G-Premio Bond (2,9 MPa) uygulanmış grup göstermiştir (168). Bu çalışmada rapor edilen bağlanma dayanımı değerleri bizim çalışmamızdaki kumlama grubunda elde ettiğimiz bağlanma dayanımı değerlerinden (Single Bond Universal 17,93 MPa, Visio.Link 21,58 MPa) yüksek bulunmuştur. Bu durum Clearfil SA'nın daha düşük viskoziteli ve daha akıcı olmasından dolayı PEEK yüzeyindeki retantif alanlara rahat akması ve mikro mekanik tutuculuk oluşturması ile açıklanabilir.

Stawarczyk ve arkadaşları 2013 yılında yaptıkları çalışmada farklı yüzey işlemlerin (50 µm Al<sub>2</sub>O<sub>3</sub> kumlama, 110 µm Al<sub>2</sub>O<sub>3</sub> kumlama, silika kaplama, asitle aşındırma) PEEK örnekler ile indirekt rezin kompozit (Gradia GC, Sinfony) materyalleri arasındaki bağlanma dayanımı üzerine etkilerini incelemiştir. Düşük viskoziteli Sinfony ile venerlenmiş örnekler (18,56 MPa) yüksek viskoziteli GC Gradia ile kaplanmış öneklere (14,30 MPa) kıyasla daha yüksek bağlanma dayanımı değerleri göstermiştir. Bu durum %50 doldurucu oranına sahip ve dolayısıyla daha düşük viskoziteli Sinfony'nin

%75 doldurucu oranına sahip ve dolayısıyla daha yoğun kıvamlı GC Gradia kıyasla oluşan gözenekli alanlara daha iyi akması ve daha yüksek bağlanma dayanımı değerleri göstermesi ile açıklanmaktadır (4). Bu çalışmadaki sonuçlar çalışmamızdaki düşük viskoziteli indirekt kompozitin (SR Nexco) yüksek bağlanma dayanımı göstermesi sebebinden benzerlik göstermektedir.

Tsuka ve ark. 2017 yılında yaptıkları çalışmada kumlama ile yüzey pürüzlendirmenin PEEK örnekler ile kompozit içerikli rezin simanlar arasındaki bağlanma dayanımı üzerine etkilerini incelemiştir. Araştırmacılar kompozit esaslı rezin simanlar: Panavia V5 (0,6 MPa), RelyX TM (6,8 MPa) ve G-CEM (9,2 MPa) karşılaştırıldığında Süper Metil C&B'nin (11,2 MPa) belirgin bir şekilde daha yüksek bağlanma dayanımı değerleri gösterdiğini çalışmalarında rapor etmişler. Bağlanma dayanımındaki bu farklılığı simanların içeriklerinin yanı sıra kompozit esaslı rezin simanlar: Panavia V5 ve RelyX TM uygulanan PEEK örneklere MDP içerikli (Clearfil Ceramic Primer, Scotchbond Universal) primerlerin, Süper Metil C&B uygulamasından önce MMA içerikli (Super-Bond Universal V-Primer) primerlerin uygulaması ile ilişkili olduğunu bildirmişler (170). Bu sonuçlar MMA esaslı (Super-Bond Universal V-Primer) primerler uygulanmış ve daha yüksek bağlanma dayanımı değerleri gösteren önceki çalışmaların raporlarıyla desteklenmektedir (16,17). Bu çalışmada MMA esaslı primerler uygulanmış örneklerden yüksek bağlanma dayanımı değerleri elde edilmesi çalışmamızdaki bağlanma dayanımı değerlerine benzerlik göstermektedir.

Stawarczyk ve Keul 2013 yılında yaptıkları çalışmada Visio.Link (MMA, PETİA), Signum PEEK Bond (PMMA, MMA), Monobond Plus, (Silanmetakrilat, Fosfor asidi metakrilat), Z Prime Plus (Bis-GMA, HEMA, ethanol) ve Amborino P60 (dimetakrilat, fosforik asit esterleri) primerlerin 0,2 MPa basınçla 50 µm kumlama uygulanmış PEEK örneklerle indirekt rezin kompozit (Sinfony, VİTA VM LC, Gradia GC) materyalleri arasındaki bağlanma dayanımı üzerine etkilerini incelemiştir. Metil metakrilat esaslı adezivler: Visio.Link (69 MPa) ve Signum PEEK Bond (48,1 MPa) uygulanarak Sinfony ile veneerlenmiş örnekler en yüksek bağlanma dayanımı değerleri gösterirken, Gradia GC ile veneerlenmiş örnekler (Visio.Link 40,0 MPa, Signum PEEK Bond 44,5–MPa) daha düşük bağlanma değerleri göstermiştir. Monobond Plus (13,4 MPa) uygulanan örnekler düşük bağlanma dayanımı değeri gösterirken Z Prime Plus ve Amborino P60 uygulanmış örnekler tamamen başarısız olmuştur (7). Bu çalışmada elde

edile değerler çalışmamızdaki değerlerden yüksek çıkmıştır. Bunun çalışmada kullanılan PEEK materyallerinden ve kompozitlerden kaynaklandığı düşünülmektedir.

Bağlanma başarısının incelenmesinde yalnızca makaslama testi sonuçlarının değil bağlanma ara yüzünde oluşan ayrılmanın tipinin de değerlendirilmesi gerekmektedir. Atsu ve ark. koheziv ve miks (adeziv+koheziv ayrılma) ayrılma tiplerinin, adeziv ayrılma tipine oranla daha yüksek bir bağlanma dayanımına işaret ettiğini ve adeziv ayrılma tipinin düşük bağlanma dayanımı ile ilişkili olduğunu ifade etmiştir (282). Çalışmamızda makaslama testi sonucunda indirekt kompozit ile PEEK ara yüzündeki başarısızlık tipleri stereomikroskop ile 35x büyütmede incelenmiştir. Kontrol grubu BioHPP örneklerde toplam adeziv/miks başarısızlık oranı %70/30 oranındayken Juvora örneklerde bu oran %80/20 olmuştur. Asit ile pürüzlendirilen BioHPP örneklerde toplam adeziv/miks başarısızlık oranı %30/70 oranındayken Juvora örneklerde bu oran %45/55 olmuştur. Ek olarak bütün gruplardan anlamlı derecede daha yüksek bağlanma dayanımı gösteren AVN ve AVC grubunda miks başarısızlık oranı %90, daha düşük bağlanma dayanımı değerleri gösteren ASC grubunda ise miks başarısızlık oranı %40 olmuştur. Kumlama+asit ile pürüzlendirilen BioHPP örneklerde toplam adeziv/miks başarısızlık oranı %70/30 oranındayken Juvora örneklerde bu oran %60/40 olmuştur. Kumlama ile pürüzlendirilen BioHPP örneklerde toplam adeziv/miks başarısızlık oranı %30/70 oranındayken Juvora örneklerde bu oran %45/55 olmuştur. Çalışmamızda indirekt kompozit ile PEEK ara yüzünde koheziv ayrılma görülmemiştir. Bu durum önceki PEEK-indirekt kompozit bağlantı çalışmaları ile benzerlik göstermektedir (7,16,168).

Bu çalışmadaki numuneler oda sıcaklığında (37°C) damıtılmış su içinde 24 saat bekletildi ve sonra test edildi. Çalışmamızın limitasyonu termal siklusun uygulanmaması olabilir. Numunelerin yapay yaşlanması sonucu su moleküllerinin PEEK polimerine birleşmesi nedeniyle kovalent bağlar kimyasal olarak parçalanır ve bu parçalanma arayüzün bozulmasına neden olabilir. Bunun bağlanma dayanımı değerlerini etkileyeceğine inanılmaktadır (283,284).

Çalışmamızda elde edilen sonuçlar, PEEK ile indirekt kompozitlerin bağlanma dayanımının artırılmasında primerlerinin anlamlı derecede etkili olduğunu göstermektedir. Fakat bağlanma dayanımı değerlerinin kullanılan primerlerin içeriğinin yanı sıra yüzey pürüzlendirme tekniklerinden de etkilendiği görülmektedir. En yüksek bağlanma dayanımının, yüksek yüzey pürüzlülük değerleri ile metil metakrilat monomeri



içeren primerlerin birlikte kullanılması sonucu elde edildiği gör÷lmektedir. Çalışmamızın sonuçlarına göre PEEK alt yapıların kompozitle vengerlemeden önce piranha asit çözeltisi ve 110 µm Al<sub>2</sub>O<sub>3</sub> partikülleri ile pürüzlendirilmesi ve metil metakrilat içeren primerlerin kullanılması bağlanma dayanımını artırmak için en uygun yöntemlerdir.



## 8. SONUÇLAR

Farklı yüzey pürüzlendirme yöntemleri ve adeziv sistemlerin iki farklı tip PEEK ile indirekt kompozit rezin materyalin makaslama bağlanma dayanımına etkilerinin araştırıldığı çalışmamızda şu sonuçlar elde edilmiştir;

1. Yüzey pürüzlendirme yöntemleri PEEK yüzeyinde anlamlı derecede pürüzlülük oluşturmuştur. Asit ile pürüzlendirilen örnekler en yüksek pürüzlülük değerleri gösterirken, kumlama ve kumlama+asitleme ile pürüzlendirilen örnekler benzer pürüzlülük değerleri göstermiştir.
2. Asitle pürüzlendirilmiş seramik dolduruculu PEEK (BioHPP) örnekler saf PEEK (Juvora) örneklerle kıyasla yüksek yüzey pürüzlülük değerleri, kontrol, kumlama ve kumlama+asitleme grubunda örneklerde benzer pürüzlülük değerleri göstermiştir.
3. Seramik dolduruculu PEEK örneklerde asit ve kumlama ile pürüzlendirilen örnekler kumlama+asitleme ve kontrol grubu örneklerle kıyasla yüksek ortalama bağlanma dayanımı değerleri gösterirken, saf PEEK örneklerde asit ve kumlama+asitleme ile pürüzlendirilen örnekler kumlama ve kontrol grubu örneklerle kıyasla yüksek ortalama bağlanma dayanımı değerleri göstermiştir.
4. MMA içerikli primer ve düşük viskoziteli kompozit uygulanan örnekler, MDP içerikli primer ve yüksek viskoziteli kompozit uygulanan örneklerle kıyasla daha yüksek bağlanma dayanımı değerleri göstermiştir.
5. Asitleme ve kumlama gruplarında kırılmaların çoğunda miks tip başarısızlık gözlenmesi, rezin kompozit ve PEEK örnekler arasında güçlü bir bağlantının oluştuğuna işaret etmektedir. Kontrol grubunda %90 oranında adeziv tip başarısızlıkların gözlenmesi PEEK ile indirekt kompozit bağlantısında yüzey pürüzlendirmenin önemini ortaya koymaktadır.

