



T.C.

KIRIKKALE ÜNİVERSİTESİ

SAĞLIK BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ

**POLİETERETERKETON POLİMER YÜZEYİNE FARKLI
YÜZEY İŞLEMİ UYGULAMALARININ KOMPOZİT REZİN VE
REZİN SİMAN BAĞLANTISINA ETKİLERİNİN
DEĞERLENDİRİLMESİ**

Dt. Ayşegül HAZIR

PROTETİK DİŞ TEDAVİSİ ANABİLİM DALI

DOKTORA TEZİ

DANIŞMAN

Prof. Dr. Yasemin KESKİN

Prof. Dr. Saadet SAĞLAM ATSÜ

KIRIKKALE-2022



T.C.

KIRIKKALE ÜNİVERSİTESİ

SAĞLIK BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ

**POLİETERETERKETON POLİMER YÜZEYİNE FARKLI YÜZEY İŞLEMİ
UYGULAMALARININ KOMPOZİT REZİN VE REZİN SİMAN
BAĞLANTISINA ETKİLERİNİN DEĞERLENDİRİLMESİ**

Dt. Ayşegül HAZİR

PROTETİK DİŞ TEDAVİSİ ANABİLİM DALI

DOKTORA TEZİ

DANIŞMAN

Prof. Dr. Yasemin KESKİN

Prof. Dr. Saadet SAĞLAM ATSÜ

**Bu çalışma Kırıkkale Üniversitesi Bilimsel Araştırma Projeleri Birimi
tarafından desteklenmiştir.**

Proje No: 2021-061

KIRIKKALE-2022

ETİK BEYAN

Kırıkkale Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü Tez Yazım Kurallarına uygun olarak hazırladığım bu tez çalışmada;

- Tez içinde sunduğum verileri, bilgileri ve dokümanları akademik ve etik kurallar çerçevesinde elde ettiğimi,
- Tüm bilgi, belge, değerlendirme ve sonuçları bilimsel etik ve ahlak kurallarına uygun olarak sunduğumu,
- Tez çalışmada yararlandığım eserlerin tümüne uygun atıfta bulunarak kaynak gösterdiğimi,
- Kullanılan verilerde herhangi bir değişiklik yapmadığımı,
- Bu tezde sunduğum çalışmanın özgün olduğunu, bildirir, aksi bir durumda aleyhime doğabilecek tüm hak kayıplarını kabullendiğimi beyan ederim.

Ayşegül HAZIR

Tarih



ÖZET

POLİETERETERKETON POLİMER YÜZEYİNE FARKLI YÜZEY İŞLEMİ UYGULAMALARININ KOMPOZİT REZİN VE REZİN SİMAN BAĞLANTISINA ETKİLERİNİN DEĞERLENDİRİLMESİ

Kırıkkale Üniversitesi
Sağlık Bilimleri Enstitüsü
Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı, Doktora Tezi
Danışman: Prof. Dr. Saadet SAĞLAM ATSÜ
Ortak Danışman: Prof. Dr. Yasemin KESKİN
Ekim, 2022, 174 sayfa

Protetik diş hekimliğinde polieteterketon (PEEK) adı verilen yüksek dirençli, biyoyumlu, elastisite modülü kemiğe yakın, diş rengine benzer yeni nesil polimerler kullanılmaya başlanmıştır. Düşük yarı saydamlığı PEEK materyalinin monolitik restorasyonlar şeklinde kullanımını zorlaştırmaktadır. Bu nedenle, veneerleme için kompozit rezinlere ihtiyaç vardır. Ancak PEEK'in düşük yüzey enerjisi, kimyasal ve mekanik işlemlere karşı yüksek direnci nedeniyle kompozit rezinler ile bağlantı dayanımı düşüktür. Bu sorunun üstesinden gelmek için sıklıkla %98 sülfürik asit ile pürüzlendirme, Al_2O_3 ile kumlama ve bu iki uygulamanın kombinasyonunu içeren yöntemler uygulanmaktadır. PEEK materyali, ultraviyole (UV) ışına maruz kaldığında, kimyasal değişime uğrar ve hidroksil gruplarının sayısı artar. Böylece yüzey hidrofilik özellik kazanır. UV ışığının PEEK materyalinin ıslanabilirliğini arttırdığı bilirse de PEEK yüzeyine UV ışık uygulamasından sonra kompozit rezin ve rezin siman ile bağlantı dayanımının araştırıldığı, araştırmacıların bilgisi dahilinde sınırlı sayıda çalışma bulunmaktadır. Bu çalışmanın amacı, yüksek konsantrasyonu ve toksik etkisi nedeni ile laboratuvar ve klinik kullanımı riskli olan ve hasta başında kullanımı mümkün olmayan sülfürik asit uygulaması yerine klinik kullanıma daha uygun olabilecek UV ışık ve kombine yüzey işlemlerinin PEEK yüzey kimyası, ıslanabilirliği, porözite ve bağlantı dayanımı üzerine etkilerini değerlendirmektir.

Çalışmamızda 480 adet dikdörtgen şekilli 5x5x2 mm boyutunda PEEK örnek kullanılarak 16 grup ($n=10$) oluşturulmuştur. Gruplar; %98 sülfürik asit ile pürüzlendirme (Asit), 110 μm Al_2O_3 ile kumlama (Kumlama), UV ışık uygulama yüzey işlemlerinin tek başlarına ve kombine uygulanması şeklinde oluşturulurken adeziv (bond) (Visio.link) uygulaması ile her gruba ait alt gruplar oluşturulmuştur. Gruplara ait örnekler üzerinde; SEM ile yüzey topografyası, XPS ile elementel kompozisyon, FTIR ile kimyasal karakterizasyon, gonyometre ile temas açısı, profilometre ile yüzey pürüzlülüğü incelenmiştir. Her bir yüzey işlem grubundan 10'ar adet PEEK örnek, 4x3 mm boyutunda kompozit rezin silindirler oluşturularak kompozit rezin ve rezin siman ile bağlandıktan sonra 5°C - 55°C su banyolarında 1 yıllık klinik kullanıma eş değer olan 10.000 termal döngüye maruz bırakılmıştır. PEEK örneklerin, universal test cihazında makaslama bağlantı dayanımları ölçülmüş ve stereomikroskop altında kırılma tipleri belirlenmiştir.

Kompozit rezin ile bağlanan gruplarda ortalama bağlantı değeri, en düşük Kontrol grubunda ($1,57 \pm 0,75$ MPa) bulunurken en yüksek Asit+Bond grubunda ($19,53 \pm 1,94$ MPa) bulunmuştur ($p < 0,000$), Kumlama+UV+Bond ($14,87 \pm 3,60$ MPa) ve Kumlama+Asit+UV+Bond ($14,84 \pm 2,91$ MPa) grupları ile arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark bulunamamıştır. Resin siman ile bağlanan gruplarda ise yine en düşük değeri Kontrol grubu ($0,26 \pm 0,21$ MPa) gösterirken, en yüksek değeri Kumlama+Asit+Bond grubu ($14,67 \pm 1,68$ MPa) göstermiş ($p < 0,05$) ve Asit+Bond ($12,22 \pm 1,56$ MPa), UV+Bond ($13,31 \pm 2,19$ MPa) ve Kumlama+Asit+UV+Bond ($11,20 \pm 3,49$ MPa) grupları ile arasında anlamlı bir fark bulunamamıştır. En yüksek yüzey pürüzlülüğünü Kumlama grubu gösterirken ($p < 0,000$) en düşük temas açısını UV grubu sergilemiştir ($p < 0,001$). XPS analizinde; Kumlama ve UV grubunda C elementi atomik konsantrasyonunun düştüğü, O elementi atomik konsantrasyonunun arttığı bulunmuştur. FTIR analizi; sülfürik asit ve UV ışık uygulanan gruplarda O-H yayvan bantları izlenmesiyle bu yüzey işlemlerinin PEEK'in kimyasal yapısını değiştirdiğini ortaya koymuştur.

Çalışmamızda, bond kullanımının bağlantı dayanımını yükselttiği, UV ışığının tek başına veya kumlama, asit uygulaması gibi diğer yüzey ön işlemleri ile kombine uygulanmasının temas açısını azalttığı ve bağlantı dayanımını artırdığı, sülfürik asit uygulamasına bir alternatif olabileceği gösterilmiştir.

Anahtar Kelimeler: Polieteterketon, sülfürik asit, kumlama, ultraviyole, termal siklus, bağlantı dayanımı, temas açısı, yüzey pürüzlülüğü

ABSTRACT

EVALUATION OF THE EFFECT OF DIFFERENT SURFACE TREATMENTS TO POLYETHERETHERKETONE POLYMER SURFACE ON COMPOSITE RESIN AND RESIN CEMENT BONDING

Kirikkale University
Health Sciences Institute
Department of Prosthodontics, PhD Thesis
Supervisor: Prof. Dr. Saadet SAĞLAM ATSU
Supervisor: Prof. Dr. Yasemin KESKİN
October, 2022, 174 pages

In prosthetic dentistry, new generation polymers called polyetheretherketone (PEEK) with high resistance, biocompatible, elasticity modulus close to bone and similar to tooth color have been started to be used. Its low translucency makes it difficult to use PEEK material as monolithic restorations. Therefore, composite resins are needed for veneering. However, PEEK has low bond strength with composite resins due to its low surface energy and high resistance to chemical and mechanical processes. To overcome this problem, methods such as etching with 98% sulfuric acid, sandblasting with Al_2O_3 and a combination of these two applications are often used. However, in ultraviolet (UV) light treatment, PEEK undergoes a chemical change and the number of hydroxyl groups increases. Thus, the surface becomes hydrophilic. Although it is known that UV light increases the wettability of PEEK material, there is a study, within the knowledge of the researchers, that investigated the bond strength of composite resin and resin cement after UV light treatment on the PEEK surface. The aim of this study is to evaluate the effects of UV light and combined surface treatments on surface chemistry, wettability, porosity and bond strength, which may be more suitable for clinical use instead of sulfuric acid etching, which is risky in laboratory and clinical use due to its high concentration and toxic effect and cannot be used at the chairside.

In our study, 480 PEEK samples of 5x5x2 mm in size were divided into 16 groups (n=10). Groups; It is formed as the application of surface treatments such as etching with 98% sulfuric acid, sandblasting with 110 μm Al_2O_3 , UV light treatment alone and in combination, subgroups were formed with adhesive (bond) (Visio.link) application. On the samples selected from each group; Surface roughness with profilometer, contact angle with goniometer, elemental composition with XPS, chemical characterization with FTIR, surface topography with SEM were investigated. Specimens bonded with 4x3 mm composite resin (Charisma Classic) and resin cement (Panavia SA) were stored to 10,000 thermal cycles, equivalent to 1 year of clinical use, in 5°C - 55°C water baths. Shear bond strengths of PEEK specimens were measured in a universal test device and fracture types were determined under a stereomicroscope.

In the groups bonded with composite resin, the mean bond value was the lowest in the Control group (1.57 ± 0.75 MPa), while the highest in the Acid + Bond group (19.53 ± 1.94 MPa) ($p < 0.000$). There was no statistically significant difference between the Acid + Bond group and the Sandblasting + UV + Bond (14.87 ± 3.60 MPa), Sandblasting + Acid + UV + Bond (14.84 ± 2.91 MPa) groups. In the groups bonded with resin cement, the lowest value was obtained by the Control group (0.26 ± 0.21 MPa), while the highest value was obtained by the Sandblasting + Acid + Bond group (14.67 ± 1.68 MPa) ($p < 0.05$). There was no statistically significant difference between the Sandblasting + Acid + Bond, Acid + Bond (12.22 ± 1.56 MPa), UV + Bond (13.31 ± 2.19 MPa), Sandblasting + Acid + UV + Bond (11.20 ± 3.49) groups. While the Sandblasting group showed the highest surface roughness ($p < 0.000$), the UV group showed the lowest contact angle ($p < 0.001$). In XPS analysis; It was found that the atomic concentration of element C decreased and the atomic concentration of element O increased in the sandblasting and UV groups. FTIR analysis; It was revealed that these surface treatments changed the chemical structure of PEEK by observing O-H diffuse bands in the groups exposed to sulfuric acid and UV light.

In our study, it has been shown that the use of bond increases the bond strength, UV treatment alone or in combination with other surface pretreatments such as sandblasting and acid etching reduces the contact angle and increases the bond strength, and it can be an alternative to 98% sulfuric acid etching.

Keywords: Polyetheretherketone, sulfuric acid, sandblasting, ultraviolet, thermal cycle, bond strength, contact angle, surface roughness

ÖNSÖZ

Doktora eğitimimde beni destekleyen ve bilgi birikimini benimle paylaşan danışman hocalarım saygıdeğer Prof. Dr. Saadet SAĞLAM ATSÜ ve Prof. Dr. Yasemin KESKİN'e

Eğitimim boyunca bilgi ve deneyimlerini benden esirgemeyen tüm Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı öğretim üyesi hocalarıma,

Doktora eğitimimin ilk senesinde üzerimde emeği olan Atatürk Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı öğretim üyesi hocalarıma,

Dostluklarıyla her zaman yanımda olan çalışma arkadaşlarıma,

Hayatım boyunca sevgisi, fedakarlığı ve emekleriyle bulduğum noktaya gelmemin mimarı olan canım annem Behiye HAZIR'a ve babam Atilla HAZIR'a

Benim için bir kardeşten çok daha öte olan, hayatıma yön veren, tecrübeleriyle yoluma ışık tutan ve varlığıyla güçlendiğim canım ablam Elif HAZIR DEMİRLİ'ye ve sevgili abim Harun DEMİRLİ'ye

Ve bu uzun süreçte emeği geçen, yanımda olan, yalnız bırakmayan, bugünü mümkün kılan bütün o harika insanlara,

tüm kalbim ve içtenliğimle teşekkür ederim.

İÇİNDEKİLER

ÖZET.....	i
ABSTRACT	ii
ÖNSÖZ.....	iii
İÇİNDEKİLER.....	iv
ÇİZELGELER DİZİNİ	viii
ŞEKİLLER DİZİNİ.....	ix
SİMGELER ve KISALTMALAR.....	xiv
1. GİRİŞ	1
1.1. Polimer Yapısı ve Polietetereterketon (PEEK)	2
1.1.1. PEEK Polimerinin Tanımı	2
1.1.2. PEEK Polimerinin Tarihçesi	3
1.1.3. PEEK Polimerinin Kimyasal Dayanıklılığı.....	3
1.1.4. PEEK Polimerinin Mekanik Dayanıklılığı.....	4
1.1.5. PEEK Polimerinin Termal Dayanıklılığı	5
1.1.6. PEEK Polimerinin Sterilizasyon ve Işınlara Karşı Dayanıklılığı.....	5
1.1.7. PEEK Polimerinin Biyouyumluluğu	5
1.1.8. PEEK'in Bağlantı Dayanımı	5
1.2. PEEK Polimerinin Üretim Yöntemleri.....	6
1.2.1. Enjeksiyon Kalıplama Yöntemi	6
1.2.2. CAD/CAM ile Üretim Yöntemi	6
1.2.3. 3 Boyutlu Yazıcı ile Üretim Yöntemi	7
1.3. Günümüzde Kullanılan Ticari PEEK Materyalleri.....	7
1.3.1. BioHPP PEEK.....	7
1.3.2. Karbon Fiberle Güçlendirilmiş PEEK (CFR-PEEK)	7
1.3.3. Cam Fiberle Güçlendirilmiş PEEK (GFR-PEEK)	8
1.3.4. Hidroksiapatitle Güçlendirilmiş PEEK (HA/PEEK).....	8

1.3.5.	Stronsiyum İlaveli Hidroksiapatit İçerikli PEEK(Sr-HA/PEEK)	8
1.3.6.	Titanyum dioksit Dolduruculu PEEK (TiO ₂ /PEEK)	8
1.3.7.	Nano Floroapatit Dolduruculu PEEK (n-FA/PEEK)	9
1.4.	PEEK'in Kullanım Alanları	9
1.4.1.	PEEK'in Medikal Kullanımı.....	9
1.4.2.	PEEK'in Dental Kullanım Alanları	9
1.5.	PEEK'in Yüzey Modifikasyon Yöntemleri.....	12
1.5.1.	Asitlerle Yüzey Modifikasyonu	12
1.5.2.	Al ₂ O ₃ ile Kumlama	14
1.5.3.	Tribokimyasal Silika Kaplama.....	14
1.5.4.	Plazma ile Yüzey Modifikasyonu	15
1.5.5.	Lazer ile Yüzey Modifikasyonu.....	15
1.5.6.	Ultraviyole Işık ile Yüzey Modifikasyonu.....	16
1.6.	PEEK ve Kompozit Rezin Bağlantısı.....	20
1.7.	PEEK ve Rezin Siman Bağlantısı.....	22
1.8.	Kompozit Rezinler.....	24
1.9.	Self Adeziv Rezin Simanlar	25
1.10.	Adeziv Sistemler.....	26
1.10.1.	Adezyon	26
1.10.2.	Adeziv Sistemlerin Sınıflandırılması	26
1.10.3.	Adezivlerin İçerdiği Rezin Monomerler	29
1.11.	Yapay Yaşlandırma İşlemleri	30
1.11.1.	Çiğneme Simülatörü Uygulanması	30
1.11.2.	Termal Siklus ile Yaşlandırma.....	31
1.11.3.	Otoklav ile yaşlandırma	31
1.12.	Yüzey Analiz Yöntemleri	31
1.12.1.	Profilometre Analizi.....	31

1.12.2.	Tarayıcı Elektron Mikroskobu (SEM) Analizi.....	32
1.12.3.	Atomik Kuvvet Mikroskobu (AFM) Analizi	33
1.12.4.	Enerji Dağılımlı X-ışını Spektroskopisi (EDS) Analizi	33
1.12.5.	X-ışını Fotoelektron Spektroskopisi (XPS).....	33
1.12.6.	Fourier Dönüştürümlü Kızılötesi Spektroskopisi (FTIR).....	34
1.13.	Temas Açısı Ölçüm Yöntemleri	34
1.13.1.	Sessile Drop Tekniği	34
1.13.2.	Wilhelmy Tekniği	35
1.14.	Mekanik Test Yöntemleri	35
1.14.1.	Makaslama Testi	35
1.14.2.	Çekme Testi.....	36
1.14.3.	Push-out Testi.....	37
1.15.	Amaç	37
1.16.	Hipotez.....	37
2.	GEREÇ VE YÖNTEM	38
2.1.	PEEK Örneklerin Hazırlanması.....	40
2.2.	PEEK Örneklere Yüzey Ön İşlemlerinin Uygulanması	42
2.2.1.	Kontrol Grubu: Yüzey ön işlemi yok	43
2.2.2.	Kumlama Grubu: 110 µm Al ₂ O ₃ ile Kumlama	44
2.2.3.	Asit Grubu: %98 Sülfürik Asit Uygulaması.....	45
2.2.4.	UV Grubu: UV Işık Uygulaması.....	45
2.2.5.	Kumlama + Asit Grubu: 110 µm Al ₂ O ₃ ile Kumlama + %98 Sülfürik Asit Uygulaması.....	46
2.2.6.	Asit + UV Grubu: %98 Sülfürik Asit + UV Işık Uygulaması.....	47
2.2.7.	Kumlama + UV Grubu: 110 µm Al ₂ O ₃ ile Kumlama + UV Işık Uygulaması	47
2.2.8.	Kumlama + Asit + UV Grubu: 110 µm Al ₂ O ₃ ile Kumlama + %98 Sülfürik Asit + UV Işık Uygulaması.....	48

2.3.	Adeziv Ajan Uygulanması	48
2.3.1.	SEM Analizi.....	49
2.3.2.	XPS Analizi.....	50
2.3.3.	FTIR Analizi	51
2.3.4.	Temas Açısı Ölçümü.....	51
2.3.5.	Profilometre Analizi.....	52
2.4.	PEEK Örneklerle Kompozit Rezin Bağlantısı.....	52
2.5.	PEEK Örneklerle Rezin Siman Bağlantısı	53
2.6.	Termal Siklus ile Yaşlandırma	54
2.7.	Örneklerin Bağlantı Dayanımlarının Ölçülmesi.....	54
2.8.	Kırılma Tiplerinin Stereomikroskop ile Değerlendirilmesi	56
2.9.	İstatistiksel Analiz	56
3.	BULGULAR.....	57
3.1.	Bağlantı Dayanımı Test Bulguları.....	57
3.1.1.	Kompozit Rezin ile Bağlantı Dayanımı	57
3.1.2.	Rezin Siman ile Bağlantı Dayanımı.....	69
3.2.	Temas Açısı Bulguları.....	82
3.3.	Yüzey Pürüzlülüğü Bulguları	94
3.4.	XPS Analizi Bulguları.....	100
3.5.	FTIR Analizi Bulguları.....	107
3.6.	SEM Analizi Bulguları	123
4.	TARTIŞMA	127
	KAYNAKÇA.....	150

ÇİZELGELER DİZİNİ

Çizelge 1. 1 PEEK, CFR-PEEK, mineralize dokuların çekme dayanımı ve elastisite modülü.....	4
Çizelge 2. 1 Çalışmamızda kullanılan malzemeler	39
Çizelge 2. 2 Çalışmamızda kullanılan cihazlar	39
Çizelge 2. 3 Çalışma grupları	43
Çizelge 3. 1 Varyans homojenliği testi (Levene testi).	57
Çizelge 3. 2 Non-parametrik Kruskal-Wallis testi	57
Çizelge 3. 3 Kompozit rezin ile bağlanan grupların bağlantı dayanımı tanımlayıcı istatistikleri.....	58
Çizelge 3. 4 Grupların bağlantı dayanımı değerlerinin Dunnet post-hoc testi	59
Çizelge 3. 5 Örneklerin kırılma tipleri	64
Çizelge 3. 6 Varyans homojenliği testi (Levene testi).	69
Çizelge 3. 7 Non-parametrik Kruskal-Wallis testi	69
Çizelge 3. 8 Resin siman ile bağlanan grupların bağlantı dayanımı tanımlayıcı istatistikleri.....	70
Çizelge 3. 9 Grupların bağlantı dayanımı değerlerinin Dunnet post-hoc testi	71
Çizelge 3. 10 Örneklerin kırılma tipleri	76
Çizelge 3. 11 Varyans homojenliği testi (Levene testi).	82
Çizelge 3. 12 Non-parametrik Kruskal-Wallis testi	82
Çizelge 3. 13 Grupların temas açısı tanımlayıcı istatistikleri.....	83
Çizelge 3. 14 Grupların temas açısı değerlerinin Dunnet post-hoc testi	84
Çizelge 3. 15 Varyans homojenliği testi (Levene testi).	94
Çizelge 3. 16 Non-parametrik Kruskal-Wallis testi	94
Çizelge 3. 17 Grupların yüzey pürüzlülüğü tanımlayıcı istatistikleri	95
Çizelge 3. 18 Grupların yüzey pürüzlülüğü değerlerinin Dunnet post-hoc testi.....	96
Çizelge 3. 19 Kontrol, Kumlama, Asit ve UV gruplarının elementel kompozisyonlarının atomik oranları	106
Çizelge 3. 20 Kontrol, Kumlama, Asit ve UV gruplarının O:C oranları.....	106

ŞEKİLLER DİZİNİ

Şekil 1. 1 PEEK polimerinin kimyasal yapısı ($-\text{C}_6\text{H}_4-\text{O}-\text{C}_6\text{H}_4-\text{O}-\text{C}_6\text{H}_4-\text{CO}-$) _n	3
Şekil 1. 2 UV radyasyonunun biyolojik dokular üzerindeki etkisi (Zayat vd., 2007)16	
Şekil 2. 1 CNC 8065 su jet sistemi.....	40
Şekil 2. 2 5x5x2 mm boyutunda PEEK örnek	41
Şekil 2. 3 480 adet PEEK örnek.....	41
Şekil 2. 4 Silikon kalıp ve üretilen akrilik rezin.....	41
Şekil 2. 5 Ultrasonik temizleme cihazı.....	42
Şekil 2. 6 Yüzey işlemleri için hazırlanmış PEEK örnekler	42
Şekil 2. 7 Kontrol: Kontrol grubu	44
Şekil 2. 8 Kumlama cihazı	44
Şekil 2. 9 Kumlama: 110 µm Al ₂ O ₃ ile Kumlama	45
Şekil 2. 10 Asit: %98 Sülfürik Asit Uygulaması.....	45
Şekil 2. 11 UV: UV Işık Uygulaması.....	46
Şekil 2. 12 UV ışık.....	46
Şekil 2. 13 Kumlama + Asit: 110 µm Al ₂ O ₃ ile Kumlama + %98 Sülfürik Asit Uygulaması	46
Şekil 2. 14 Asit + UV: %98 Sülfürik Asit + UV Işık Uygulaması.....	47
Şekil 2. 15 Kumlama + UV: 110 µm Al ₂ O ₃ ile Kumlama + UV Işık Uygulaması	47
Şekil 2. 16 Kumlama + Asit + UV: 110 µm Al ₂ O ₃ ile Kumlama + %98 Sülfürik Asit + UV Işık Uygulaması	48
Şekil 2. 17 Visio.link.....	49
Şekil 2. 18 LED ışıklı polimerizasyon cihazı.....	49
Şekil 2. 19 Yalıtkan madde kaplama cihazı	50
Şekil 2. 20 Taramalı elektron mikroskopu (SEM).....	50
Şekil 2. 21 X-ışını fotoelektron spektroskopisi.....	51
Şekil 2. 22 Fourier dönüşümlü kızılötesi spektroskopisi	51
Şekil 2. 23 Gonyometre.....	52
Şekil 2. 24 Profilometre	52
Şekil 2. 25 Kompozit rezin uygulamak için üretilen kalıp.....	53
Şekil 2. 26 5 kg ağırlık uygulanması.....	53
Şekil 2. 27 Kompozit rezinin, rezin siman ile PEEK örneğe simantasyonu	54
Şekil 2. 28 Termal siklus cihazı	54