## 9. KAYNAKLAR

1. Siewert B, Parra M. A new group of material in dentistry. Peek Framew Mater Used In. 2013;148–159.
2. Webber B, McDonald A, Knowles J. An in vitro study of the compressive load at fracture of Procera AllCeram crowns with varying thickness of veneer porcelain. *J Prosthet Dent*. 2003;89(2):154–160.
3. Karunagaran S, Paprocki GJ, Wicks R, Markose S. A review of implant abutments–abutment classification to aid prosthetic selection. *J Tenn Dent Assoc*. 2013;93(2):18–23.
4. Stawarczyk B, Beuer F, Wimmer T, Jahn D, Sener B, Roos M, vd. Polyetheretherketone a suitable material for fixed dental prostheses? *J Biomed Mater Res B Appl Biomater*. 2013;101(7):1209–1216.
5. Bechir ES, Bechir A, Gioga C, Manu R, Burcea A, Dascalu IT. The Advantages of BioHPP Polymer as Superstructure Material in Oral Implantology. *Mater Plast*. :5.
6. Zoidis P, Papathanasiou I. Modified PEEK resin-bonded fixed dental prosthesis as an interim restoration after implant placement. *J Prosthet Dent*. 2016;116(5):637–641.
7. Stawarczyk B, Keul C, Beuer F, Roos M, Schmidlin PR. Tensile bond strength of veneering resins to PEEK: impact of different adhesives. *Dent Mater J*. 2013;32(3):441–448.
8. Taufall S, Eichberger M, Schmidlin PR, Stawarczyk B. Fracture load and failure types of different veneered polyetheretherketone fixed dental prostheses. *Clin Oral Investig*. 2016;20(9):2493–2500.
9. Keul C, Liebermann A, Schmidlin PR, Roos M, Sener B, Stawarczyk B. Influence of PEEK surface modification on surface properties and bond strength to veneering resin composites. *J Adhes Dent*. 2014;16(4):383–92.
10. Georgiev J, Vlahova A, Kissov H, Aleksandrov S, Kazakova R. Possible application of BioHPP in prosthetic dentistry: a literature review. *J IMAB–Annual Proceeding Sci Pap*. 2018;24(1):1896–1898.
11. Kurtz SM. PEEK biomaterials handbook. William Andrew; 2011.

12. Schmidlin PR, Stawarczyk B, Wieland M, Attin T, Hämmerle CHF, Fischer J. Effect of different surface pre-treatments and luting materials on shear bond strength to PEEK. *Dent Mater.* 2010;26(6):553-9.
13. Kern M, Lehmann F. Influence of surface conditioning on bonding to polyetheretherketon (PEEK). *Dent Mater.* 2012;28(12):1280–1283.
14. Rosentritt M, Preis V, Behr M, Sereno N, Kolbeck C. Shear bond strength between veneering composite and PEEK after different surface modifications. *Clin Oral Investig.* 2015;19(3):739–744.
15. Uhrenbacher J, Schmidlin PR, Keul C, Eichberger M, Roos M, Gernet W, vd. The effect of surface modification on the retention strength of polyetheretherketone crowns adhesively bonded to dentin abutments. *J Prosthet Dent.* 2014;112(6):1489-97.
16. Stawarczyk B, Bähr N, Beuer F, Wimmer T, Eichberger M, Gernet W, vd. Influence of plasma pretreatment on shear bond strength of self-adhesive resin cements to polyetheretherketone. *Clin Oral Investig.* 2014;18(1):163–170.
17. Stawarczyk B, Jordan P, Schmidlin PR, Roos M, Eichberger M, Gernet W, vd. PEEK surface treatment effects on tensile bond strength to veneering resins. *J Prosthet Dent.* 2014;112(5):1278–1288.
18. Chen F, Ou H, Lu B, Long H. A constitutive model of polyether-ether-ketone (PEEK). *J Mech Behav Biomed Mater.* 2016;53:427–433.
19. Kalaycı E, Avinç O, Yavaş A. Poli Eter Eter Keton (PEEK) Lifleri. *Cumhuriyet Üniversitesi Fen-Edeb Fakültesi Fen Bilim Derg.* 2017;38(2):168–186.
20. Hearle JW. Physical structure and fibre properties. *Regen Cellul Fibres.* 2001;18.
21. Kemmish DJ. Practical guide to high performance engineering plastics. *Smithers Rapra*; 2011.
22. Attwood TE, Dawson PC, Freeman JL, Hoy LRJ, Rose JB, Staniland PA. Synthesis and properties of polyaryletherketones. *Polymer.* 1981;22(8):1096–1103.
23. Kumar S, Anderson DP, Adams WW. Crystallization and morphology of poly aryl ether ketone. *Polymer.* 1986;27(3):329–336.
24. Kurtz SM, Devine JN. PEEK biomaterials in trauma, orthopedic, and spinal implants. *Biomaterials.* 2007;28(32):4845–4869.

25. Rankin K. Evaluation of polyetheretherketone as a candidate material for cemented total knee replacement PhD Thesis. University of Southampton; 2016.
26. Harsha L, Anand S. Literature Review on " Peek" Dental Implants. *Res J Pharm Technol.* 2016;9(10):1797.
27. Bismarck A, Hofmeier M, Dörner G. Effect of hot water immersion on the performance of carbon reinforced unidirectional poly ether ether ketone (PEEK) composites: Stress rupture under end-loaded bending. *Compos Part Appl Sci Manuf.* 2007;38(2):407–426.
28. Boinard E, Pethrick RA, MacFarlane CJ. The influence of thermal history on the dynamic mechanical and dielectric studies of polyetheretherketone exposed to water and brine. *Polymer.* 2000;41(3):1063–1076.
29. Ha S-W, Hauert R, Ernst K-H, Wintermantel E. Surface analysis of chemically-etched and plasma-treated polyetheretherketone (PEEK) for biomedical applications. *Surf Coat Technol.* 1997;96(2-3):293–299.
30. Wijers MC, Jin M, Wessling M, Strathmann H. Supported liquid membranes modification with sulphonated poly ether ether ketone: permeability, selectivity and stability. *J Membr Sci.* 1998;147(1):117–130.
31. Stober EJ, Seferis JC, Keenan JD. Characterization and exposure of polyetheretherketone (PEEK) to fluid environments. *Polymer.* 1984;25(12):1845–1852.
32. Searle OB, Pfeiffer RH. Victrex polyethersulfone (PES) and Victrex PEEK. *Polymer Eng Sci.* 1985;25(8):474–476.
33. Zhang G, Latour Jr RA, Kennedy JM, Del Schutte Jr H, Friedman RJ. Long-term compressive property durability of carbon fibre-reinforced polyetheretherketone composite in physiological saline. *Biomaterials.* 1996;17(8):781–789.
34. Kwarteng KB, Stark C. Carbon Fiber Reinforced PEEK Composites for Orthopaedic Implants. *K B Kwarteng C Stark SAMPE Q 22 1.* 1990;10–14.
35. Brown SA, Hastings RS, Mason JJ, Moet A. Characterization of short-fibre reinforced thermoplastics for fracture fixation devices. *Biomaterials.* 1990;11(8):541–547.

36. Meyer MR, Friedman RJ, Del Schutte Jr H, Latour Jr RA. Long-term durability of the interface in FRP composites after exposure to simulated physiologic saline environments. *J Biomed Mater Res.* 1994;28(10):1221–1231.
37. Skinner HB. Composite technology for total hip arthroplasty. *Clin Orthop.* 1988;(235):224–236.
38. Lee W-T, Koak J-Y, Lim Y-J, Kim S-K, Kwon H-B, Kim M-J. Stress shielding and fatigue limits of poly-ether-ether-ketone dental implants. *J Biomed Mater Res B Appl Biomater.* 2012;100(4):1044–1052.
39. Rahmitasari F, Ishida Y, Kurahashi K, Matsuda T, Watanabe M, Ichikawa T. PEEK with reinforced materials and modifications for dental implant applications. *Dent J.* 2017;5(4):35.
40. Najeeb S, Zafar MS, Khurshid Z, Siddiqui F. Applications of polyetheretherketone (PEEK) in oral implantology and prosthodontics. *J Prosthodont Res.* 2016;60(1):12–19.
41. Sandler J, Werner P, Shaffer MS, Demchuk V, Altstädt V, Windle AH. Carbon-nanofibre-reinforced poly ether ether ketone composites. *Compos Part Appl Sci Manuf.* 2002;33(8):1033–1039.
42. Rho JY, Ashman RB, Turner CH. Young's modulus of trabecular and cortical bone material: ultrasonic and microtensile measurements. *J Biomech.* 1993;26(2):111–119.
43. Lewinstein I, Banks-Sills L, Eliasi R. Finite element analysis of a new system (IL) for supporting an implant-retained cantilever prosthesis. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 1995;10(3).
44. Zafar MS, Ahmed N. Nanoindentation and surface roughness profilometry of poly methyl methacrylate denture base materials. *Technol Health Care.* 2014;22(4):573–581.
45. Rees JS, Jacobsen PH. The elastic modulus of enamel and dentine. *Clin Mater.* 1993;14(1):35–39.
46. Kashiwagi T. Polymer combustion and flammability role of the condensed phase. *Symposium (International) on Combustion.* Elsevier; 1994. s. 1423–1437.
47. Bourbigot S, Flambard X. Heat resistance and flammability of high performance fibres: A review. *Fire Mater.* 2002;26(4-5):155–168.