Şekil 2. 29 Universal test cihazı	55
Şekil 2. 30 Makaslama bağlantı dayanımı testi	55
Şekil 2. 31 Stereomikroskop	56
Şekil 3. 1 Grupların bağlantı dayanımı ortalama ve standart deviasyon değerleri (MPa).....	63
Şekil 3. 2 Kontrol grubu adeziv kırılma tipini gösteren stereomikroskop görüntüsü	64
Şekil 3. 3 Kontrol + Bond grubu kırılma tiplerini gösteren stereomikroskop görüntüleri: (a) adeziv kırılma tipi, (b) karışık kırılma tipi.....	65
Şekil 3. 4 Kumlama grubu adeziv kırılma tipini gösteren stereomikroskop görüntüsü	65
Şekil 3. 5 Kumlama + Bond grubu karışık kırılma tipini gösteren stereomikroskop görüntüsü.....	65
Şekil 3. 6 Asit grubu kırılma tiplerini gösteren stereomikroskop görüntüleri: (a) adeziv kırılma tipi, (b) karışık kırılma tipi	66
Şekil 3. 7 Asit + Bond grubu kırılma tiplerini gösteren stereomikroskop görüntüleri: (a) koheziv kırılma tipi, (b) karışık kırılma tipi.....	66
Şekil 3. 8 UV grubu kırılma tiplerini gösteren stereomikroskop görüntüleri: (a) karışık kırılma tipi, (b) adeziv kırılma tipi	66
Şekil 3. 9 UV + Bond grubu kırılma tiplerini gösteren stereomikroskop görüntüleri: (a) adeziv kırılma tipi, (b) karışık kırılma tipi.....	67
Şekil 3. 10 Kumlama + Asit grubu adeziv kırılma tipini gösteren stereomikroskop görüntüsü.....	67
Şekil 3. 11 Kumlama + Asit + Bond grubu karışık kırılma tipini gösteren stereomikroskop görüntüsü	67
Şekil 3. 12 Asit + UV grubu adeziv kırılma tipini gösteren stereomikroskop görüntüsü.....	68
Şekil 3. 13 Asit + UV + Bond grubu kırılma tiplerini gösteren stereomikroskop görüntüleri: (a) karışık kırılma tipi, (b) koheziv kırılma tipi.....	68
Şekil 3. 14 Kumlama + UV grubu adeziv kırılma tipini gösteren stereomikroskop görüntüsü.....	68
Şekil 3. 15 Kumlama + UV + Bond grubu kırılma tiplerini gösteren stereomikroskop görüntüleri: (a) karışık kırılma tipi, (b) koheziv kırılma tipi.....	69
Şekil 3. 16 Grupların bağlantı dayanımı ortalama ve standart deviasyon değerleri (MPa).....	75

Şekil 3. 17 Kontrol grubu adeziv kırılma tipini gösteren stereomikroskop görüntüsü	76
Şekil 3. 18 Kontrol + Bond grubu karışık kırılma tipini gösteren stereomikroskop görüntüsü.....	77
Şekil 3. 19 Kumlama grubu kırılma tiplerini gösteren stereomikroskop görüntüleri: (a) adeziv kırılma tipi, (b) karışık kırılma tipi.....	77
Şekil 3. 20 Kumlama + Bond grubu karışık kırılma tipini gösteren stereomikroskop görüntüsü.....	77
Şekil 3. 21 Asit grubu karışık kırılma tipini gösteren stereomikroskop görüntüsü....	78
Şekil 3. 22 Asit + Bond grubu karışık kırılma tipini gösteren stereomikroskop görüntüsü.....	78
Şekil 3. 23 UV grubu kırılma tiplerini gösteren stereomikroskop görüntüleri: (a) adeziv kırılma tipi, (b) karışık kırılma tipi	78
Şekil 3. 24 UV + Bond grubu karışık kırılma tipini gösteren stereomikroskop görüntüsü.....	79
Şekil 3. 25 Kumlama + Asit grubu karışık kırılma tipini gösteren stereomikroskop görüntüsü.....	79
Şekil 3. 26 Kumlama + Asit + Bond grubu karışık kırılma tipini gösteren stereomikroskop görüntüsü	79
Şekil 3. 27 Asit + UV grubu kırılma tiplerini gösteren stereomikroskop görüntüleri: (a) adeziv kırılma tipi, (b) karışık kırılma tipi.....	80
Şekil 3. 28 Asit + UV + Bond grubu karışık kırılma tipini gösteren stereomikroskop görüntüsü.....	80
Şekil 3. 29 Kumlama + UV grubu kırılma tiplerini gösteren stereomikroskop görüntüleri: (a) adeziv kırılma tipi, (b) karışık kırılma tipi.....	80
Şekil 3. 30 Kumlama + UV + Bond grubu karışık kırılma tipini gösteren stereomikroskop görüntüsü	81
Şekil 3. 31 Kumlama + Asit + UV grubu kırılma tiplerini gösteren stereomikroskop görüntüleri: (a) adeziv kırılma tipi, (b) karışık kırılma tipi, (c) koheziv kırılma tipi. 81	
Şekil 3. 32 Kumlama + Asit + UV + Bond grubu karışık kırılma tipini gösteren stereomikroskop görüntüsü	82
Şekil 3. 33 Grupların temas açısı ortalama ve standart deviasyon değerleri (°).....	88
Şekil 3. 34 Kontrol grubu temas açısı görüntüsü.....	89
Şekil 3. 35 Kontrol + Bond grubu temas açısı görüntüsü.....	89

Şekil 3. 36 Kumlama grubu temas açısı görüntüsü	89
Şekil 3. 37 Kumlama + Bond grubu temas açısı görüntüsü	90
Şekil 3. 38 Asit grubu temas açısı görüntüsü.....	90
Şekil 3. 39 Asit + Bond grubu temas açısı görüntüsü.....	90
Şekil 3. 40 UV grubu temas açısı görüntüsü	91
Şekil 3. 41 UV + Bond grubu temas açısı görüntüsü	91
Şekil 3. 42 Kumlama + Asit grubu temas açısı görüntüsü.....	91
Şekil 3. 43 Kumlama + Asit + Bond grubu temas açısı görüntüsü.....	92
Şekil 3. 44 Asit + UV grubu temas açısı görüntüsü	92
Şekil 3. 45 Asit + UV + Bond grubu temas açısı görüntüsü.....	92
Şekil 3. 46 Kumlama + UV grubu temas açısı görüntüsü	93
Şekil 3. 47 Kumlama + UV + Bond grubu temas açısı görüntüsü	93
Şekil 3. 48 Kumlama + Asit + UV grubu temas açısı görüntüsü.....	93
Şekil 3. 49 Kumlama + Asit + UV + Bond grubu temas açısı görüntüsü.....	94
Şekil 3. 50 Grupların yüzey pürüzlülüğü ortalama ve standart deviasyon değerleri (µm).....	100
Şekil 3. 51 Kontrol grubu XPS genel spekturumu	101
Şekil 3. 52 Kumlama grubu XPS genel spekturumu.....	101
Şekil 3. 53 Asit grubu XPS genel spekturumu	102
Şekil 3. 54 UV grubu XPS genel spekturumu.....	103
Şekil 3. 55 Kontrol grubu XPS C1 spekturumu	104
Şekil 3. 56 Kumlama grubu XPS C1 spekturumu.....	104
Şekil 3. 57 Asit grubu XPS C1 spekturumu.....	105
Şekil 3. 58 UV grubu XPS C1 spekturumu.....	105
Şekil 3. 59 Kontrol grubu FTIR spekturumu	107
Şekil 3. 60 Kontrol + Bond grubu FTIR spekturumu	108
Şekil 3. 61 Kumlama grubu FTIR spekturumu	109
Şekil 3. 62 Kumlama + Bond grubu FTIR spekturumu	110
Şekil 3. 63 Asit grubu FTIR spekturumu	111
Şekil 3. 64 Asit + Bond grubu FTIR spekturumu	112
Şekil 3. 65 UV grubu FTIR spekturumu	113
Şekil 3. 66 UV + Bond grubu FTIR spekturumu	114
Şekil 3. 67 Kumlama + Asit grubu FTIR spekturumu	115
Şekil 3. 68 Kumlama + Asit + Bond grubu FTIR spekturumu	116

Şekil 3. 69 Asit + UV grubu FTIR spektrumu	117
Şekil 3. 70 Asit + UV + Bond grubu FTIR spektrumu	118
Şekil 3. 71 Kumlama + UV grubu FTIR spektrumu	119
Şekil 3. 72 Kumlama + UV + Bond grubu FTIR spektrumu	120
Şekil 3. 73 Kumlama + Asit + UV grubu FTIR spektrumu	121
Şekil 3. 74 Kumlama + Asit + UV + Bond grubu FTIR spektrumu	122
Şekil 3. 75 Kontrol grubu SEM görüntüleri.....	123
Şekil 3. 76 Kumlama grubu SEM görüntüleri	124
Şekil 3. 77 Asit grubu SEM görüntüleri.....	125
Şekil 3. 78 UV grubu SEM görüntüleri	126



SİMGELER ve KISALTMALAR

°:	Derece
λ :	Lambda
μg :	Mikrogram
μm :	Mikrometre
AFM:	Atomik Kuvvet Mikroskobu
Al_2O_3 :	Alüminyum oksit
BioHPP:	%20 seramik ile güçlendirilmiş PEEK
Bis-DMA:	Bisfenol A dimetakrilat
BMP:	Bis(2-metakriloksietil) asit fosfat
BT:	Bilgisayarlı tomografi
$^{\circ}\text{C}$:	Santigrat derece
CaCl_2 :	Kalsiyum klorür
CAD/CAM:	Bilgisayar destekli tasarım ve bilgisayar destekli üretim
CFR-PEEK:	Karbonla güçlendirilmiş PEEK
CIE:	Commission Internationale de l'Eclairage
cm:	Santimetre
cm^2 :	Santimetre kare
cm^3 :	Santimetre küp
CO_2 :	Karbondioksit
Co-Cr:	Krom-kobalt
dk:	Dakika
EDS:	Enerji Dağılımlı X-Işını Spektroskopisi
EGDMA:	Etilen glikol dimetakrilat
Er:YAG:	Erbium yag
eV:	Elektronvolt
FDA:	ABD Gıda ve İlaç İdaresi
FTIR:	Fourier Transform Kızılötesi Spektroskopisi
g:	Gram
GDMA:	Gliserol dimetakrilat
GFR-PEEK:	Cam fiberle güçlendirilmiş PEEK
Gpa:	Gigapaskal
H_2O_2 :	Hidrojen peroksit

H ₂ SO ₄ :	Sülfürik asit
HA:	Hidroksiapatit
HA/PEEK:	Hidroksiapatitle güçlendirilmiş PEEK
HBP:	Hareketli bölümlü protez
HEMA:	Hidroksietil metakrilat
HF:	Hidroflorik asit
HNO ₃ :	Nitrik asit
Hz:	Hertz
ISO:	Uluslararası Standardizasyon Örgütü
keV:	Kiloelektronvolt
kg:	Kilogram
MDP:	10-metakriloksidetil dihidrojen fosfat
mikro-CT:	Mikro bilgisayarlı tomografi
mm:	Milimetre
mm ² :	Milimetre kare
mm ³ :	Milimetre küp
MMA:	Metilmetakrilat
Mpa:	Megapaskal
MRI:	Manyetik rezonans görüntüleme
N:	Newton
Nd:YVO ₄ :	Neodimiyum katkılı itriyum ortovanadat
n-FA/PEEK:	Nano floroapatit dolduruculu PEEK
Ni-Ti:	Nikel-titanyum
nm:	Nanometre
PAEK:	Poliarileterketon
PE:	Polietilen
PEEK:	Polietereterketon
PES:	Polietersülfon
PETIA:	Pentaeritritol triakrilat
PMGDM:	Piromellitik gliserol dimetakrilat
PMMA:	Polimetilmetakrilat
S*:	Singlet
SEM:	Taramalı Elektron Mikroskobu

SiC:	Silisyum karbür
SiO ₂ :	Silikon dioksit
sn:	Saniye
SOC:	Spiroortokarbonat
Sr-HA/PEEK:	Stronsiyum ilaveli hidroksiapatit içerikli PEEK
T*:	Triplet
TEGDMA:	Trietilen glikol dimetakrilat
Ti:	Titanyum
TiO ₂ :	Titanyum dioksit
TiO ₂ /PEEK:	Titanyum dioksit ile güçlendirilmiş PEEK
TMPTMA:	Trimetiloilpropan trimetakrilat
UDMA:	Üretan dimetakrilat
UV:	Ultraviyole
vd:	Ve diğerleri
XPS:	X-Işını Fotoelektron Spektroskopisi
Y ₂ O ₃ :	İttriyum oksit
ZrO ₂ :	Zirkonyum oksit

1. GİRİŞ

Protetik diş tedavisi, kullanılan çeşitli materyallerle; sabit, hareketli ve implant destekli protezler de dahil olmak üzere geniş bir klinik uygulama yelpazesine sahiptir. Malzemelerin özellikleri sürekli olarak geliştirilmekte ve yeni ürünler tanıtılmaktadır (Özdoğan ve Tosun, 2020) . Endüstride, metalik malzemelerin yerini almak üzere birtakım mühendislik polimerleri geliştirilmiştir (Kurtz ve Devine, 2007). Mevcut plastik malzemelerle kıyaslandığında mühendislik polimerleri daha yüksek ısı direncine ve dayanıklılığa sahiptir. Özellikle polietereterketon (PEEK) yüksek kimyasal ve termal dirence, yüksek biyouyumluluğa ve suda düşük çözünürlüğe sahiptir. Elastisite modülü düşük olmasına rağmen mekanik özellikleri oldukça iyidir (Katzer, Marquardt, Westendorf, Wening ve Foerster, 2002). Bu nedenle PEEK'in uzun ömürlü restorasyonlar için uygun bir materyal olabileceği gösterilmiştir (Sugano, Komada, Okada ve Miura, 2020).

Gün geçtikçe diş hekimliğinde de kabul görmeye başlayan PEEK, tıbbi uygulamalarda omurga cerrahisi, spinal kafesler, ortopedik implantlar ile yaygın olarak kullanılan bir malzemedir (Zoidis, Papathanasiou ve Polyzois, 2016). Opaklığı ve grimsi beyaz rengi, monolitik restorasyonların üretimi için sınırlayıcı etkenler olarak karşımıza çıkmaktadır. Estetik görüntünün sağlanabilmesi için veneer kompozit rezinler kullanılmaktadır. Ancak PEEK'in diş hekimliğindeki kullanımı, mekanik ve kimyasal işlemlere olan direnci ve hidrofobik yapısı nedeniyle kısıtlanmıştır (Adem, Bal ve Kazazoglu, 2021).

PEEK'in uzun dönem stabilite gerektiren diş hekimliği uygulamalarında etkin ve başarılı bir şekilde kullanılabilmesi için PEEK ve veneer kompozit rezinler arasındaki bağlantı dayanıklılığının sağlanmasına yönelik yöntemler geliştirilmelidir (Najeeb, Zafar, Khurshid ve Siddiqui, 2016).

Önceki çalışmalar, PEEK yüzeyini modifiye etmek için %98 sülfürik asit (H_2SO_4) kullanımının gözenekli ve geçirgen bir yüzey oluşturduğu sonucuna varmıştır (Hallmann, Mehl, Sereno ve Hämmerle, 2012; Keul vd., 2014; Uhrenbacher vd., 2014; Rosentritt, Preis, Behr, Sereno ve Kolbeck, 2015). Bununla birlikte alüminyum oksit (Al_2O_3) ile kumlama, silika kaplama ve bunların kombine uygulanması; PEEK yüzeyindeki pürüzlülükte artış sağlamıştır (Ateş, Çağlar ve Yeşil Duymuş, 2018).

Ultraviyole ışık (UV), polimer yüzeylerin temizlenmesi ve fonksiyonellik kazanması için kullanılan başka bir yöntemdir (Sham, Li, Ma ve Kim, 2009). PEEK'in karbon/epoksi ara yüzüne adezyonunu artırmak için, PEEK filmlerinin, 5 dk, 15 dk, 30 dk ve 60 dk UV ışık ile işleme tabi tutulduğu bir çalışmada, işlem görmemiş PEEK yüzeyinde 94,6° temas açısı ölçülürken, 5 dk boyunca UV ışık ile işlem gören PEEK örneklerde temas açısı 39° olarak ölçülmüştür. UV ışık süresinin artmasıyla temas açısının azaldığı bulunmuştur. Temas açısının azalması, UV işlemiyle PEEK film yüzeyinde ıslanabilirliğin arttığını göstermiştir. En güçlü adezyon ise, 15-30 dakikalık UV ışık uygulaması ile elde edilmiştir. Daha kısa bir işlem süresi, yani 5 dk, PEEK üzerinde daha az yüzey değişikliğine neden olmuş ve kompozit ile yetersiz adezyon gözlenmiştir. Ancak 60 dk UV uygulaması da PEEK yüzeyinde çok fazla bozulmaya neden olarak adezyonda azalmaya neden olmuştur (Shi, Sinke ve Benedictus, 2017).

Literatürde, %98 sülfürik asit ile pürüzlendirme (Hallmann vd., 2012; Keul vd., 2014; Rosentritt vd., 2015), Al₂O₃ ile kumlama (Fokas, Guo ve Tsoi, 2019), adeziv uygulaması (Schmidlin vd., 2010), UV ışığa maruz bırakma (Shi vd., 2017) gibi işlemlerin PEEK'in bağlantı dayanımını artırdığı çalışmalar yer almaktadır. Ancak bu yöntemlerin birbirleriyle kombinasyonlu şekilde uygulandığı sınırlı sayıda çalışma vardır. Literatürde, UV ışık uygulamasından sonra bağlantı dayanımının ölçüldüğü sadece bir araştırma bulunmaktadır (Okawa, Taka ve Aoyagi, 2020).

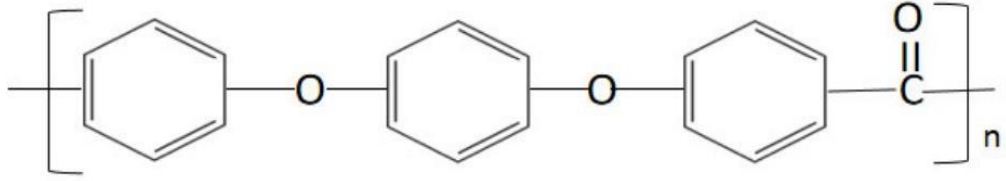
Bu çalışmada; PEEK yüzeyine %98 sülfürik asit ile pürüzlendirme, Al₂O₃ ile kumlama, UV ışığa maruz bırakma ve adeziv uygulamasının yüzey kimyası, pürüzlülüğü, ıslanabilirlik üzerindeki etkileri ile kompozit rezin ve rezin siman bağlantısına etkileri 10.000 termal siklus (5°C - 55°C) sonrası SEM, XPS, FTIR, yüzey temas açısı ölçümü, profilometre ve mekanik testler ile değerlendirilmiştir.

1.1. Polimer Yapısı ve Polietereterketon (PEEK)

1.1.1. PEEK Polimerinin Tanımı

PEEK; aromatik ve yarı kristalin yapıda, poliarileterketon (PAEK) ailesinin üyesi, bisfenol tuzlarından ve aromatik dihalojenürlerden geliştirilen termoplastik bir polimerdir. Williamson eterin katılmasıyla, bisfenol tuzu ya sodyum eklenerek ya da alkali metal karbonat veya hidroksit eklenerek bisfenolden üretilmiştir (Schmidlin vd., 2010; Hallmann vd., 2012). Etereterketon monomerinin monomer birimi, polietereterketon oluşturmak için bisfenollerin kademeli büyüme dialkilasyon

reaksiyonu yoluyla polimerleşir. PEEK için yaygın bir sentez yolu, 300 °C'de difenil sülfon gibi polar bir çözücü içinde 4,4'-diflorobenzofenon ile hidrokinonun disodyum tuzu arasındaki reaksiyondur. PEEK, fonksiyonelleştirilmiş monomerlerin eklenmesiyle (polimerizasyon öncesi) veya sülfonasyon, aminasyon ve nitrasyon gibi kimyasal işlemlerle polimerizasyon sonrası modifikasyonlarla modifiye edilebilir (Staniland vd., 1991). Kimyasal yapısı $(-C_6H_4-O-C_6H_4-O-C_6H_4-CO-)_n$ şeklindedir (Şekil 1.1) (Qin vd., 2021).



Şekil 1. 1 PEEK polimerinin kimyasal yapısı $(-C_6H_4-O-C_6H_4-O-C_6H_4-CO-)_n$

1.1.2. PEEK Polimerinin Tarihçesi

PEEK, ilk olarak bir grup İngiliz bilim insanı tarafından 1978'de geliştirilmiştir (Ma ve Tang, 2014). 1980'lerde PEEK, türbin ve uçak kanatları gibi endüstriyel uygulamalar için ticarileştirilmiştir (Eschbach, 2000). 1990'ların sonuna doğru PEEK, özellikle travmatik ve ortopedik uygulamalarda metal implant bileşenlerinin değiştirilmesi için önemli bir yüksek performanslı sentetik termoplastik aday haline gelmiştir (Han vd., 2010). Günümüzde ise tıp, diş hekimliği, otomotiv sektörü, elektrik ve kimya endüstrilerinde kullanımı halen yaygın bir şekilde devam etmektedir (Tekin, Cangül, Adıgüzel ve Değer, 2018a).

1.1.3. PEEK Polimerinin Kimyasal Dayanıklılığı

PEEK, düşük yüzey enerjisine ve kimyasal yüzey işlemlerine karşı yüksek dirence sahiptir. Bunun nedeni ketonun aromatik kimyasal yapısı ve PEEK'in diğer bileşenlerinin, optimal olmayan bağlanma yeteneklerine sahip inert bir yüzey oluşturmasıdır (Kern ve Lehmann, 2012; Stawarczyk vd., 2014a; Rosentritt vd., 2015). PEEK'in kimyasal dayanıklılığı, biyolojik korozyonu en aza indirmeye yardımcı olur ve böylece toksik yan ürünlerin salınımının önüne geçilir (Ouyang vd., 2016).

1.1.4. PEEK Polimerinin Mekanik Dayanıklılığı

PEEK, mekanik özelliklerinin üstünlüğü nedeniyle pek çok alanda kullanılmaktadır (Mishra ve Chowdhary, 2019). Yoğunluğu (1.32g/cm^3) düşük ve çok hafif bir malzemedir (Rabiei ve Sandukas, 2013). Düşük elastisite modülüne (3-4 GPa) rağmen PEEK'in aşınma direnci, metal alaşımlar ile karşılaştırılabilir (Qin vd., 2021). PEEK'in çekme dayanımının (80 MPa), mine (47.5 MPa) ve dentinin (104 MPa) çekme dayanımına yakın olması sebebiyle protetik restorasyonların altyapı malzemesi için potansiyel bir alternatif haline gelmiştir (Gan vd., 2016). Diğer materyaller ile modifiye edilebilmesi PEEK'in bir avantajıdır (Knaus, Schaffarczyk ve Cölfen, 2020). Örneğin; karbon fiber ile güçlendirilmiş PEEK (CFR-PEEK), kortikal kemiğe ve dentine yakın, daha yüksek bir elastisite modülüne (18 GPa) sahiptir (Schwitalla ve Müller, 2013). PEEK'in elastisite modülü, insan kortikal kemiğine yakın ve titanyum (Ti) alaşımından (102-110 GPa) ve krom-kobalt (Co-Cr) alaşımından (210 GPa) çok daha düşük olup yaklaşık 3-4 GPa'dır (Ma ve Tang, 2014). PEEK, CFR-PEEK, mineralize dokuların çekme dayanımı ve elastisite modülü çizelgede gösterilmiştir (Çizelge 1.1) (Najeeb vd., 2016).

Çizelge 1. 1 PEEK, CFR-PEEK, mineralize dokuların çekme dayanımı ve elastisite modülü

Materyal	Çekme Dayanımı (MPa)	Elastisite Modülü (GPa)
PEEK	80	3-4
CFR-PEEK	120	18
Kortikal kemik	104-121	14
Dentin	104	15
Mine	47.5	40-83
Titanyum	954-976	102-110

1.1.5. PEEK Polimerinin Termal Dayanıklılığı

PEEK'in termal özellikleri insan vücudunda stabil kalır. Yüksek termal bozunma direncine sahiptir ve erime sıcaklığı 334 °C'dir (Tekin, Adıgüzel, Cangül, 2018b). PEEK, 260 °C sıcaklığa kadar bile kimyasal hasara neden olmayan uzun süreli suya maruz kalma ile %0,5'lik düşük bir suda çözünürlük göstermiştir (Kurtz ve Devine, 2007).

1.1.6. PEEK Polimerinin Sterilizasyon ve Işınlara Karşı Dayanıklılığı

PEEK, radyolusent görüntüleme sağladığı için manyetik rezonans görüntüleme (MRI), bilgisayarlı tomografi (BT) ve X-RAY gibi görüntüleme teknikleri ile uyumludur ve artefakta neden olmaz (Stawarczyk vd., 2014b). PEEK'in baryum sülfat ile kombinasyonu radyoopasiteyi artırabilir (Tekin vd., 2018a). Kendine özgü aromatik kimyasal yapısı nedeniyle PEEK, tıbbi cihazları sterilize etmek için kullanılan gama ve elektron ışınlarına karşı da dayanıklıdır (Tekin vd., 2018b).

1.1.7. PEEK Polimerinin Biyouyumluluğu

PEEK canlı ve cansız ortamlarda iyi biyouyumluluk sergiler. Toksik ve mutajenik etkilere ya da klinik olarak anlamlı bir inflamasyona neden olmaz (Rivard, Rhalmi ve Coillard, 2002; Nieminen vd., 2008). Bununla birlikte PEEK'in, potansiyel uygulamalarını sınırlayan bir özelliği de biyolojik olarak inert olmasıdır (Briem vd., 2005; Wang vd., 2010). Bu nedenle, PEEK'in biyoaktivitesini iyileştirmek, potansiyel faydaları tam olarak aktive etmek için çözülmesi gereken önemli bir zorluktur (Ma ve Tang, 2014).

1.1.8. PEEK'in Bağlantı Dayanımı

PEEK'in klinik ömrünün uzun olması için dayanıklı bir bağlantı oluşturması gerekmektedir ve restorasyonların dayanıklılığı; kimyasal adezyon, mekanik retansiyon veya her ikisinin kombinasyonu gibi bağlantı dayanımını güçlendiren çeşitli yöntemler ile artırılmaktadır (Stawarczyk vd., 2014b).

Önceki çalışmalar, PEEK ve kompozit rezin arasında güçlü bir bağlantı elde etmek için yüzey işlemi yapılmasının zorunlu olduğunu göstermiştir (Schmidlin vd., 2010; Kern ve Lehmann, 2012; Çağlar, Ateş ve Yeşil Duymuş, 2019; Keul vd., 2014; Stawarczyk vd., 2014b). Yaygın olarak kullanılan yüzey işlemleri arasında kumlama,

silika kaplama, asitle pürüzlendirme ve plazma uygulaması yer almaktadır. Ancak bu tekniklerin etkinliğine ilişkin sonuçlar tartışmalı ve yetersizdir (Henriques vd., 2018).

1.2. PEEK Polimerinin Üretim Yöntemleri

PAEK'lerden altyapı iskeleti üretmek için laboratuvarların kullandığı, enjeksiyon kalıplama, bilgisayar destekli tasarım ve bilgisayar destekli üretim (CAD/CAM) ve 3 boyutlu yazıcı olmak üzere üç yöntem mevcuttur (Tipton, 2015; X. Han vd., 2019).