48. Buggy M, Carew A. The effect of thermal ageing on carbon fibre-reinforced polyetheretherketone (PEEK). *J Mater Sci*. 1994;29(7):1925–1929.
49. Hay JN, Kemmish DJ. Thermal decomposition of poly aryl ether ketones. *Polymer*. 1987;28(12):2047–2051.
50. Cole KC, Casella IG. Fourier transform infrared spectroscopic study of thermal degradation in poly ether ether ketone-carbon composites. *Polymer*. 1993;34(4):740–745.
51. Sasuga T, Hagiwara M. Radiation deterioration of several aromatic polymers under oxidative conditions. *Polymer*. 1987;28(11):1915–1921.
52. Li HM, Fouracre RA, Given MJ, Banford HM, Wysocki S, Karolczak S. The effects on polyetheretherketone and polyethersulfone of electron and gamma irradiation. *IEEE Trans Dielectr Electr Insul*. 1999;6(3):295–303.
53. Sasuga T, Hagiwara M. Molecular motions of non-crystalline poly aryl ether ketone) PEEK and influence of electron beam irradiation. *Polymer*. 1985;26(4):501–505.
54. Vaughan AS, Stevens GC. Irradiation and the glass transition in PEEK. *Polymer*. 2001;42(21):8891–8895.
55. Kumar S, Adams WW. Electron beam damage in high temperature polymers. *Polymer*. 1990;31(1):15–19.
56. Feerick EM, Kennedy J, Mullett H, FitzPatrick D, McGarry P. Investigation of metallic and carbon fibre PEEK fracture fixation devices for three-part proximal humeral fractures. *Med Eng Phys*. 2013;35(6):712–722.
57. Shao X, Xue QJ. Effect of nanometer and micrometer SiO<sub>2</sub> particles on the tribology properties of poly phthalazine ether sulfone ketone composites. *Master Mech Eng China*. 2004;28:39–42.
58. Wang Q, Xue Q, Shen W. The friction and wear properties of nanometre SiO<sub>2</sub> filled polyetheretherketone. *Tribol Int*. 1997;30(3):193–197.
59. Wang Q, Xue Q, Liu H, Shen W, Xu J. The effect of particle size of nanometer ZrO<sub>2</sub> on the tribological behaviour of PEEK. *Wear*. 1996;198(1-2):216–219.
60. Williams DF, McNamara A, Turner RM. Potential of polyetheretherketone (PEEK) and carbon-fibre-reinforced PEEK in medical applications. *J Mater Sci Lett*. 1987;6(2):188–190.

61. Wenz LM, Merritt K, Brown SA, Moet A, Steffee AD. In vitro biocompatibility of polyetheretherketone and polysulfone composites. *J Biomed Mater Res.* 1990;24(2):207–215.
62. Petillo O, Peluso G, Ambrosio L, Nicolais L, Kao WJ, Anderson JM. In vivo induction of macrophage Ia antigen (MHC class II) expression by biomedical polymers in the cage implant system. *J Biomed Mater Res.* 1994;28(5):635–646.
63. Hunter A, Archer CW, Walker PS, Blunn GW. Attachment and proliferation of osteoblasts and fibroblasts on biomaterials for orthopaedic use. *Biomaterials.* 1995;16(4):287–295.
64. Morrison C, Macnair R, MacDonald C, Wykman A, Goldie I, Grant MH. In vitro biocompatibility testing of polymers for orthopaedic implants using cultured fibroblasts and osteoblasts. *Biomaterials.* 1995;16(13):987–992.
65. Katzer A, Marquardt H, Westendorf J, Wening JV, Von Foerster G. Polyetheretherketone—cytotoxicity and mutagenicity in vitro. *Biomaterials.* 2002;23(8):1749–1759.
66. Sagomonyants KB, Jarman-Smith ML, Devine JN, Aronow MS, Gronowicz GA. The in vitro response of human osteoblasts to polyetheretherketone (PEEK) substrates compared to commercially pure titanium. *Biomaterials.* 2008;29(11):1563–1572.
67. Külünk T, Külünk Ş, Saraç D. Diş Hekimliği Uygulamalarında Polietereterketon. *Turk Klin J Prosthodont-Spec Top.* 2017;3(3):175–183.
68. Rivard C-H, Rhalmi S, Coillard C. In vivo biocompatibility testing of peek polymer for a spinal implant system: a study in rabbits. *J Biomed Mater Res Off J Soc Biomater Jpn Soc Biomater Aust Soc Biomater Korean Soc Biomater.* 2002;62(4):488–498.
69. Nieminen T, Kallela I, Wuolijoki E, Kainulainen H, Hiidenheimo I, Rantala I. Amorphous and crystalline polyetheretherketone: Mechanical properties and tissue reactions during a 3-year follow-up. *J Biomed Mater Res A.* 2008;84(2):377–383.
70. Katzer A, Marquardt H, Westendorf J, Wening JV, Von Foerster G. Polyetheretherketone—cytotoxicity and mutagenicity in vitro. *Biomaterials.* 2002;23(8):1749–1759.



71. Neumann EAF, Villar CC, França FMG. Fracture resistance of abutment screws made of titanium, polyetheretherketone, and carbon fiber-reinforced polyetheretherketone. *Braz Oral Res.* 2014;28(1):1–5.
72. Zhou L, Qian Y, Zhu Y, Liu H, Gan K, Guo J. The effect of different surface treatments on the bond strength of PEEK composite materials. *Dent Mater.* 2014;30(8):e209–e215.
73. Pokorný D, Fulín P, Slouf M, Jahoda D, Landor I, Sosna A. Polyetheretherketone (PEEK). Part II: Application in clinical practice. *Acta Chir Orthop Traumatol Cech.* 2010;77(6):470–478.
74. Albert K, Schledjewski R, Harbaugh M, Bleser S, Jamison R, Friedrich K. Characterization of wear in composite material orthopaedic implants. *Biomed Mater Eng.* 1994;4(3):199–211.
75. Turner JL, Paller DJ, Murrell CB. The mechanical effect of commercially pure titanium and polyetheretherketone rods on spinal implants at the operative and adjacent levels. *Spine.* 2010;35(21):E1076–E1082.
76. Sinha N, Gupta N, Reddy KM, Shastry YM. Versatility of PEEK as a fixed partial denture framework. *J Indian Prosthodont Soc.* 2017;17(1):80.
77. AL-Rabab'ah M, Hamadneh W, Alsalem I, Khraisat A, Abu Karaky A. Use of high performance polymers as dental implant abutments and frameworks: a case series report. *J Prosthodont.* 2017;
78. Macdonald ML, Samuel RE, Shah NJ, Padera RF, Beben YM, Hammond PT. Tissue integration of growth factor-eluting layer-by-layer polyelectrolyte multilayer coated implants. *Biomaterials.* 2011;32(5):1446–1453.
79. Branemark P-I, Breine U, Adell R, Hansson BO, Lindström J, Ohlsson AA. Intraosseous anchorage of dental prostheses: I. Experimental studies. *Scand J Plast Reconstr Surg.* 1969;3(2):81–100.
80. Schwitalla A, Müller W-D. PEEK dental implants: a review of the literature. *J Oral Implantol.* 2013;39(6):743–749.
81. Shapira L, Klinger A, Tadir A, Wilensky A, Halabi A. Effect of a niobium-containing titanium alloy on osteoblast behavior in culture. *Clin Oral Implants Res.* 2009;20(6):578–582.

82. Egusa H, Ko N, Shimazu T, Yatani H. Suspected association of an allergic reaction with titanium dental implants: a clinical report. *J Prosthet Dent.* 2008;100(5):344–347.
83. Huiskes R, Weinans H, Van Rietbergen B. The relationship between stress shielding and bone resorption around total hip stems and the effects of flexible materials. *Clin Orthop.* 1992;124–134.
84. Yildirim M, Fischer H, Marx R, Edelhoff D. In vivo fracture resistance of implant-supported all-ceramic restorations. *J Prosthet Dent.* 2003;90(4):325–331.
85. Sandhaus S. Oral rehabilitation using implantation method CBS. *ZWR.* 1971;80(13):597–604.
86. Özkurt Z, Kazazoğlu E. Zirconia dental implants: a literature review. *J Oral Implantol.* 2011;37(3):367–376.
87. Andreiotelli M, Wenz HJ, Kohal R-J. Are ceramic implants a viable alternative to titanium implants? A systematic literature review. *Clin Oral Implants Res.* 2009;20:32–47.
88. Kelsey DJ, Springer GS, Goodman SB. Composite implant for bone replacement. *J Compos Mater.* 1997;31(16):1593–1632.
89. Corvelli AA, Biermann PJ, Roberts JC. Design, analysis, and fabrication of a composite segmental bone replacement implant. *J Adv Mater.* 1997;28(3):2–8.
90. Sarot JR, Contar CMM, Da Cruz ACC, de Souza Magini R. Evaluation of the stress distribution in CFR-PEEK dental implants by the three-dimensional finite element method. *J Mater Sci Mater Med.* 2010;21(7):2079–2085.
91. Schwitalla AD, Abou-Emara M, Spintig T, Lackmann J, Müller WD. Finite element analysis of the biomechanical effects of PEEK dental implants on the peri-implant bone. *J Biomech.* 2015;48(1):1–7.
92. Koch FP, Weng D, Krämer S, Biesterfeld S, Jahn-Eimermacher A, Wagner W. Osseointegration of one-piece zirconia implants compared with a titanium implant of identical design: a histomorphometric study in the dog. *Clin Oral Implants Res.* 2010;21(3):350–356.
93. Almasi D, Iqbal N, Sadeghi M, Sudin I, Kadir A, Rafiq M, vd. Preparation methods for improving PEEK's bioactivity for orthopedic and dental application: a review. *Int J Biomater.* 2016;