1.2.1. Enjeksiyon Kalıplama Yöntemi

Endüstriyel enjeksiyon kalıplama makineleri; polimeri, dış laboratuvarlarında bulunan örneğin 10 bar basınç ile çalışan klasik tezgah üstü presleme makineleriyle kıyaslandığında çok daha yüksek basınç (1000 bar) ve hız altında işler.

PAEK'in küçük ölçekli enjeksiyon kalıplaması, tasarım sınırlamaları nedeniyle zor bir işlemdir. Ayrıca PAEK'lerin yeniden eritilmesi, altyapı doğru bir şekilde soğutulmamış ve yeniden kristalleştirilmemişse, öngörülebilir olmayan; renk, kırılma ve esneklik gibi mekanik ve fiziksel özelliklerin bozulmasına sebep olabilir.

Ayrıca, ekipmanın hatalı kullanıldığı ya da çok iyi kontrol edilemediği durumlarda, PAEK malzemelerinin yeniden eritilmesi de fenol oluşumuyla beraber polimerin bozulmasına yol açabilir. Bu nedenle, bu malzemelerin eritilerek işlenmesi yalnızca yetkili bir laboratuvar tarafından ve tedarikçi tarafından önerilen ekipman kullanılarak yapılmalıdır (Tipton, 2015).

1.2.2. CAD/CAM ile Üretim Yöntemi

Üretim yolu CAD/CAM teknolojisidir. Bu üretim yolu, polimerin yeniden eritilmesi için enjeksiyon kalıplama yöntemindeki tüm riskleri ortadan kaldırır. Malzeme özellikleri stabil kalır ve altyapı üretimi, dijital bir iş akışı içerisinde gerçekleşeceği için kesinliğin artmasıyla beraber tekrarlanabilirlikten de yararlanır.

PAEK malzemeleri, frezlerde daha az aşınmaya neden olmalarıyla birlikte daha hızlı frezeleme süreleri olduğundan ve frezelemek için gerekli olan ekipmanın metal altyapıları frezelemek için kullanılan makineler kadar pahalı olmadığından, metal altyapıların frezelenmesine kıyasla CAD/CAM verimliliklerini daha da artırır.

1.2.3. 3 Boyutlu Yazıcı ile Üretim Yöntemi

Düşük maliyet, kullanım kolaylığı, malzeme bozulması ve kontaminasyonunun minimuma indiği bir yöntem olan 3 boyutlu yazıcılar ile üretim son yıllarda PEEK polimer için de sıklıkla kullanılmaya başlanmıştır (X. Han vd., 2019).

1.3. Günümüzde Kullanılan Ticari PEEK Materyalleri

1.3.1. BioHPP PEEK

Yüksek Performanslı Polimer (BioHPP), PEEK'e dayalı yüksek teknoloji ürünü bir termoplastik polimer olarak üretilmiş ve dental kullanım için optimize edilmiştir. Restorasyonların daha iyi parlatılması için seramik mikropartiküller içerir. Bu seramik dolgu maddelerinin boyutu yaklaşık 0,3-0,5 mikrondur ve BioHPP'nin toplam hacminin %20'sini oluşturur (Atkinson, Hay ve Jenkins, 2002). Seramik doldurucuların mikro boyutlarından dolayı polimerin makro yapısında homojenlik sağlanır. Malzemenin yüksek derecede parlatılabilirliği, renk stabilitesinin yüksek ve plak akümülyasyonunun düşük olmasını sağlar. BioHPP, elastisite modülü (4 GPa) spongioz kemiğe oldukça yakın olduğu için bükülme kuvvetlerinin oluşabileceği durumlarda implant tedavisinde büyük önem taşır. BioHPP elastisite modülünün, spongioz kemiğe yakın olması çığneme basıncının kemiğe mümkün olduğunca nazikçe iletilmesini sağlar ve kırılma riskini azaltır (Keul vd., 2014).

BioHPP özellikle alerjisi olan hastalar için uygundur çünkü polimerin sudaki çözünürlüğü çok düşük olup $<0,3 \mu\text{g}/\text{mm}^3$ 'tür. BioHPP'den üretilen restorasyonlar son derece düşük ağırlığa sahip olmasıyla hastaların kullanımı için önemli bir avantaj sağlar. BioHPP, daha hafif olması ve korozyona neden olmaması nedeniyle krom-kobalt alaşımlarına (Cr-Co) bir alternatif olabilir (Georgiev, Vlahova, Kissov, Aleksandrov ve Kazakova, 2018).

1.3.2. Karbon Fiberle Güçlendirilmiş PEEK (CFR-PEEK)

PEEK, yapısına karbon fiberler gibi farklı malzemelerin eklenmesiyle mekanik özellikleri artırıldığı için yalnızca geleneksel polimerlerin değil aynı zamanda metaller, alaşımlar ve seramiklerin de yerini alabilecek bir polimerdir (Kurtz ve Devine, 2007). Oksidatif bir işlemde geçen karbon lifleri, polimer matrisinin monomerlerine kovalent olarak bağlanarak fonksiyonel gruplar oluşturur. Ek olarak,

fiber koruması görevi gören epoksi rezin uygulanır. Doğal veya sentetik kökenli cam veya silikaların kullanımındaki ana işlem hem inorganik hem de organik kısımdan oluşan maddelerin meydana geldiği silanizasyondur. Lifleri ve tozları kullanırken, yalnızca çok az miktarda sıvı ve saf halde silanlar uygulanmalıdır (Schwitalla, Spintig, Kallage ve Müller, 2015).

1.3.3. Cam Fiberle Güçlendirilmiş PEEK (GFR-PEEK)

PEEK'in bir başka formu da cam fiberle güçlendirilmiş (GFR-PEEK) kortikal kemiğe yakın bir elastisite modülüne sahip, %10 cam fiber içeren bir polimerdir (Panayotov, Orti, Cuisinier ve Yachouh, 2016).

PEEK polimerinden üretilen dental implantların yorulma limitleriyle ilgili yapılan bir çalışmada, en yüksek basınç dayanım değeri titanyum çubuklarda gözlemlenirken, en düşük değer GFR-PEEK'te gözlemlenmiştir. 4 mm çaplı GFR-PEEK implantın yorulma sınırı 310 N olarak bulunmuştur ve posteriorda yer alan restorasyonlar için önerilen ISO 14801 standardına uygundur (Lee vd., 2012).

1.3.4. Hidroksiapatitle Güçlendirilmiş PEEK (HA/PEEK)

PEEK'i güçlendirmek için kullanılan en yaygın biyoaktif malzemelerden birisi de hidroksiapatittir (HA). HA'nın, kimyasal formülü $Ca_{10}(PO_4)(OH)_2$ olup en yaygın kullanılan kalsiyum fosfat bazlı biyoseramiktir (Hench ve Andersson, 1993). Çalışmalar, HA'nın biyouyumluluk, biyoaktivite ve osteokondüksiyon yönünden olumlu özellikler sergilediğini tutarlı bir şekilde göstermiştir (Ma ve Tang, 2014).

1.3.5. Stronsiyum İlaveli Hidroksiapatit İçerikli PEEK(Sr-HA/PEEK)

Wong ve arkadaşları (2009) bir sıkıştırma kalıplama tekniği ile hacimce %15-30 arasında değişen Sr-HA içeriğine sahip Sr-HA/PEEK kompozitleri geliştirmiştir. Sr-HA'nın eklenmesi, kompozitin biyoaktivitesini arttırmada HA'dan daha iyi performans göstermiştir.

1.3.6. Titanyum dioksit Dolduruculu PEEK (TiO₂ /PEEK)

Titanyum dioksit (TiO₂), biyouyumlu, biyoaktif, hidrofilik ve korozyon direncine sahip bir malzemedir (Shan, Hou ve Choy, 2008). TiO₂, farklı teknikler ile PEEK

substratı üzerine biriktirilebilir ve iyi bir film yapışması sağlarken PEEK alt katmanına zarar vermez (Tsou, Chi, Hung, Chung ve He, 2015).

1.3.7. Nano Floroapatit Dolduruculu PEEK (n-FA/PEEK)

Kumlanmış n-FA/PEEK, üstün osteojenik özelliklere ve biyouyumluluğa sahip olmakla beraber ve kemik yatağına da çok iyi osseointegre olduğu bulunmuştur (Mishra ve Chowdhary, 2019).

1.4. PEEK'in Kullanım Alanları

1.4.1. PEEK'in Medikal Kullanımı

Yüksek performanslı metal içermeyen tıbbi implant malzemesi olan PEEK, klinikte ABD Gıda ve İlaç İdaresi'nden (FDA) izin alınarak kullanılmıştır. Ortopedi alanında, esas olarak omurga cerrahisi, eklem cerrahisi, yara iyileşmesi ve travmatoloji gibi diğer alanlarda kullanılmaktadır (Gan vd., 2016).

1.4.2. PEEK'in Dental Kullanım Alanları

Mekanik özelliklerinden dolayı PEEK, ortodontik teller, implant materyali, CAD/CAM materyali, dayanak materyali olarak ve protetik alanlarda kullanılmaktadır (Kaleli, Sarac, Külünk ve Öztürk, 2018).

1.4.2.1. PEEK Ortodontik Teller

Hastaların estetik taleplerinin gün geçtikçe artması nedeniyle metalik olmayan ortodontik teller daha popüler hale gelmektedir (Hepdarcan, Yılmaz ve Nalbantgil, 2016). PEEK, metal alaşımlarına mükemmel bir alternatif olarak karşımıza çıkmaktadır. Dental uygulamalar için PEEK, ağız ortamında korozyon, metal iyonlarının salınması, metal alerjileri ve estetik olmayan görünüm gibi metal alaşımlarının bazı temel eksikliklerini giderir (Ierardo vd., 2017; Shirakawa vd., 2018; Tada, Hayakawa ve Nakamura, 2017).

Tada ve arkadaşlarının (2017), PEEK tellerin yük-eğilme ve sürtünme özelliklerini değerlendirdiği bir çalışmada, PEEK tellerin ortodontik apareyler olarak kullanıma uygun olduğu sonucuna varmışlardır. Yük-eğilme eğrileri, test edilen teller arasında benzerlikler göstermiş bununla beraber, tüm malzemelerin kalıcı deformasyonu ve statik sürtünmesi arasındaki farklar önemsiz bulunmuştur.

PEEK, nikel-titanyum (Ni-Ti) teller üzerinde korozyon direncini arttırmak ve mekanik özellikleri iyileştirmek için kaplama materyali olarak kullanılabilir (Rokaya vd., 2018). Bununla birlikte, uzun süreli oral kullanım, PEEK kaplamanın stabilitesinde bozulmaya neden olabilir (Silva, Mattos, Simão ve Ruellas, 2013).

1.4.2.2. PEEK'in İmplant Materyali Olarak Kullanımı

PEEK implant materyali olarak, bruksizm veya metallere karşı alerjik reaksiyonları olan hastalar için bir alternatif olarak ortaya çıkmış (Elawadly, Radi, el Khadem ve Osman, 2017) üstün mekanik özellikleri, biyouyumluluğu ve kemik benzeri sertliğe sahip yapısı ile ortopedik implant uygulamaları için umut verici bir biyomateryal haline gelmiştir (Mishra ve Chowdhary, 2019; Tekin, Değer ve Demirci, 2019). Bununla birlikte, PEEK tarafından üretilen dental implantlar, ortopedik implantlarla (Steinberg vd., 2013; Toth vd., 2006; Wang vd., 2019) karşılaştırıldığında klinik kullanımda henüz yaygın değildir (Najeeb vd., 2016). Anguiano-Sanchez ve arkadaşlarının yaptığı bir çalışmada, PEEK malzemesinin düşük stres koruyucu etkilerinin implant ömrünü uzatmak için faydalı olduğunu gösterilmiştir (Anguiano-Sanchez vd., 2016).

PEEK, son zamanlarda implant dayanak materyali olarak da kullanılmaya başlanmıştır (Atsü, Aksan ve Bulut, 2019; Türksayar ve Atsü, 2021). Hahnel ve arkadaşlarının (2015), titanyum, zirkonyum ve PEEK implant dayanak materyallerinde biyofilm oluşumunu analiz ettikleri çalışmalarında; PEEK'in, titanyum ve zirkonyumdan üretilen geleneksel dayanak materyallerine göre yüzeyinde daha düşük biyofilm oluşumuna ve olumlu özelliklere sahip bir dayanak materyali olduğu bulunmuştur. Geçmiş çalışmalarda, termomekanik yaşlandırmanın ardından, güçlendirilmiş PEEK dayanaklar, zirkonya dayanaklara benzer kırılma direnci sergilemiştir (Atsü, Aksan ve Bulut, 2019).

Titanyumla güçlendirilmiş PEEK, mükemmel biyouyumluluğu göz önüne alındığında geleneksel dayanaklara etkili bir alternatif olmakla birlikte kemik yüksekliğini koruyabilir ve yumuşak dokuyu stabilize edebilir (Maté Sánchez vd., 2016).

1.4.2.3.PEEK'in Protetik Kullanımı

PEEK polimerinin, hareketli ve sabit protezlerde kullanımının yanı sıra implant destekli sabit ve hareketli bölümlü protezlerde kullanımı da giderek artmaktadır. Bu durum, elastik modülünün kemik ve dişe yakın olması, şok absorbe etme özelliği, üstün biyouyumluluğu, yüksek termal ve kimyasal direnci ve mekanik özelliklerinin iyi olması gibi avantajlarından kaynaklanmaktadır (Stock vd., 2016; Atsü Aksan ve Bulut, 2019; Schubert, Reitmaier, Schweiger, Erdelt ve Güth, 2019; Türksayar ve Atsü, 2021).

- **PEEK'in Hareketli Bölümlü Protezlerde Kullanımı**

Günümüzde diş eksikliği olan hastalar, implant restorasyonlarını seçme eğilimindedir. Bununla birlikte, sistemik durum, mevcut anatomik yapı, psikolojik veya finansal nedenlerle implant için uygun aday olmayan birçok hasta hala vardır. Bu hastalar, kaybedilen dişlerin restorasyonu için konservatif ve ucuz bir yaklaşım olan hareketli bölümlü protezleri (HBP) tercih ederler (Saeed vd., 2020).

Harb ve arkadaşları (2019), Kennedy Sınıf I bölümlü protezin PEEK altyapısının CAD/CAM frezeleme teknolojisiyle üretilmesi ile ilgili klinik bir rapor yayınlamıştır. CAD/CAM veya geleneksel kayıp mum tekniği kullanılarak, PEEK ile üretilen protez altyapısı, geleneksel malzemelere alerjisi olan veya tat duyusu daha hassas olan hastalar için Co-Cr altyapının yerini alabilir (Zoidis vd., 2016). PEEK gibi elastik bir materyal, dayanak dişlerde devrilme kuvveti ve gerilimi azaltabileceğinden, dayanak dişlerin periodontal sağlığına faydalı olduğu gösterilmiştir (Negm, Aboutaleb ve Alam-Eldein, 2019). Bir başka klinik çalışma, PEEK altyapılar için ağız sağlığı ile ilgili yaşam kalitesi, hasta memnuniyeti ve periodontal sağlık gibi durumlar Co-Cr altyapılar ile karşılaştırıldığında benzer sonuçlar bulmuştur (Ali, Baker, Sereno ve Martin, 2020).

Tannous ve arkadaşları (2012), PEEK ile üretilen kroşelerinin Co-Cr kroşelerden daha düşük retansiyon sergilediğini bulmuştur. Ayrıca çıkarma esnasında undercut bölgesinde oluşan stresin PEEK'in dayanımından daha yüksek olması, kroşeler için uygun bir materyal olmadığı sonucunu ortaya koymuştur (Tribst vd., 2020).

- **PEEK'in Sabit Bölümlü Protezlerde Kullanımı**

PEEK ile üretilen sabit restorasyonlar, grimsi ve opak renkleri nedeniyle anterior dişleri restore ederken zayıf bir estetik görünümle sonuçlanır (Keul vd., 2014). Estetiğin sağlanabilmesi için veneer kompozit rezinlerle kombinasyonu gereklidir (Zoidis vd., 2016). PEEK, metal alaşımlarına benzer aşınma direncine sahiptir. Bununla birlikte, PEEK kronların doğal dişlerde neden olduğu aşınmayı, geleneksel kron materyalleriyle karşılaştıran bir çalışma mevcut değildir. Sabit bölümlü protez üretmek için hem geleneksel üretim süreci hem de CAD/CAM yöntemleri kullanılabilir. Restorasyonlar, CAD/CAM tekniği ile hasta başında geleneksel işleme göre daha hızlı üretilir (Alt, Hannig, Wöstmann ve Balkenhol, 2011). Ek olarak, geleneksel prosedürle üretilen protez, CAD/CAM ile üretilen proteze kıyasla daha düşük bir yük taşıma kapasitesine sahiptir (Cekic-Nagas, Eğilmez, Ergun, Vallittu ve Lassila, 2018). Doldurucusuz PEEK ile üretilen sabit protez altyapısının hasta ağızında tatmin edici estetik görünüm, marjinal uyum, stabilite ve hafifliğe sahip olduğu görülmüştür (Sinha, Gupta, Reddy ve Shastri, 2017).

1.5. PEEK'in Yüzey Modifikasyon Yöntemleri

Yüzey modifikasyon teknolojileri, daha iyi mekanik, kimyasal ve adeziv özellikler elde etmek adına yüzeyi değiştirmeyi amaçlamaktadır (Jesson ve Watts, 2012). PEEK, inert yapısı, düşük yüzey enerjisi ve yüzey modifikasyon direnci nedeniyle kompozit rezinler ile bağlantı konusunda yetersizdir (Zhou vd., 2014). PEEK'in adeziv özelliklerini geliştirmenin yanı sıra ilave adeziv sistemler de kompozit rezinlerle bağlantı gücünü etkiler. Ayrıca birtakım yüzey modifikasyonları ile yüzey özellikleri değiştirilerek kompozit rezinlerle bağlantı gücünün artırılması hedeflenmektedir (Keul vd., 2014).

1.5.1. Asitlerle Yüzey Modifikasyonu

Çalışmalar, PEEK'in bağlantı gücünü artırmak için %98 sülfürik asitle pürüzlendirmenin bağlantı performansını artırdığını göstermiştir (Stawarczyk vd., 2013a; Zhou vd., 2014; Silthampitag vd., 2016). PEEK, konsantre bir sülfürik asit ile pürüzlendirilebilir ve daha sonra adezyon için yüksek oranda gözenekli ve geçirgen yüzeyler oluşturulabilir, böylece bağlantı dayanımı artar (Schmidlin vd., 2010; Stawarczyk vd., 2013a).

Öte yandan, çeşitli sülfürik asit konsantrasyonlarının (%/70, %80 ve %85) kullanılarak yapıldığı bir çalışmada, 60 saniyelik minimum pürüzlendirme süresi ile %90 ve %98 sülfürik asit ile pürüzlendirme işlemi, en yüksek makaslama bağlantı dayanımını sergilemiştir. Bununla birlikte, PEEK içindeki koheziv başarısızlık, ağırlıklı olarak %98 sülfürik asit grubunda bulunmuştur. Bu sonuç, %98 sülfürik asit ile pürüzlendirme işleminin kompozit rezinin nüfuz edebileceği ve mikromekanik kilitlenme oluşturabileceği fiber benzeri bir ağ yüzeyi oluşturabildiğini göstermekle beraber aynı zamanda pürüzlendirilmiş PEEK yüzeyinin tahribatı anlamına gelebileceği, bunun da PEEK yapısı üzerinde zayıflatıcı bir etkisi olabileceği ve ara yüzlerde bağlantının bozulmasına neden olabileceği düşünülmüştür. Dolayısıyla araştırmacılar, sülfürik asitle pürüzlendirme işleminin yüzey altı bozunma riskini ve güçlü oksitleyici etkilerini azaltmak adına, yüzey ön işlemi için daha düşük bir konsantrasyon kullanılmasını önermişlerdir (Chaijareenont, Prakhamchai, Silthampitak, Takahashi ve Arksornnukit, 2018).

Ayrıca, yüksek konsantrasyonlu (%98) sülfürik asit kullanımı, mukozada ciddi hasara neden olan koroziv doğası nedeniyle risklidir. Düşük konsantrasyonlara uzun süreli maruz kalma veya yüksek konsantrasyonlara kısa süreli maruz kalma, inhalasyondan kaynaklanan olumsuz sağlık etkilerine neden olabilir. Bu nedenle, %98 sülfürik asit kullanımı, PEEK'e uygulanacak yüzey modifikasyonunu sınırlamıştır. PEEK'in %98 sülfürik asit ile ön işleme tabi tutulması uygun bir yöntem olsa da laboratuvar ve muayenehanelerde kullanımı tehlikelidir ve dikkatli çalışma gerektirmektedir (Stawarczyk vd., 2013a).

Hidroflorik asitle pürüzlendirmenin, PEEK'in adeziv özelliklerinin geliştirilmesi üzerinde sınırlı bir etkiye sahip olduğu bulunmuştur (Zhou vd., 2014). Aynı şekilde kompozit rezin ve PEEK arasında uzun vadeli bağlantı dayanımının artırması için kullanılan piranha solüsyonu ile pürüzlendirme yönteminin de daha az olumlu bir etkiye sahip olduğu bulunmuştur (Keul vd., 2014; Stawarczyk vd., 2014b). Piranha solüsyonu, %96 sülfürik asit (H_2SO_4) ve %30 hidrojen peroksitin (H_2O_2) 3:1 oranında karıştırılmasıyla elde edilen güçlü bir kimyasaldır (Schmidlin vd., 2010).

PEEK'in biyoaktivitesini geliştirmek için nitrik asit (HNO_3) ve kalsiyum klorür ($CaCl_2$) ile yüzey modifikasyonunun kullanıldığı bir çalışmada, örneklerin

hidrofilikliği, azaltılmış pürüzlülük ve yüzeyine bağlı nitro-fonksiyonel grup ile önemli ölçüde iyileştirilmiştir (Ma vd., 2020)

1.5.2. Al₂O₃ ile Kumlama

Al₂O₃ ile kumlamanın, mikro pürüzlülüğü artırıp bağlantı yüzeyini iyileştirerek ve temizleyerek kompozit rezin ile PEEK arasındaki bağlantı dayanımını artırdığı yönünde çalışmalar bulunmaktadır (Ateş vd., 2018; Adem vd., 2021; Binhasan vd., 2022). PEEK'in makaslama bağlantı dayanımı, kumlama işlemi yoluyla 10.81 ± 3.06 MPa olarak bulunmuş ve 10 MPa'nın üzerinde makaslama bağlantı dayanımına sahip malzemelerin kabul edilebilir olması nedeniyle uygulanabilir bir yüzey işlemi olarak kabul edilmiştir (Çulhaoğlu, Özkır, Şahin, Yılmaz ve Kılıçarslan, 2020). Yapılan diğer çalışmalar da Al₂O₃ ile kumlama işleminin, kompozit rezin ile PEEK arasındaki bağlantı dayanımını artırma kabiliyetine sahip olduğunu ileri sürmüştür (Ateş vd., 2018; Fokas, Guo ve Tsoi, 2019).

Al₂O₃ ile kumlama işleminin tek başına uygulanmasına ek olarak, kimyasal asitlerle kombine şekilde kullanıldığında da PEEK ve kompozit rezin arasında adezyon elde edilebilir. Örneğin, Keul ve arkadaşları (2014), PEEK ve kompozit rezinler arasındaki adezyonun artırılmasında piranha solüsyonu ile pürüzlendirme ve kumlama işleminin ardından piranha solüsyonu ile pürüzlendirmenin etkilerini araştırmış ve kumlama işleminin bağlantı dayanımının arttığını bulmuşlardır.

Polimerik malzemelerin çapraz bağlanması üzerinde olumlu bir etkiye sahip olan yeterli temas yüzeyi varsa kimyasal işlemten sonra daha fazla fonksiyonel grupların ortaya çıkacağı Qin ve ark. (2021) tarafından bildirilmiştir.

1.5.3. Tribokimyasal Silika Kaplama

Silika kaplama sistemleri, silika ile modifiye edilmiş alüminyum partiküllerinin yüksek hızlı yüzey etkisinden dolayı uygulandığı yüzey üzerinde bir silika tabakası oluşturmaktadır ve bu partiküllerin ilgili yüzeylere 15 µm'ye kadar nüfuz edebildiği bildirilmiştir (Felipe Valandro, della Bona, Antonio Bottino ve Piero Neisser, 2005).

Tribokimyasal silika kaplama sistemi (Rocatec sistemi), silan ve rezin uygulamasından önce işlem görecektir yüzeye iki kumlama adımı uygulanır (Thompson, Kern, Thompson ve Kern, 1994).

1.5.4. Plazma ile Yüzey Modifikasyonu

Plazma uygulaması, PEEK'in bağlantı performansını iyileştirmeye yönelik bir yaklaşımdır. Düşük sıcaklıkta plazma kullanıldıktan sonra, ön işleme tabi tutulmuş bir malzeme polar olmayan yüzeyini polar bir yüzeye dönüştürür ve ardından yoğun bir çapraz bağlı katman veya pürüzlü bir yüzey oluşturulur. Bu özelliklerin tümü, bağlanma özelliklerini geliştirir (Younis, Unkovskiy, ElAyouti, Geis-Gerstorfer ve Spintzyk, 2019).

Plazma işlemlerinde, plazma taşıyan gazın türü, sıcaklık, süre, güç, frekans ve polimerik substrat türü istenen kalite özelliklerinin elde edilmesinde önem taşır (Singh vd., 2019).

Stawarczyk ve arkadaşları (2014a), düşük basınçlı helyum gazı plazmasının seramik dolduruculu PEEK'in iki farklı self-adeziv rezin simana bağlantı performansını iyileştirmediğini ortaya koymuştur. Bununla birlikte, Zhou ve arkadaşları (2014) tarafından yapılan çalışmada, argon plazma işlemine tabi tutulan PEEK örnekler etkili bir adezyon göstermiştir.

Younis ve arkadaşları (2019), nitrojen gazının plazma işleminin doldurucusuz PEEK ve kompozit rezinlerin makaslama bağlantı dayanımı üzerinde olumlu bir etki yaptığını göstermiştir. Fedel ve arkadaşları da (2020), azot gazı plazma işleminden sonra benzer sonuçlar elde etmiştir. Bu nedenle plazma tedavisi, PEEK materyalinin dental kompozitlere bağlantı gücünü artırmak için uygun bir yüzey işlemi olarak kabul edilmiştir (Qin vd., 2021).

1.5.5. Lazer ile Yüzey Modifikasyonu

Son zamanlarda, PEEK'in bağlantı dayanımını geliştirmek için umut verici bir yöntem olarak lazer ile yüzey modifikasyonu dikkat çekmiş ancak tartışmalı sonuçlar ortaya çıkmıştır (Guo vd., 2019).