94. Najeeb S, Khurshid Z, Matinlinna JP, Siddiqui F, Nassani MZ, Baroudi K. Nanomodified peek dental implants: Bioactive composites and surface modification—A review. *Int J Dent*. 2015;2015.
95. Marchand-Brynaert J, Pantano G, Noiset O. Surface fluorination of PEEK film by selective wet-chemistry. *Polymer*. 1997;38(6):1387–1394.
96. Noiset O, Schneider Y-J, Marchand–Brynaert J. Surface modification of poly ether ether ketone (PEEK) film by covalent coupling of amines and amino acids through a spacer arm. *J Polym Sci Part Polym Chem*. 1997;35(17):3779–3790.
97. Wang H, Lu T, Meng F, Zhu H, Liu X. Enhanced osteoblast responses to poly ether ether ketone surface modified by water plasma immersion ion implantation. *Colloids Surf B Biointerfaces*. 2014;117:89–97.
98. Waser-Althaus J, Salamon A, Waser M, Padeste C, Kreutzer M, Piele U, vd. Differentiation of human mesenchymal stem cells on plasma-treated polyetheretherketone. *J Mater Sci Mater Med*. 2014;25(2):515–525.
99. Rechendorff K, Hovgaard MB, Foss M, Zhdanov VP, Besenbacher F. Enhancement of protein adsorption induced by surface roughness. *Langmuir*. 2006;22(26):10885–10888.
100. Tsougeni K, Vourdas N, Tserepi A, Gogolides E, Cardinaud C. Mechanisms of oxygen plasma nanotexturing of organic polymer surfaces: from stable super hydrophilic to super hydrophobic surfaces. *Langmuir*. 2009;25(19):11748–11759.
101. Riveiro A, Soto R, Comesaña R, Boutinguiza M d, Del Val J, Quintero F, vd. Laser surface modification of PEEK. *Appl Surf Sci*. 2012;258(23):9437–9442.
102. Khoury J, Kirkpatrick SR, Maxwell M, Cherian RE, Kirkpatrick A, Svrluga RC. Neutral atom beam technique enhances bioactivity of PEEK. *Nucl Instrum Methods Phys Res Sect B Beam Interact Mater At*. 2013;307:630–634.
103. Mathieson I, Bradley RH. Improved adhesion to polymers by UV/ozone surface oxidation. *Int J Adhes Adhes*. 1996;16(1):29–31.
104. Cook SD, Rust-Dawicki AM. Preliminary evaluation of titanium-coated PEEK dental implants. *J Oral Implantol*. 1995;21(3):176–181.
105. Suska F, Omar O, Emanuelsson L, Taylor M, Gruner P, Kinbrum A, vd. Enhancement of CRF-PEEK osseointegration by plasma-sprayed hydroxyapatite: a rabbit model. *J Biomater Appl*. 2014;29(2):234–242.

106. Le Guéhennec L, Soueidan A, Layrolle P, Amouriq Y. Surface treatments of titanium dental implants for rapid osseointegration. *Dent Mater.* 2007;23(7):844–854.
107. Barkarmo S, Wennerberg A, Hoffman M, Kjellin P, Breiding K, Handa P, vd. Nano-hydroxyapatite-coated PEEK implants: A pilot study in rabbit bone. *J Biomed Mater Res A.* 2013;101(2):465–471.
108. Barkarmo S, Andersson M, Currie F, Kjellin P, Jimbo R, Johansson CB, vd. Enhanced bone healing around nanohydroxyapatite-coated polyetheretherketone implants: an experimental study in rabbit bone. *J Biomater Appl.* 2014;29(5):737–747.
109. Johansson P, Jimbo R, Kjellin P, Currie F, Chrcanovic BR, Wennerberg A. Biomechanical evaluation and surface characterization of a nano-modified surface on PEEK implants: a study in the rabbit tibia. *Int J Nanomedicine.* 2014;9:3903-12.
110. Han C-M, Lee E-J, Kim H-E, Koh Y-H, Kim KN, Ha Y, vd. The electron beam deposition of titanium on polyetheretherketone (PEEK) and the resulting enhanced biological properties. *Biomaterials.* 2010;31(13):3465–3470.
111. Bakar MA, Cheng MHW, Tang SM, Yu SC, Liao K, Tan CT, vd. Tensile properties, tension–tension fatigue and biological response of polyetheretherketone–hydroxyapatite composites for load-bearing orthopedic implants. *Biomaterials.* 2003;24(13):2245–2250.
112. Wang L, He S, Wu X, Liang S, Mu Z, Wei J, vd. Polyetheretherketone/nano-fluorohydroxyapatite composite with antimicrobial activity and osseointegration properties. *Biomaterials.* 2014;35(25):6758–6775.
113. Wu X, Liu X, Wei J, Ma J, Deng F, Wei S. Nano-TiO<sub>2</sub>/PEEK bioactive composite as a bone substitute material: in vitro and in vivo studies. *Int J Nanomedicine.* 2012;7:1215.
114. Huang S, Chueh PJ, Lin Y-W, Shih T-S, Chuang S-M. Disturbed mitotic progression and genome segregation are involved in cell transformation mediated by nano-TiO<sub>2</sub> long-term exposure. *Toxicol Appl Pharmacol.* 2009;241(2):182–194.
115. Wang J, Liu Y, Jiao F, Lao F, Li W, Gu Y, vd. Time-dependent translocation and potential impairment on central nervous system by intranasally instilled TiO<sub>2</sub> nanoparticles. *Toxicology.* 2008;254(1-2):82–90.

116. Sugita Y, Ishizaki K, Iwasa F, Ueno T, Minamikawa H, Yamada M, vd. Effects of pico-to-nanometer-thin TiO<sub>2</sub> coating on the biological properties of microroughened titanium. *Biomaterials*. 2011;32(33):8374–8384.
117. Wiegand A, Buchalla W, Attin T. Review on fluoride-releasing restorative materials—fluoride release and uptake characteristics, antibacterial activity and influence on caries formation. *Dent Mater*. 2007;23(3):343–362.
118. Stanić V, Dimitrijević S, Antonović DG, Jokić BM, Zec SP, Tanasković ST, vd. Synthesis of fluorine substituted hydroxyapatite nanopowders and application of the central composite design for determination of its antimicrobial effects. *Appl Surf Sci*. 2014;290:346–352.
119. Donovan TE, Derbabian K, Kaneko L, Wright R. Esthetic considerations in removable prosthodontics. *J Esthet Restor Dent*. 2001;13(4):241–253.
120. Fueki K, Ohkubo C, Yatabe M, Arakawa I, Arita M, Ino S, vd. Clinical application of removable partial dentures using thermoplastic resin. Part II: Material properties and clinical features of non-metal clasp dentures. *J Prosthodont Res*. 2014;58(2):71–84.
121. Zoidis P, Papathanasiou I, Polyzois G. The Use of a Modified Poly-Ether-Ether-Ketone (PEEK) as an Alternative Framework Material for Removable Dental Prostheses. A Clinical Report. *J Prosthodont*. 2016;25(7):580-4.
122. Koutouzis T, Richardson J, Lundgren T. Comparative soft and hard tissue responses to titanium and polymer healing abutments. *J Oral Implantol*. 2011;37:174–182.
123. Tannous F, Steiner M, Shahin R, Kern M. Retentive forces and fatigue resistance of thermoplastic resin clasps. *Dent Mater*. 2012;28(3):273–278.
124. Rzanny A, Gobel F, Facht M. BioHPP summary of results for material tests. *Research Report*. 2013;
125. Adler S, Kistler S, Kistler F, Lermer J, Neugebauer J. Compression-moulding rather than milling: a wealth of possible applications for high performance polymers. *Quintessenz Zahntech*. 2013;39:376–384.
126. Costa-Palau S, Torrents-Nicolas J, Brufau-de Barberà M, Cabratosa-Termes J. Use of polyetheretherketone in the fabrication of a maxillary obturator prosthesis: a clinical report. *J Prosthet Dent*. 2014;112(3):680–682.

127. Turner JW, Radford DR, Sherriff M. Flexural properties and surface finishing of acetal resin denture clasps. *J Prosthodont.* 1999;8(3):188–195.
128. Hahnel S, Wieser A, Lang R, Rosentritt M. Biofilm formation on the surface of modern implant abutment materials. *Clin Oral Implants Res.* 2015;26(11):1297–1301.
129. De Val Jems, Gómez-Moreno G, Martínez CP-A, Ramírez-Fernández MP, Granero-Marín JM, Gehrke SA, vd. Peri-implant tissue behavior around non-titanium material: Experimental study in dogs. *Ann Anat-Anat Anz.* 2016;206:104–109.
130. Schwitalla AD, Abou-Emara M, Zimmermann T, Spintig T, Beuer F, Lackmann J, vd. The applicability of PEEK-based abutment screws. *J Mech Behav Biomed Mater.* 2016;63:244–251.
131. Barao VA, Mathew MT, Assunção WG, Yuan JC-C, Wimmer MA, Sukotjo C. Stability of cp-Ti and Ti-6 Al-4 V alloy for dental implants as a function of saliva pH—an electrochemical study. *Clin Oral Implants Res.* 2012;23(9):1055–1062.
132. Mathew MT, Abbey S, Hallab NJ, Hall DJ, Sukotjo C, Wimmer MA. Influence of pH on the tribocorrosion behavior of CpTi in the oral environment: synergistic interactions of wear and corrosion. *J Biomed Mater Res B Appl Biomater.* 2012;100(6):1662–1671.
133. Zok FW, Miserez A. Property maps for abrasion resistance of materials. *Acta Mater.* 2007;55(18):6365–6371.
134. Stawarczyk B, Eichberger M, Uhrenbacher J, Wimmer T, Edelhoff D, Schmidlin PR. Three-unit reinforced polyetheretherketone composite FDPs: influence of fabrication method on load-bearing capacity and failure types. *Dent Mater J.* 2015;34(1):7–12.
135. Sproesser O, Schmidlin PR, Uhrenbacher J, Eichberger M, Roos M, Stawarczyk B. Work of adhesion between resin composite cements and PEEK as a function of etching duration with sulfuric acid and its correlation with bond strength values. *Int J Adhes Adhes.* 2014;54:184–190.
136. Invisio Biomaterial Polymer Solutions. New material options for innovation in restorative and prosthetic dentistry, 2011.