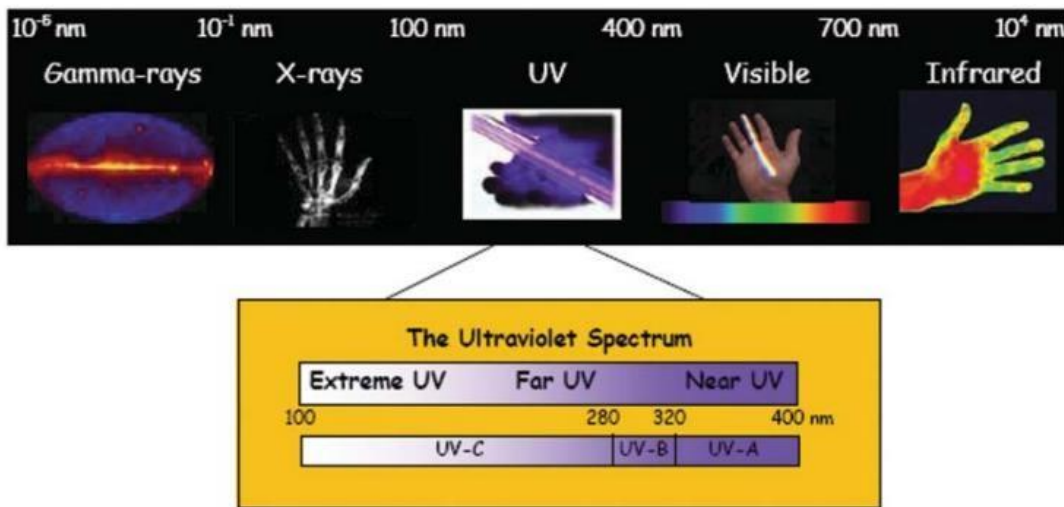
Örneğin, karbondioksit (CO₂) lazer tedavisi, Henriques ve arkadaşları (2018), tarafından gösterildiği gibi, test edilen PEEK'in (doldurucusuz PEEK, CFR-PEEK ve GFR-PEEK) rezin simana makaslama bağlantı dayanımını önemli ölçüde artırmamıştır. Başka bir çalışmada da CO₂ lazer tedavisinin PEEK yüzeyinin bağlantı dayanımı üzerinde çok az etkisi olduğuna dair benzer sonuçlar elde edilmiştir. Ek

olarak, bu çalışmada, Erbiyum-YAG (Er:YAG) lazer kullanılması en yüksek makaslama bağlantı dayanımını sağlamıştır; bu nedenle, PEEK'in adeziv özelliklerini geliştirmek için uygun bir yaklaşım olabileceği belirtilmiştir (Jahandideh, Falahchai ve Pourkhalili, 2020). Bununla birlikte, Ateş ve arkadaşları (2018), tek başına Er:YAG lazer uygulamasının, PEEK'in veneerlere adezyonunun artırılmasında olumlu bir etkisinin olmadığını ileri sürmüştür.

CO₂ ve Er:YAG lazer tedavilerine ek olarak, PEEK yüzeyini modifiye etmek için neodimiyum katkılı itriyum ortovanadat (Nd:YVO₄) lazer seçilmiştir (Tsuka vd., 2019).

1.5.6. Ultraviyole Işık ile Yüzey Modifikasyonu

Ultraviyole ışık olarak da adlandırılan ultraviyole radyasyon, görünür ışıkla aynı nitelikte, ancak daha kısa dalga boylarına ve daha yüksek enerjilere sahip görünmez elektromanyetik radyasyondur. Elektromanyetik spektrumda, UV radyasyonu, görünür spektrumun mavi ucu (400 nm) ile düşük enerjili X-ışınları arasında uzanır ve 100 nm'ye ayarlanan iyonlaştırıcı ve iyonlaştırıcı olmayan radyasyon arasındaki sınırı aşar. UV radyasyonu, artan enerji sırasına göre 3 bant halinde sınıflandırılır: UV-A (320-400 nm), UV-B (280-320 nm) ve UV-C (100-280 nm). Bu ayırım, Commission Internationale de l'Eclairage (CIE) tarafından ileri sürülmüştür ve geniş ölçüde UV radyasyonunun biyolojik doku üzerindeki etkilerine karşılık gelmektedir (Şekil 1.2) (Zayat, Garcia-Parejo ve Levy, 2007).



Şekil 1. 2 UV radyasyonunun biyolojik dokular üzerindeki etkisi (Zayat vd., 2007)

Doğal ultraviyole radyasyonun ana kaynağı güneştir. Gelen güneş ışınımı, önemli ölçüde dağılmadan Dünya yüzeyine ulaşır. Bu radyasyonun çoğu kızılötesi ışık (%55) ve görünür ışıktır (%40) ve yer seviyesindeki güneş radyasyonunun yaklaşık %5'i çoğunlukla UV-A aralığında ultraviyole radyasyondur. UV-B seviyeleri günün saatine göre hızla değişirken UV-A seviyeleri gün boyunca daha yavaş değişir. UV-B radyasyonu, stratosferik ozon tarafından güçlü bir şekilde emilir ve koruyucu ozon tabakasındaki küçük değişiklikler, Dünya yüzeyine ulaşan UV-B radyasyonunda büyük artışlara neden olabilir. Güneş UV-C radyasyonu, atmosferdeki ozon ve diğer gazlar tarafından emildiği için Dünya yüzeyine ulaşmaz.

Güneş UV radyasyonuna ek olarak, çeşitli yapay UV ışık kaynakları vardır. Bu kaynaklar bazı mesleki, tıbbi ve eğlence ortamlarında yaygın olarak kullanılmaktadır. UV radyasyonunun en yaygın yapay kaynakları ark lambaları ve flüoresan veya akkor aydınlatmadır.

Ark lambaları, büyük miktarda UV-A ve UV-B ve bir miktar UV-C ışığı dahil olmak üzere çok çeşitli dalga boylarında yayar. Kısa ark lambaları genellikle projektörlerde, fiber optik ışık iletim araçlarına sahip özel tıbbi ekipmanlarda, bazı bilimsel ekipmanlarda veya aşırı yoğun bir ışık kaynağı gerektiğinde kullanılır. Cıva, cıva-ksenon ve döteryum kısa ark lambaları büyük miktarda UV ışığı yayar ve yapay UV radyasyonu için en yaygın kaynaklardır. Tungsten halojen akkor lambalar önemli miktarda UV ışığı yayar. Floresan ve akkor aydınlatma yaygın olarak kullanılır, ancak normal kullanımda önemli miktarda UV radyasyonu yaymaz. Floresan lambalar, düşük basınçlı cıva buharlarını iyonize ederek UV radyasyonu üretir. Bu radyasyon, tüpün içindeki onu görünür ışığa dönüştüren bir fosfor kaplama tarafından emilir. Bazı UV radyasyonu fosfor kaplamadan sızabilir, ancak seviyeler genellikle düşüktür.

Hastanelerde sterilizasyon için yaygın olarak kullanılan antiseptik lambalar aynı zamanda güçlü UV-B ve UV-C radyasyonu yayarlar. Kürlenme lambaları, rezinleri sertleştirmek, boyaları ve diğer maddeleri kurutmak için UV radyasyonu kullanır. Oldukça yoğun olabilirler, ancak genellikle kapalı dolapların içinde bulunurlar. Fizyoterapi ve dermatolojide sedef hastalığı ve diğer cilt rahatsızlıklarının tedavisinde kullanılan terapötik UV radyasyon lambaları, UV-A veya UV-B yayabilir. Ultraviyole lazerler, tıbbi ve endüstriyel uygulamalar için kullanılmaktadır. Tek bir dalga boyunda

yoğun UV radyasyonu yayarlar, bu nedenle diğer UV radyasyon kaynaklarının çoğundan farklı olarak görünür ışık yaymazlar (Zayat vd., 2007).

Çoğu plastik, polimer vb. gibi yaygın kullanılan organik malzemeler ultraviyole radyasyonu emer ve hızlı bir fotolitik ve foto-oksidatif reaksiyona girer, bu da onların fotodegradasyonu ile sonuçlanır (Nespurek ve Pospísil, 2005). Ultraviyole bölgesindeki fotonların enerjisi (290-400 nm), polimerler ve diğer organik bazlı malzemelerdeki kimyasal bağları kırmak için yeterlidir ve bu da serbest radikallerin oluşmasına neden olur. Bir molekül veya polimerin ışıkla uyarılmış singlet (S^*) ve/veya triplet (T^*) durumlarına aktivasyonu sonucunda bir fotokimyasal reaksiyon meydana gelir. Zincir kırılması ve çapraz bağlanmadan oluşan saf bozunma, yalnızca inert atmosferde meydana gelir, ancak hava, polimerler ve diğer organik materyallerin varlığında foto-oksidatif bozunmaya uğrar. Bu malzemelerin bozunması şu şekilde tarif edilebilir: UV ışığının etkisiyle üretilen serbest radikaller, polimerin diğer molekülleri ile reaksiyona girerek oksidasyon ve peroksit radikallerini oluşturarak zincir kırılmasına neden olur. Reaksiyon, iki serbest radikalın birbiriyle reaksiyona girerek kararlı, radikal olmayan bileşikler oluşturana kadar devam eder. UV ışığına maruz kalan polimerlerin dayanıklılığı, darbe direnci ve mekanik bütünlüğünde kayıplar meydana gelir. Mekanik özelliklerdeki bu değişiklikler, fotodegradasyonun bir sonucu olarak polimer zincir kırılmasını yansıtır. Aynı zamanda polimerler, uzun süre UV ışığına maruz kaldıktan sonra renklerini giderek kaybeder ve sarımsı bir renk alır (Andrady, Hamid, Hu ve Torikai, 1998; Nespurek ve Pospísil, 2005).

1990'larda Mathieson ve Bradley (1996) ilk olarak polietilen (PE) ve PEEK polimerlerini epoksi ile yapıştırmak için UV ışınlamasını kullanmış ve bağlantı gücünde, maksimum değerde önemli artışlar gözlemlemişlerdir. Makaslama bağlantı dayanımı PE bağlantıları için yaklaşık sıfırdan 10 MPa'ya ve PEEK bağlantıları için 2.3 MPa'dan 13 MPa'ya yükselmiştir.

O tarihlerden bu yana, kapsamlı araştırmalar, bakır/epoksi (Bok, Lim ve Lim, 2017), grafen/bakır (Seo, Chang ve Kim, 2015), PMMA/bakır, PMMA/altın (Liu vd., 2016) ve silikon/altın (Le-The vd., 2019) gibi farklı malzemelerin ara yüzündeki bağlanmayı arttırmak için UV ışığa maruz bırakma tekniğini kullanmıştır.

İmplant diş hekimliği, implant yüzeylerini modifiye etmek için yeni malzemeler ve yöntemler sunarak başarı oranını artırmaya ve implantların maliyetlerini düşürmeye çalışmaktadır. Geçmişte hemen hemen her implant ve protez dayanağı titanyumdan

yapılırken, son zamanlarda ZrO₂ ve PEEK kullanımı giderek daha popüler hale gelmiştir (Kaleli vd., 2018; Atsü Aksan ve Bulut, 2019; Türksayar ve Atsü, 2021). Bunun temel nedeni, bu malzemelerin titanyum alaşımları ile karşılaştırıldığında elastik modülüsünün kemik ve dentine yakınlığı ve şok absorbe etme özelliği yanı sıra gelişmiş bir biyolojik uyumluluğa sahip olmasıdır (Ma ve Tang, 2014; Roy vd., 2017). Bununla birlikte, fotofonksiyonelizasyon adı verilen implant yüzeylerinin UVC ışığa maruz bırakılması sayesinde titanyumun biyolojik uyumluluğunu büyük ölçüde geliştirmek artık mümkün görünmektedir (Roy vd., 2016). Üretimden sonra, TiO₂ gibi bir oksit yüzeyi, atmosferde bulunan hidrokarbon kirletici maddelerle çok reaktiftir ve 4 hafta içinde bir hidrokarbon tabakası ile kaplanır. Bu kontaminasyon süreci 'biyolojik yaşlanma' olarak adlandırılmıştır, kaçınılmazdır (Att vd., 2009) ve implantasyon bölgesindeki materyal ile canlı hücreler arasındaki etkileşimlerin azalmasına neden olarak implantın osseointegrasyonunda azalmaya neden olur. UVC fotofonksiyonelizasyonu sayesinde, artık hidrokarbon kirlenme sürecini tersine çevirmek ve üretimden hemen sonra tipik oksitlerin hemen hemen karbonsuz yüzeyini eski haline getirmek mümkündür.

Son zamanlarda, estetik bölgede, özellikle ince biyotipli hastalarda, metalik grimsi rengin önüne geçmek için protez dayanakları için titanyum alaşımlarının (Atsü ve Berksun, 2000) yanı sıra PEEK öne çıkmıştır. Buna yönelik olarak fotofonksiyonelizasyon sürecinin, yüzey topografyası üzerindeki etkisinin Roy ve arkadaşları (2021) tarafından incelendiği bir çalışmada, 12 dakikalık UVC ışınlama süresi, titanyum, zirkonyum ve PEEK yüzeylerinden karbon kirleticilerini yüzey topografyalarını etkilemeden uzaklaştırmak için yeterli bulunmuştur. Ayrıca UVC işleminden önce ve sonra alınan ve fotoemisyon spektrumları ile gerçekleştirilen, PEEK yüzeyine yerleştirilen bir su damlasının fotografik görüntüleri alınmıştır. İşlem görmemiş disk için temas açısı 71-74° olarak belirlenmiş ve UVC ışınlamasının hemen ardından ortalama temas açısı 27-33°'ye düşmüştür. UVC ışınlaması, PEEK hidrofiliğini artıran ve sınırlı biyoaktivitesinin üstesinden gelmek için PEEK'in nanometre düzeyinde değiştirilebileceği yollardan biri olarak kabul edilmiştir.