137. Stawarczyk B, Thrun H, Eichberger M, Roos M, Edelhoff D, Schweiger J, vd. Effect of different surface pretreatments and adhesives on the load-bearing capacity of veneered 3-unit PEEK FDPs. *J Prosthet Dent.* 2015;114(5):666–673.
138. Silthampitag P, Chaijareenont P, Tattakorn K, Banjongprasert C, Takahashi H, Arksornnukit M. Effect of surface pretreatments on resin composite bonding to PEEK. *Dent Mater J.* 2016;35(4):668–674.
139. Hallmann L, Mehl A, Sereno N, Hämmerle CHF. The improvement of adhesive properties of PEEK through different pre-treatments. *Appl Surf Sci.* 2012;258(18):7213-8.
140. Ourahmoune R, Salvia M, Mathia TG, Mesrati N. Surface morphology and wettability of sandblasted PEEK and its composites. *Scanning J Scanning Microsc.* 2014;36(1):64–75.
141. Kruse A, Krüger G, Baalman A, Hennemann O-D. Surface pretreatment of plastics for adhesive bonding. *J Adhes Sci Technol.* 1995;9(12):1611–1621.
142. Lee K-S, Shin M-S, Lee J-Y, Ryu J-J, Shin S-W. Shear bond strength of composite resin to high performance polymer PEKK according to surface treatments and bonding materials. *J Adv Prosthodont.* 2017;9(5):350-8.
143. Silverman E, Griese R. Joining methods for graphite/PEEK thermoplastic composites. *Sampe J.* 1989;25:34–38.
144. Davies P, Courty C, Xanthopoulos N, Mathieu H-J. Surface treatment for adhesive bonding of carbon fibre-poly etherether ketone composites. *J Mater Sci Lett.* 1991;10(6):335–338.
145. Chaijareenont P, Prakhamsai S, Silthampitag P, Takahashi H, Arksornnukit M. Effects of different sulfuric acid etching concentrations on PEEK surface bonding to resin composite. *Dent Mater J.* 2018;37(3):385-92.
146. Sproesser O, Schmidlin PR, Uhrenbacher J, Roos M, Gernet W, Stawarczyk B. Effect of sulfuric acid etching of polyetheretherketone on the shear bond strength to resin cements. *J Adhes Dent.* 2014;16(5).
147. Yee RSL, Kaisong Zhang, Ladewig BP. The Effects of Sulfonated poly ether ether ketone Ion Exchange Preparation Conditions on Membrane Properties. *Membranes.* 2013;3(3):182-95.

148. Shibuya N, Porter RS. Kinetics of PEEK sulfonation in concentrated sulfuric acid. *Macromolecules*. 1992;25(24):6495–6499.
149. Zhai T, Di L, Yang D. Study on the pretreatment of poly ether ether ketone/multiwalled carbon nanotubes composites through environmentally friendly chemical etching and electrical properties of the chemically metallized composites. *ACS Appl Mater Interfaces*. 2013;5(23):12499–12509.
150. Voicu R, Ellis TH, Ju H, Leech D. Adsorption and desorption of electroactive self-assembled thiolate monolayers on gold. *Langmuir*. 1999;15(23):8170–8177.
151. Sonpingkam S, Pattavarakorn D. Mechanical properties of sulfonated poly ether ether ketone nanocomposite membranes. *Int J Chem Eng Appl* 2014; 5: 181-185.
152. Chu PK, Chen JY, Wang LP, Huang N. Plasma-surface modification of biomaterials. *Mater Sci Eng R Rep*. 2002;36(5-6):143–206.
153. Gupta B, Hilborn J, Hollenstein CH, Plummer CJG, Houriet R, Xanthopoulos N. Surface modification of polyester films by RF plasma. *J Appl Polym Sci*. 2000;78(5):1083–1091.
154. Kizling MB, Järvaas SG. A review of the use of plasma techniques in catalyst preparation and catalytic reactions. *Appl Catal Gen*. 1996;147(1):1–21.
155. Comyn J, Mascia L, Xiao G, Parker BM. Plasma-treatment of polyetheretherketone (PEEK) for adhesive bonding. *Int J Adhes Adhes*. 1996;16(2):97–104.
156. Hegemann D, Brunner H, Oehr C. Plasma treatment of polymers for surface and adhesion improvement. *Nucl Instrum Methods Phys Res Sect B Beam Interact Mater At*. 2003;208:281–286.
157. Jha S, Bhowmik S, Bhatnagar N, Bhattacharya NK, Deka U, Iqbal HMS, vd. Experimental investigation into the effect of adhesion properties of PEEK modified by atmospheric pressure plasma and low pressure plasma. *J Appl Polym Sci*. 2010;118(1):173–179.
158. Occhiello E, Morra M, Guerrini GL, Garbassi F. Adhesion properties of plasma-treated carbon/PEEK composites. *Composites*. 1992;23(3):193–200.
159. Shinohara H, Mizuno J, Shoji S. Low-temperature direct bonding of poly methyl methacrylate for polymer microchips. *IEEJ Trans Electr Electron Eng*. 2007;2(3):301–306.



160. Shinohara H, Mizuno J, Shoji S. Studies on low-temperature direct bonding of VUV, VUV/O<sub>3</sub> and O<sub>2</sub> plasma pretreated cyclo-olefin polymer. *Sens Actuators Phys.* 2011;165(1):124–131.
161. Mizuno J, Ishida H, Farrens S, Dragoi V, Shinohara H, Suzuki T, vd. Cyclo-olefin polymer direct bonding using low temperature plasma activation bonding. *IEEE;* 2005. s. 1346–1349.
162. Del Val J, Comesaña R, Lusquiños F, Boutinguiza M, Riveiro A, Quintero F, vd. Laser cladding of Co-based superalloy coatings: Comparative study between Nd: YAG laser and fibre laser. *Surf Coat Technol.* 2010;204(12-13):1957–1961.
163. Akyıl MŞ, Uzun İH, Bayındır F. Bond strength of resin cement to yttrium-stabilized tetragonal zirconia ceramic treated with air abrasion, silica coating, and laser irradiation. *Photomed Laser Surg.* 2010;28(6):801–808.
164. Foxton RM, Cavalcanti AN, Nakajima M, Pilecki P, Sherriff M, Melo L, vd. Durability of resin cement bond to aluminium oxide and zirconia ceramics after air abrasion and laser treatment. *J Prosthodont Implant Esthet Reconstr Dent.* 2011;20(2):84–92.
165. Çulhaoğlu AK, Özkır SE, Şahin V, Yılmaz B, Kılıçarslan MA. Effect of Various Treatment Modalities on Surface Characteristics and Shear Bond Strengths of Polyetheretherketone-Based Core Materials. *J Prosthodont.* 2017;
166. Tsuka H, Morita K, Kato K, Kimura H, Abekura H, Hirata I, vd. Effect of laser groove treatment on shear bond strength of resin-based luting agent to polyetheretherketone (PEEK). *J Prosthodont Res.* 2019;63(1):52–57.
167. Sailer I, Pjetursson BE, Zwahlen M, Hämmerle CH. A systematic review of the survival and complication rates of all-ceramic and metal–ceramic reconstructions after an observation period of at least 3 years. Part II: fixed dental prostheses. *Clin Oral Implants Res.* 2007;18:86–96.
168. Lümke N, Eichberger M, Stawarczyk B. Bonding to Different PEEK Compositions: The Impact of Dental Light Curing Units. *Materials.* 2017;10(1):67.
169. Stawarczyk B, Taufall S, Roos M, Schmidlin PR, Lümke N. Bonding of composite resins to PEEK: the influence of adhesive systems and air-abrasion parameters. *Clin Oral Investig.* 2018;22(2):763–771.

170. Tsuka H, Morita K, Kato K, Kawano H, Abekura H, Tsuga K. Evaluation of shear bond strength between PEEK and resin-based luting material. *J Oral Biosci.* 2017;59(4):231–236.
171. Amaral R, Özcan M, Bottino MA, Valandro LF. Microtensile bond strength of a resin cement to glass infiltrated zirconia-reinforced ceramic: the effect of surface conditioning. *Dent Mater.* 2006;22(3):283–290.
172. Zaimoğlu A, Can G, Ersoy E, Aksu L. Diş hekimliğinde maddeler bilgisi. *AÜ Basımevi Ank.* 1993;515.
173. Van Noort R. *Introduction to Dental Materials-E-Book.* Elsevier Health Sciences; 2014.
174. García AH, Lozano MAM, Vila JC, Escribano AB, Galve PF. Composite resins. A review of the materials and clinical indications. *Med Oral Patol Oral Cir Bucal.* 2006;11(2):E215–220.
175. Bowen RL. Properties of a silica-reinforced polymer for dental restorations. *J Am Dent Assoc.* 1963;66(1):57–64.
176. Inceoğlu F. Işınla Sertleşen Porselen Tamir Kompozitleri ile Porselen Arası Bağlantı Kuvvetlerinin incelenmesi. Doktora. Ankara: Gazi Üniversitesi. 1999.
177. Tüzün.B. İki Farklı İndirek Kompozit Materyali Üzerinde Vital Ağartma Ajanlarının Etkilerinin Değerlendirilmesi. Doktora. Ankara. Gazi Üniversitesi. 2002.
178. Roberson TM, Heymann HO, Switz EJ, Bayne SC, Crawford JJ, Leonard RH. *Sturdevant's Art and Science of Operative Dentistry.* 2006. Ankara: Güneş Tıp Kitabevleri; 2011.
179. Dayangaç B. *Kompozit rezin restorasyonlar.* Güneş Kitabevi; 2000.
180. Sakaguchi RL, Ferracane J, Powers JM. *Craig's restorative dental materials-e-book.* Elsevier Health Sciences; 2018.
181. Holter D, Frey H, Mulhaupt R, Klee JE. Branched bismethacrylates based on bis-GMA—a systematic route to low shrinkage composites. *Polym Prepr.* 1997;38(2):84–85.
182. Culbertson BM, Wan Q, Tong Y. Preparation and evaluation of visible light-cured multi-methacrylates for dental composites. *J Macromol Sci Part Pure Appl Chem.* 1997;34(12):2405–2421.

183. Ren Y-F, Feng L, Serban D, Malmstrom HS. Effects of common beverage colorants on color stability of dental composite resins: the utility of a thermocycling stain challenge model in vitro. *J Dent*. 2012;40:e48–e56.
184. Lee J-H, Um C-M, Lee I. Rheological properties of resin composites according to variations in monomer and filler composition. *Dent Mater*. 2006;22(6):515–526.
185. Manhart J, Kunzelmann K-H, Chen HY, Hickel R. Mechanical properties of new composite restorative materials. *J Biomed Mater Res Off J Soc Biomater Jpn Soc Biomater Aust Soc Biomater Korean Soc Biomater*. 2000;53(4):353–361.
186. Klymus ME, Shinkai RS, Mota EG, Oshima HM, Spohr AM, Burnett LH. Influence of the mechanical properties of composites for indirect dental restorations on pattern failure. *Stomatologija*. 2007;9(2):56–60.
187. Fortin D, Vargas MA. The spectrum of composites: new techniques and materials. *J Am Dent Assoc*. 2000;131:26S–30S.
188. O'Brien WJ. *Dental materials and their selection*, 2002. Quintessence.
189. Labella R, Lambrechts P, Van Meerbeek B, Vanherle G. Polymerization shrinkage and elasticity of flowable composites and filled adhesives. *Dent Mater*. 1999;15(2):128–137.
190. Karabela MM, Sideridou ID. Synthesis and study of physical properties of dental light-cured nanocomposites using different amounts of a urethane dimethacrylate trialkoxysilane coupling agent. *Dent Mater*. 2011;27(11):1144–1152.
191. Chen M-H. Update on dental nanocomposites. *J Dent Res*. Haziran 2010;89(6):549-60.
192. Simanlar ÖB. Restoratif diş hekimliğinde maddeler ve uygulamaları. İzmir Ege Üniversitesi Dişhekimliği Fakültesi Yayın. 2004;
193. Loguercio AD, Reis A, Mazzocco KC, Dias AL, Busato ALS, da Motta Singer J, vd. Microleakage in class II composite resin restorations: total bonding and open sandwich technique. *J Adhes Dent*. 2002;4(2).
194. Thonemann B, Federlin M, Schmalz G, Grundler W. Total bonding vs selective bonding: Marginal adaptation of Class 2 composite restorations. *Oper Dent*. 1999;24:261–271.

195. Carvalho RM de, Pereira JC, Yoshiyama M, Pashley DH. A review of polymerization contraction: The influence of stress development versus stress relief. *Oper Dent.* 1996;21(1):17–24.
196. Davidson CL, Feilzer AJ. Polymerization shrinkage and polymerization shrinkage stress in polymer-based restoratives. *J Dent.* 1997;25(6):435–440.
197. Miara P. Aesthetic guidelines for second-generation indirect inlay and onlay composite restorations. *Pract Periodontics Aesthetic Dent PPAD.* 1998;10(4):423–31.
198. Asmussen E. Factors affecting the quantity of remaining double bonds in restorative resin polymers. *Eur J Oral Sci.* 1982;90(6):490–496.
199. Ferracane JL, Hopkin JK, Condon JR. Properties of heat-treated composites after aging in water. *Dent Mater.* 1995;11(5-6):354–358.
200. Peutzfeldt A. Indirect resin and ceramic systems. *Oper Dent.* 2001;26:153–176.
201. Asmussen E, Peutzfeldt A. The effect of secondary curing of resin composite on the adherence of resin cement. *J Adhes Dent.* 2000;2(4).
202. Bagis YH, Rueggeberg FA. The effect of post-cure heating on residual, unreacted monomer in a commercial resin composite. *Dent Mater.* 2000;16(4):244–247.
203. Touati B, Aidan N. Second generation laboratory composite resins for indirect restorations. *J Esthet Restor Dent.* 1997;9(3):108–118.
204. Touati B. The evolution of aesthetic restorative materials for inlays and onlays: a review. *Pract Periodontics Aesthetic Dent PPAD.* 1996;8(7):657–66.
205. Wendt SL. The effect of heat as a secondary cure upon the physical properties of three composite resins: I. Diametral tensile strength, compressive strength and marginal dimensional stability. *Quintessence Int.* 1987;18:265–271.
206. Da Fonte Porto Carreiro A, Dos Santos Cruz CA, Vergani CE. Hardness and compressive strength of indirect composite resins: effects of immersion in distilled water. *J Oral Rehabil.* 2004;31(11):1085–1089.
207. Cesar PF, Júnior WGM, Braga RR. Influence of shade and storage time on the flexural strength, flexural modulus, and hardness of composites used for indirect restorations. *J Prosthet Dent.* 2001;86(3):289–296.

208. Soares CJ, Pizi ECG, Fonseca RB, Martins LRM. Mechanical properties of light-cured composites polymerized with several additional post-curing methods. *Oper Dent-Univ Wash-*. 2005;30(3):389.
209. Mehl A, Hickel R, Kunzelmann K-H. Physical properties and gap formation of light-cured composites with and without softstart-polymerization. *J Dent*. 1997;25(3-4):321–330.
210. Eldiwany M, Powers JM, George LA. Mechanical properties of direct and post-cured composites. *Am J Dent*. 1993;6(5):222–224.
211. Viljanen EK, Skrifvars M, Vallittu PK. Dendritic copolymers and particulate filler composites for dental applications: degree of conversion and thermal properties. *Dent Mater*. 2007;23(11):1420–1427.
212. Leinfelder KF. Indirect posterior composite resins. *Compend Contin Educ Dent Jamesburg NJ* 1995. 2005;26(7):495–503.
213. Behr M, Rosentritt M, Faltermeier A, Handel G. Electron beam irradiation of dental composites. *Dent Mater*. 2005;21(9):804–810.
214. Vaishnavi C, Kavitha S, Narayanan LL. Comparison of the fracture toughness and wear resistance of indirect composites cured by conventional post curing methods and electron beam irradiation. *J Conserv Dent JCD*. 2010;13(3):145.
215. Nandini S. Indirect resin composites. *J Conserv Dent JCD*. 2010;13(4):184-94.
216. Freilich MA. *Fiber-reinforced composites in clinical dentistry*. Quintessence Publishing (IL); 2000.
217. Freilich MA, Meiers JC, Duncan JP, Eckrote KA, Goldberg AJ. Clinical evaluation of fiber-reinforced fixed bridges. *J Am Dent Assoc*. 2002;133(11):1524–1534.
218. Lassila LVJ, Nohrström T, Vallittu PK. The influence of short-term water storage on the flexural properties of unidirectional glass fiber-reinforced composites. *Biomaterials*. 2002;23(10):2221–2229.
219. Landel RF, Nielsen LE. *Mechanical properties of polymers and composites*. CRC press; 1993.
220. Drummond JL. Degradation, fatigue, and failure of resin dental composite materials. *J Dent Res*. 2008;87(8):710–719.

221. Neves AD, Discacciati JAC, Oréface RL, Jansen WC. Correlation between degree of conversion, microhardness and inorganic content in composites. *Pesqui Odontológica Bras.* 2002;16(4):349–354.
222. Cetin AR, Unlu N. Clinical wear rate of direct and indirect posterior composite resin restorations. *Int J Periodontics Restor Dent.* 2012;32(3):e87–94.
223. Borba M, Della Bona Á, Cecchetti D. Flexural strength and hardness of direct and indirect composites. *Braz Oral Res.* 2009;23(1):5–10.
224. Li Y, Swartz ML, Phillips RW, Moore BK, Roberts TA. Materials science effect of filler content and size on properties of composites. *J Dent Res.* 1985;64(12):1396–1403.
225. Frazier KB, Rueggeberg FA, Mettenburg DJ. Comparison of Wear-Resistance of Class V Restorative Materials. *J Esthet Restor Dent.* 1998;10(6):309–314.
226. Tanoue N, Matsumura H, Atsuta M, of Dentistry NUS. Wear and surface roughness of current prosthetic composites after toothbrush/dentifrice abrasion. *J Prosthet Dent.* 2000;84(1):93–97.
227. Van Nieuwenhuysen J-P, D'Hoore W, Carvalho J, Qvist V. Long-term evaluation of extensive restorations in permanent teeth. *J Dent.* 2003;31(6):395–405.
228. Mandikos MN, McGivney GP, Davis E, Bush PJ, Carter JM. A comparison of the wear resistance and hardness of indirect composite resins. *J Prosthet Dent.* 2001;85(4):386-95.
229. Mair LH. Wear in dentistry current terminology. *J Dent.* 1992;20(3):140–144.
230. Kakaboura A, Rahiotis C, Zinelis S, Al-Dhamadi YA, Silikas N, Watts DC. In vitro characterization of two laboratory-processed resin composites. *Dent Mater.* 2003;19(5):393–398.
231. Brosh T, Ferstand N, Cardash H, Baharav H. Effect of polymerization under pressure on indirect tensile mechanical properties of light-polymerized composites. *J Prosthet Dent.* 2002;88(4):381–387.
232. Malekipour MR, Shirani F, Taromi Z, Shahnazari S. Comparison of color stability of two resin composites in blood area. *Dent Hypotheses.* 2017;8(3):65.
233. Lucarotti PSK, Holder RL, Burke FJT. Outcome of direct restorations placed within the general dental services in England and Wales (Part 1): variation by type of restoration and re-intervention. *J Dent.* 2005;33(10):805–815.

234. Al-Negrish ARS. Composite resin restorations: a cross-sectional survey of placement and replacement in Jordan. *Int Dent J.* 2002;52(6):461–468.
235. Catelan A, Briso ALF, Sundfeld RH, Goiato MC, dos Santos PH. Color stability of sealed composite resin restorative materials after ultraviolet artificial aging and immersion in staining solutions. *J Prosthet Dent.* 2011;105(4):236–241.
236. Van Landuyt KL, Yoshida Y, Hirata I, Snauwaert J, De Munck J, Okazaki M, vd. Influence of the chemical structure of functional monomers on their adhesive performance. *J Dent Res.* 2008;87(8):757–761.
237. Erdemir U, Yıldız E, Eren MM. Effects of sports drinks on color stability of nanofilled and microhybrid composites after long-term immersion. *J Dent.* 2012;40:e55–e63.
238. Yıldırım Biçer AZ, Karakış D, Doğan A. Termal siklusun indirekt kompozit rezin materyallerinin renk stabilitesi üzerine etkisi. *Acta Odontologica Turcica.* 2014;31(1):13-7.
239. Gönülo N, Yılmaz F. The effects of finishing and polishing techniques on surface roughness and color stability of nanocomposites. *J Dent.* 2012;40:e64–e70.
240. Ayaz DF, Tağtekin D, Yanıkoğlu F. Dentine bağlanma ve değerlendirme metodları. *Atatürk Üniversitesi Diş Hekim Fakültesi Derg.* 2011; (4).
241. Yavuz T. Farklı ısılarda uygulanan silanın cam seramiklerin yüzey yapısına ve bağlanma dayanımına etkisi. *Selçuk Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü;* 2013.
242. Scherrer SS, Cesar PF, Swain MV. Direct comparison of the bond strength results of the different test methods: a critical literature review. *Dent Mater.* 2010;26(2):e78–e93.
243. Van Meerbeek B, Peumans M, Poitevin A, Mine A, Van Ende A, Neves A, vd. Relationship between bond-strength tests and clinical outcomes. *Dent Mater.* 2010;26(2):e100–e121.
244. Özpınar B., DüNDAR M., Gökçe B., Çömlekoğlu E. (2008). Farklı yöntemlerle hazırlanan polikristalin seramik yüzeylerle farklı kalınlıklardaki üst yapı porselenlerin mikro-çekme bağ dayanımlarının araştırılması, *Ege Üniversitesi Araştırma Projesi İzmir*, 22-27.
245. Perdigão J. New developments in dental adhesion. *Dent Clin North Am.* 2007;51(2):333–357.

246. ISO I. TS 11405: Dental materials testing of adhesion to tooth structure. Geneva Switz Int Organ Stand ISO Cent Secr. 2003;
247. Braga RR, Meira JB, Boaro LC, Xavier TA. Adhesion to tooth structure: a critical review of “macro” test methods. *Dent Mater.* 2010;26(2):e38–e49.
248. Fischer J, Stawarczyk B, Trottmann A, Hämmerle CH. Impact of thermal properties of veneering ceramics on the fracture load of layered Ce-TZP/A nanocomposite frameworks. *Dent Mater.* 2009;25(3):326–330.
249. Shimoe S, Tanoue N, Yanagida H, Atsuta M, Koizumi H, Matsumura H. Comparative strength of metal–ceramic and metal–composite bonds after extended thermocycling. *J Oral Rehabil.* 2004;31(7):689–694.
250. Guess PC, Kuliš A, Witkowski S, Wolkewitz M, Zhang Y, Strub JR. Shear bond strengths between different zirconia cores and veneering ceramics and their susceptibility to thermocycling. *Dent Mater.* 2008;24(11):1556–1567.
251. Orhan DAI, Öz FT. Sık kullanılan bağlanma dayanım test metotları: derleme çalışması. *Turk Klin J Dent Sci Spec Top.* 2011;2(2):31–40.
252. Al Dohan HM, Yaman P, Dennison JB, Razzoog ME, Lang BR. Shear strength of core-veneer interface in bi-layered ceramics. *J Prosthet Dent.* 2004;91(4):349–355.
253. Aboushelib MN, de Jager N, Kleverlaan CJ, Feilzer AJ. Effect of loading method on the fracture mechanics of two layered all-ceramic restorative systems. *Dent Mater.* 2007;23(8):952–959.
254. Saito A, Komine F, Blatz MB, Matsumura H. A comparison of bond strength of layered veneering porcelains to zirconia and metal. *J Prosthet Dent.* 2010;104(4):247–257.
255. Council on Dental Materials, Equipment. Dentin bonding systems: an update. *J Am Dent Assoc.* 1987;114(1):91–95.
256. Della Bona A, Van Noort R. Shear vs. tensile bond strength of resin composite bonded to ceramic. *J Dent Res.* 1995;74(9):1591–1596.
257. DeHoff PH, Anusavice KJ, Wang Z. Three-dimensional finite element analysis of the shear bond test. *Dent Mater.* 1995;11(2):126–131.
258. Placido E, Meira JB, Lima RG, Muench A, de Souza RM, Ballester RY. Shear versus micro-shear bond strength test: a finite element stress analysis. *Dent Mater.* 2007;23(9):1086–1092.



259. Valandro LF, Özcan M, Amaral R, Vanderlei A, Bottino MA. Effect of testing methods on the bond strength of resin to zirconia-alumina ceramic: microtensile versus shear test. *Dent Mater J*. 2008;27(6):849–855.
260. Phrukkanon S, Burrow MF, Tyas MJ. The influence of cross-sectional shape and surface area on the microtensile bond test. *Dent Mater*. 1998;14(3):212–221.
261. Sano H, Shono T, Sonoda H, Takatsu T, Ciucchi B, Carvalho R, vd. Relationship between surface area for adhesion and tensile bond strength—evaluation of a microtensile bond test. *Dent Mater*. 1994;10(4):236–240.
262. El Zohairy AA, De Gee AJ, De Jager N, Van Ruijven LJ, Feilzer AJ. The influence of specimen attachment and dimension on microtensile strength. *J Dent Res*. 2004;83(5):420–424.
263. Pashley DH, Carvalho RM, Sano H, Nakajima M, Yoshiyama M, Shono Y, vd. The microtensile bond test: A review. *J Adhes Dent*. 1999;1(4).
264. Kakaboura A, Fragouli M, Rahiotis C, Silikas N. Evaluation of surface characteristics of dental composites using profilometry, scanning electron, atomic force microscopy and gloss-meter. *J Mater Sci Mater Med*. 2007;18(1):155–163.
265. Jefferies SR. The art and science of abrasive finishing and polishing in restorative dentistry. *Dent Clin North Am*. 1998;42(4):613–627.
266. Whitehead SA, Shearer AC, Watts DC, Wilson NHF. Comparison of methods for measuring surface roughness of ceramic. *J Oral Rehabil*. 1995;22(6):421–427.
267. Oura K, Lifshits VG, Saranin AA, Zotov AV, Katayama M, Yates JT. Surface science: an introduction. *Phys Today*. 2004;57(10):79–80.
268. Gadelmawla ES, Koura MM, Maksoud TMA, Elewa IM, Soliman HH. Roughness parameters. *J Mater Process Technol*. 2002;123(1):133–145.
269. Sanches RP, Otani C, Damião AJ, Miyakawa W. AFM characterization of bovine enamel and dentine after acid-etching. *Micron*. 2009;40(4):502–506.
270. Teixeira EC, Thompson JL, PIASCIK JR, Thompson JY. In vitro toothbrush-dentifrice abrasion of two restorative composites. *J Esthet Restor Dent*. 2005;17(3):172–181.
271. Lapshin RV. Feature-oriented scanning methodology for probe microscopy and nanotechnology. *Nanotechnology*. 2004;15(9):1135.

272. Yöndem İ. Farklı yüzey bitirme işlemlerinin metal desteksiz seramik restorasyonlarda yüzey pürüzlülüğü ve kırılma dayanımları üzerindeki etkisinin karşılaştırmalı olarak incelenmesi. Doktora Tezi. Selçuk Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü; 2006.
273. Flegler SL, Heckman Jr JW, Klomparens KL. Scanning and transmission electron microscopy: an introduction. Oxf Univ Press 1993. 1993;225.
274. Bona AD, Anusavice KJ, Hood JA. Effect of ceramic surface treatment on tensile bond strength to a resin cement. Int J Prosthodont. 2002;15(3).
275. Van Meerbeek B, De Munck J, Mattar D, Van Landuyt K, Lambrechts P. Microtensile bond strengths of an etch&rinse and self-etch adhesive to enamel and dentin as a function of surface treatment. Oper Dent-Univ Wash-. 2003;28(5):647–660.
276. Üşümez A. Farklı asitler ve ER, CR: YSGG lazer sistemi ile pürüzlendirilen diş yüzeylerine porselen laminate veneerlerin bağlantılarının karşılaştırılması. Doktora Tezi. Selçuk Üniversitesi Sağlık Bilim Enstitüsü Konya. 2001;
277. Bancroft JD, Stevens A, Turner DR. Theory and practice of histological techniques: Churchill Livingstone New York. the text. 1996;766.
278. Pagniano Jr RP, Seghi RR, Rosenstiel SF, Wang R, Katsube N. The effect of a layer of resin luting agent on the biaxial flexure strength of two all-ceramic systems. J Prosthet Dent. 2005;93(5):459–466.
279. Seferis JC. Polyetheretherketone (PEEK): Processing-structure and properties studies for a matrix in high performance composites. Polym Compos. 1986;7(3):158–169.
280. Atkinson JR, Hay JN, Jenkins MJ. Enthalpic relaxation in semi-crystalline PEEK. Polymer. 2002;43(3):731–735.
281. Weiss C, Muenstedt H. Surface modification of poly ether ether ketone films for flexible printed circuit boards. J Adhes. 2002;78(6):507–519.
282. Atsu SS, Kilicarslan MA, Kucukesmen HC, Aka PS. Effect of zirconium-oxide ceramic surface treatments on the bond strength to adhesive resin. J Prosthet Dent. 2006;95(6):430–436.

283. Sezinando A, Perdigao J, Regalheiro R. Dentin bond strengths of four adhesion strategies after thermal fatigue and 6-month water storage. *J Esthet Restor Dent.* 2012;24(5):345–355.
284. Khoroushi M, Rafiei E. Effect of thermocycling and water storage on bond longevity of two self-etch adhesives. *Gen Dent.* 2013;61(3):39–44.



## 10. EKLER

### 10.1. Ek 1. Çalışmada BioHPP Örneklerden Elde Edilen Sayısal Değerler

Çalışma Grubu	Örnek No	Ra (µm)	Bağlanma Dayanımı Değeri (MPa)
KnSN	1	0,44	8,91
	2	0,46	9,85
	3	0,44	9,03
	4	0,42	8,31
	5	0,46	9,74
	6	0,46	9,53
	7	0,5	10,28
	8	0,48	9,03
	9	0,48	9,81
	10	0,5	9,84
KnSC	1	0,56	10,36
	2	0,56	10,98
	3	0,52	9,9
	4	0,56	11,59
	5	0,56	10,62
	6	0,5	10,26
	7	0,52	9,56
	8	0,52	10,36
	9	0,54	10,12
	10	0,52	9,22
KnVC	1	0,54	10,89
	2	0,52	9,15
	3	0,5	9,34
	4	0,48	9,22
	5	0,54	11,73
	6	0,52	11,25
	7	0,54	9,83
	8	0,54	11,63
	9	0,54	9,25
	10	0,54	9,06
KnVN	1	0,6	11,3
	2	0,66	13,22
	3	0,66	12,16
	4	0,82	14,62
	5	0,76	13,87
	6	0,66	12,48
	7	0,58	11,63

	8	0,6	11,1
	9	0,56	11,01
	10	0,58	11,73
AVC	1	3,14	19,68
	2	3,83	21,1
	3	3,78	19,59
	4	3,8	21,42
	5	4,2	22,67
	6	4	21,95
	7	3,5	21,56
	8	3,64	22,43
	9	3,84	22,14
	10	4,3	21,56
ASC	1	2,64	15,01
	2	2,56	13,63
	3	2,34	15,25
	4	2,9	16,14
	5	2,26	15,68
	6	2,92	14,69
	7	2,2	14,43
	8	2,86	13,83
	9	2,5	14,84
	10	2,88	13,85
AVN	1	4,26	22,07
	2	4,38	23,56
	3	3,82	22,14
	4	4,06	21,78
	5	3,32	23,71
	6	3,48	23,39
	7	4,98	20,07
	8	4,8	21,9
	9	5,06	24,21
	10	4,3	22,65
ASN	1	2,88	15,85
	2	2,66	14,62
	3	2,66	17,49
	4	3,98	21,08
	5	3,36	20,38
	6	3,76	20,81
	7	3,18	20,14
	8	3	19,73
	9	3,76	21,87
	10	3,8	21,68

KAVC	1	1,18	11,95
	2	1,18	12,04
	3	1,24	12,42
	4	1,3	12,56
	5	1,32	12,77
	6	1,32	13,01
	7	1,34	13,12
	8	1,34	13,28
	9	1,4	13,5
	10	1,46	14,84
KAVN	1	1,68	17,66
	2	1,44	14,65
	3	1,46	15,25
	4	1,5	15,22
	5	1,4	13,48
	6	1,62	16,36
	7	1,56	14,5
	8	1,44	14,59
	9	1,38	13,44
	10	1,42	14,13
KASC	1	1,76	19,42
	2	1,74	17,92
	3	1,66	17,18
	4	1,56	15,92
	5	1,46	14,6
	6	1,74	18,24
	7	1,64	17,26
	8	1,6	16,01
	9	1,56	13,75
	10	1,62	17,08
KASN	1	2,2	23,59
	2	1,82	20,51
	3	1,82	20,42
	4	2,2	23,04
	5	1,76	19,61
	6	2,2	22,73
	7	2,34	24,2
	8	1,92	22,19
	9	2,28	23,2
	10	1,9	21,36
KVC	1	1,58	17,25
	2	1,68	18,81
	3	1,7	20

	4	1,68	19,15
	5	1,76	20,43
	6	1,56	17,2
	7	1,66	18,4
	8	1,52	17,27
	9	1,54	17,18
	10	1,76	20,53
KVN	1	1,78	20,6
	2	1,84	20,33
	3	1,68	19,97
	4	1,86	22,45
	5	2,28	23,9
	6	1,78	21,8
	7	1,9	22,9
	8	1,7	19,9
	9	2	23,5
	10	1,76	20,48
KSC	1	1,1	14,89
	2	1,46	16,07
	3	1,4	15,97
	4	1,4	15,78
	5	1,32	15,54
	6	1,46	16
	7	1,44	16,02
	8	1,62	17,54
	9	1,26	15,54
	10	1,26	15,13
KSN	1	1,5	16,8
	2	1,64	18,19
	3	1,64	18,14
	4	1,68	18,98
	5	1,68	19,9
	6	1,46	16,07
	7	1,64	18,14
	8	1,64	18,08
	9	1,62	17,73
	10	1,62	17,3

10.2. Ek 2. Çalışmada Juvora Örneklerden Elde Edilen Sayısal Değerler

Çalışma Grupları	Örnek No	Ra değerleri (µm)	Bağlanma Dayanımı Değerleri (MPa)
KnSC	1	0,46	6,07
	2	0,46	5,92
	3	0,5	6,5
	4	0,48	6,04
	5	0,44	5,63
	6	0,4	5,37
	7	0,48	6,21
	8	0,4	5,54
	9	0,5	6,36
	10	0,44	5,85
KnSN	1	0,5	6,38
	2	0,66	7,85
	3	0,64	7,75
	4	0,48	6,21
	5	0,52	5,39
	6	1,1	8,12
	7	0,8	8,14
	8	0,54	6,55
	9	0,54	7,08
	10	0,54	6,79
KnVC	1	0,71	7,9
	2	0,82	8,53
	3	0,68	7,78
	4	1,2	8,96
	5	0,76	7,97
	6	0,6	7,42
	7	1,1	8,86
	8	0,76	7,83
	9	0,76	7,85
	10	0,6	7,51
KnVN	1	0,58	7,25
	2	0,75	7,85
	3	0,94	8,12
	4	0,58	6,93
	5	0,58	7,3
	6	0,58	7,27
	7	0,78	8,43
	8	0,78	8,32
	9	0,72	7,8



	10	0,56	7,25
AVN	1	3,36	21,67
	2	3,99	22,69
	3	3,1	18,86
	4	3,22	20,2
	5	3,22	22,07
	6	3,08	19,78
	7	3,38	21,75
	8	3,1	21,51
	9	4,62	23,56
	10	3,7	22,46
AVC	1	2,86	18,49
	2	3	19,28
	3	2,86	16,65
	4	2,89	18,67
	5	3,08	19,86
	6	2,64	18,3
	7	3,02	19,09
	8	2,58	17,96
	9	3,04	19,74
	10	2,64	18,63
ASN	1	2,4	15,22
ASC	2	2,4	15,33
	3	2,3	14,59
	4	1,72	14,23
	5	2,42	15,33
	6	2,48	15,71
	7	2,36	14,63
	8	2,22	14,28
	9	2,5	15,75
	10	1,58	13,01
ASC	1	2,5	15,7
	2	2,44	15,22
	3	2,32	14,77
	4	2,44	15,03
	5	1,72	13,44
	6	2,3	14,62
	7	2,4	14,75
	8	2,52	16,53
	9	2,34	14,83
	10	2,48	15,59
KASC	1	1,24	13,78
	2	1,28	14,76

	3	1,32	15,19
	4	1,5	17,15
	5	1,42	16,02
	6	1,42	16,04
	7	1,4	15,83
	8	1,26	14,67
	9	1,42	15,73
	10	1,46	16,24
KAVC	1	1,76	19,34
	2	1,32	15,32
	3	1,5	17,25
	4	1,58	18,32
	5	1,52	17,89
	6	1,46	16,7
	7	1,68	18,53
	8	1,52	17,81
	9	1,38	15,39
	10	1,66	18,67
KASN	1	1,78	19,2
	2	1,72	18,79
	3	1,7	18,75
	4	1,7	18,63
	5	1,56	18,37
	6	1,74	19,1
	7	1,76	18,89
	8	1,78	19,87
	9	1,54	17,08
	10	1,76	19,42
KAVN	1	2,16	22,55
	2	1,9	20,02
	3	1,84	19,59
	4	1,9	20,02
	5	1,98	21,06
	6	2,52	22,62
	7	2,02	21,71
	8	2,1	21,83
	9	2,04	21,73
	10	2,3	22,47
KSC	1	1,42	9,13
	2	1,46	10,98
	3	1,26	8,6
	4	1,46	10,38
	5	1,46	10,28

	6	1,44	9,38
	7	1,46	9,57
	8	1,42	9,48
	9	1,46	11,46
	10	1,4	8,81
KSN	1	1,58	11,01
	2	1,6	12,65
	3	1,6	12,19
	4	1,6	13,66
	5	1,54	10,14
	6	1,58	10,96
	7	1,6	11,66
	8	1,6	12,45
	9	1,58	11,06
	10	1,6	12,31
KVC	1	1,7	16,19
	2	1,72	16,33
	3	1,66	16
	4	1,62	15,59
	5	1,76	17,51
	6	1,64	14,12
	7	1,74	17,37
	8	1,76	18,55
	9	1,74	16,28
	10	1,62	14,86
KVN	1	2,12	22,5
	2	1,82	19,61
	3	2,12	20,65
	4	1,78	18,93
	5	1,82	17,27
	6	1,86	18,36
	7	1,82	17,27
	8	2,02	20,62
	9	1,96	20,16
	10	1,92	18,3

## 11. ÖZGEÇMİŞ

1984 yılında Nahçıvan/Azerbaycan'da doğdu. İlköğrenimini, ortaöğretimini ve lise öğrenimini Nahçıvan 1 sayılı orta okulunda okudu 2000 yılında eğitimini tamamladı. 2005 yılında Azerbaycan Tıp Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi'nden mezun oldu. 2016 yılı ocak ayında Kocaeli Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı'nda uzmanlık eğitimine başladı. Uzmanlık eğitimi süresince Kocaeli Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi'nde klinik ve akademik faaliyetlerde bulundu.

İngilizce bilmektedir.