İmplant teknolojilerinde gelişme sağlamak için mikro pürüzlü titanyum ve zirkonya yüzeylerde yapılan önceki çalışmalarda, UV ışığın, ıslanabilirliği ve oksijen içeriğini önemli ölçüde artırabildiği gösterilmiştir (Henningsen vd., 2018; Smeets vd., 2019). Ayrıca, sonuçlar UV ışığının, her iki malzemede de murin osteoblastlarının hücre

bağlanmasını önemli ölçüde iyileştirdiğini göstermiştir. UV ışığı, dental implant malzemelerinin biyouyumluluğunu geliştirmek için umut verici yaklaşımlar olarak kabul edilmektedir (Altmann vd., 2013; Guastaldi vd., 2013; Smeets vd., 2019).

UV ışığı, biyomateryallerin osteokondüktif kapasitesini de artırabilir (Brezavšček vd., 2016). Titanyum, zirkonya ve BioHPP yüzeylerine 12 dakikalık kısa bir UV ışık tedavisinin ardından hücre bağlanması ve adezyonunun iyileştirildiği bir çalışmada, bu durum süperhidrofiliklik oluşumu, pozitif bir yük ve karbon kalıntılarındaki azalma ile ilişkilendirilmiştir (Guo vd., 2019). Yang ve arkadaşları da (2015) benzer şekilde, 24 saatlik UV ışık tedavisinin, proliferasyon, hücre adezyonu ve kolajen salınımı dahil olmak üzere zirkonya üzerindeki hücre davranışı üzerinde olumlu bir etkiye sahip olduğunu bulmuştur. Ayrıca, işlem görmemiş kontrol grubuna kıyasla UV ışığı, BioHPP yüzeylerinde hücre canlılığını önemli ölçüde artırmıştır. Bu sonuçlar, kısa süreli UV ışık tedavisinin yumuşak doku hücrelerinin uyumluluğunu artırmak için etkili bir yöntem olabileceği önerisini desteklemektedir.

1.6. PEEK ve Kompozit Rezin Bağlantısı

PEEK, dental restorasyonlar için pek çok avantaj sağlamasına rağmen grimsi rengi ve opaklığı ile özellikle anterior bölgede monolitik kullanım için uygun bir materyal değildir ve bu durum kullanımını sınırlandırır. Bu nedenle, PEEK'in veneer kompozitler ile kullanımı uygun görülmeyle beraber dental materyallere zayıf bağlanmaya yol açan son derece inert bir yüzeye sahiptir. Yeterli bağlanmanın sağlanabilmesi için ekstra yüzey ön işlemlerine ihtiyaç duyulmaktadır (Noiset, Schneider ve Marchand-Brynaert, 2000).

PEEK ve kompozit rezinler arasındaki bağlantı yeteneğini inceleyen geçmiş çalışmalar, PEEK yüzeyine herhangi bir ön işlem yapılmadığı sürece yeterli bir bağlantı dayanımı gösteremeyeceği sonucuna ulaşmışlardır (Chu vd., 2010; Schmidlin vd., 2010; Kern ve Lehmann, 2012; Keul vd., 2014).

Çoğu çalışmada, Heliobond®, Luxatemp Glaze & Bond, Visio.link ve Signum PEEK Bond gibi metilmetakrilat (MMA) grupları içeren adezivlerin kullanımı ve kumlama gibi bir ön işlemin uygulanması tavsiye edilmiştir (Schmidlin vd., 2010; Stawarczyk vd., 2013a; Zhou vd., 2014).

Kumlama ve piranha solüsyonu ile pürüzlendirme işleminin, PEEK'in adeziv özelliklerini iyileştirdiğini öne süren çalışmacılar, bu durumu, piranha solüsyonu ile pürüzlendirmenin fonksiyonel grup sayısında artışa neden olması ve kumlama işleminin yüzey pürüzlülüğünü artırması ile açıklamışlardır (Keul vd., 2014).

Bağlantıyı iyileştirmek için PEEK yüzeyini %98 sülfürik asit ile pürüzlendiren araştırmacılar sülfürik asitin oldukça gözenekli ve geçirgen bir yüzey oluşturarak mekanik bağlantıyı artırdığını belirtmişlerdir (Schmidlin vd., 2010; Stawarczyk vd., 2013a). Ayrıca, PEEK'teki benzen halkasının sülfonik asit grubunun yeni yan zinciri, kullanılan adezivin içeriğindeki metakrilat ile reaksiyona girebilir (Stawarczyk vd., 2014b). Ha ve arkadaşları (1997), asitle pürüzlendirme işleminin, karbon-oksijen bileşiklerinin ortaya çıkmasına neden olarak adeziv sistem bileşenlerinin bağlanabileceği fonksiyonel gruplar sağladığını belirtmiştir.

Sülfürik asit, benzen halkaları arasındaki fonksiyonel eter ve karbonil gruplarına saldırırken, piranha solüsyonunun içeriğindeki sülfürik asit ve hidrojen peroksitin reaksiyonu sırasında ortaya çıkan atomik oksijen, benzen halkası ile doğrudan reaksiyona girer ve adeziv sistemin bileşenlerine bağlanmak için daha fazla fonksiyonel grup oluşur. Böylece, yüzey polaritesi artar ve adeziv sistemin PEEK polimerine difüzyonunda bir iyileşme meydana gelebilir, bu da daha yüksek bağlantı dayanımı sağlar (Hallmann vd., 2012).

Adeziv sistemlerinin kimyasal bileşimi, farklı polimerler arasında kimyasal bir bağ oluşturmada önemli bir rol oynar. Genellikle, adeziv sistem kullanılmadan PEEK ve rezin materyaller arasında hiçbir bağlantı kurulamaz (Schmidlin vd., 2010; Kern ve Lehmann, 2012; Keul vd., 2014). Konuyla ilgili yapılan bir çalışmada, veneer kompozit rezin ile bağlantı dayanımını ölçmek için kumlama işlemi yapılmış PEEK örnekler, adeziv uygulandıktan sonra termal siklus ile yaşlandırma işlemine maruz bırakılmış ve Visio.link ile Signum Peek Bond I+II'nin en yüksek gerilme bağlantı dayanımı değerlerini sergilediği bildirilmiştir (Stawarczyk, Keul, Beuer, Roos ve Schmidlin, 2013b). Bir diğer çalışmada, en iyi bağlanma potansiyelinin, çözelti içinde pentaeritritol triakrilat (PETIA), MMA monomerleri ve ayrıca ek dimetakrilatlar içeren Visio.link ile sağlandığı gözlenmiştir (Keul vd., 2014).

Monobond Plus/Heliobond sisteminin daha önce kumlama işleminden geçmiş PEEK örneklerine uygulanmasından sonra düşük gerilme bağlantı dayanımı değerlerinin

gözlendiği bir çalışmada, bağlantı dayanımının düşük olması, doldurucusuz PEEK polimerinde, Monobond Plus'ın kimyasal olarak bağlanabileceği hiçbir elementin mevcut olmamasına bağlanmıştır. Aynı çalışmada, Scotchbond Universal (tek şişeli sistem) adeziv sisteminin, daha yüksek bağlanma özelliklerine yol açtığından, iki şişeli sistemin hatalara açık olabileceği varsayılmıştır. PEEK yüzeyinin dimetakrilat ile temasının bağlanma özelliklerini arttırdığı düşünülmüştür. Monobond Plus/Heliobond adeziv sisteminin kullanılmasında, PEEK yüzeyi ilk olarak silan ajanı ile muamele görür (Stawarczyk vd., 2018).

Genel olarak, veneer kompozit rezinin mekanik retansiyonu, viskozitesine ve dolayısıyla doldurucu içeriğinin ağırlık yüzdesine bağlıdır. Partikül içeriğindeki artış, viskoziteyi artırır. Daha yüksek doldurucu içeriği nedeniyle daha yüksek bir viskozite, mekanik retansiyonu olumsuz etkileyebilir (Han vd., 2007).

1.7. PEEK ve Rezin Siman Bağlantısı

Aşındırma ve bağlama adımları gerekmeden diş yapısına yapışmak üzere tasarlanmış dolduruculu polimerlere dayalı simanlar olarak tanımlanan self-adeziv rezin simanlar, hızla popülerlik kazanmaktadır. Bu materyaller, geleneksel rezin yapıştırma materyalleri ile karşılaştırıldığında, kullanım kolaylığı sağlaması, maliyeti düşürmesi ve zamandan tasarruf sağlamasıyla avantajlı kabul edilmektedir. PEEK, rezin siman ile zayıf bağlantıdan sorumlu olan hidrofobik, kimyasal inert bir yüzey sergiler. PEEK'in adeziv özelliklerini geliştirmek için fiziksel (plazmalar, lazer vb.) ve kimyasal yöntemler araştırılmıştır. Tüm bu yöntemlerin, büyük ekipman, alan ve maliyet gerektirmesi nedeniyle klinik uygulama için pratik değildir (Hallmann vd., 2012).

PEEK bazlı substratlar ve rezin simanlar arasındaki yapışmanın gücü, yapıştırma yüzeyinin ve rezin simanın tipine bağlıdır. Rezin bazlı malzemeler ile PEEK bazlı alt tabakalar arasında etkili bir bağlantıya katkıda bulunabilecek makro-mekanik, mikro-mekanik ve iç içe geçen polimer ağları veya kovalent bağlar gibi çeşitli bağlanma mekanizmaları mevcuttur. PEEK bir termoplastiktir (lineer polimer) ve çapraz bağlı polimerlerin tersine çözünmezler, rezin siman ile iç içe geçen polimer ağlar oluşturabilir. PEEK ve rezin siman arasındaki bağlantı mekanizmasının lineer polimer polimetilmetakrilat (PMMA) ile rezin bazlı malzemeler arasında mevcut olan bağlanmaya benzer olduğu tahmin edilmektedir (Henriques vd., 2018).

Genel olarak, dental adezivler, inert PEEK yüzeyinin rezine adezyonunu iyileştirmek için kullanılır. PEEK ve rezin siman arasındaki bağlanma başarısı, adeziv sistemin içeriği ve solventleri ile ilgilidir. Önceki çalışmalar, MMA monomerleri içeren adeziv sistemlerinin PEEK ve rezin arasında daha yüksek bağlantı dayanımı değerleri sağladığını bulmuştur (Stawarczyk vd., 2013b; Stawarczyk vd., 2014a; Rosentritt vd., 2015). Visio.link ve Signum PEEK Bond kullanılan bir çalışmada, her iki adeziv sistem de tüm ön işlem gruplarında bağlantı dayanımını artırmıştır. Bununla birlikte, Visio.link, Signum PEEK Bond'a göre istatistiksel olarak anlamlı daha yüksek makaslama bağlantı dayanımı değerleri göstermiştir. İki sistem arasındaki farkların, adezivlerin kimyasal bileşimi veya uygulanmadan önce yapılan ön işlemlerle ilgili olabileceği bildirilmiştir. Signum PEEK Bond, fosforik asit esterlerine dayalı MMA ve bifonksiyonel monomerler içerir; ancak Visio.link'in ana bileşenleri MMA ve PETIA'dır. PETIA'nın PEEK yüzeyini değiştirme konusundaki yüksek kapasitesi nedeniyle, Visio.link, PEEK restorasyonlarına daha yüksek bağlantı dayanımı değerleri sağlamıştır (Çağlar et al., 2019). Bu çalışmaya rağmen, önceki çalışmalarda, hem Visio.link hem de Signum PEEK Bond'un bağlantı dayanımı değerlerini önemli ölçüde artırdığı ve aralarında herhangi bir fark olmadığı belirtilmiştir (Stawarczyk vd., 2014b; Uhrenbacher vd., 2014).

Argon plazma ile ön işleme tabi tutulan PEEK materyalinin SEM görüntüsünde, PEEK pürüzlülüğünün artmasıyla sonuçlanan birçok oluk ve çatlak ortaya çıkmıştır. Bu nedenle, rezin, gözeneklere nüfuz ederek mekanik tutunmayı artırır (Zhou vd., 2014). Bununla birlikte, önceki bir araştırmada, helyum gazı ile plazma işleminin, PEEK ile MMA bazlı adeziv kullanımıyla beraber self-adeziv rezin simanlar arasındaki adezyon üzerinde hiçbir etkisinin olmadığını bildirmiştir (Stawarczyk vd., 2014a). Analiz, PEEK, plazma işlemi ve siman tipinin bağlantı dayanımı üzerinde etkileri olduğunu ortaya çıkarabilir.

Kumlama işlemi, yapıştırma simanı ile mikro-mekanik kilitler oluşturmak ve organik kontaminasyon artıklarını, materyal yüzeyinden tamamen uzaklaştırarak yüzeyi temizlemek ve etkinleştirmek için kullanılırken, yüzey pürüzlülüğünü de artırır (Yang vd., 2007). Bir çalışma, kumlamanın PEEK'in yüzey morfolojisini değiştirebildiğini, mikro-mekanik kilitlenmeleri geliştirmek ve sonuçta bağlantı dayanımını artırmak için yapıştırma simanının PEEK'e nüfuz etmesine yardımcı olduğunu göstermiştir (Hallmann vd., 2012). 50 µm Al₂O₃ partikülleri ile kumlamadan sonra PEEK'in iki

farklı rezin simana bağlanma gücünün değerlendirildiği bir çalışmada, etki çok belirgin olmasa da iki rezin simanın makaslama bağlantı dayanımı, yüzey işlemi yapılmayan gruplara göre daha fazla bulunmuştur (Zhou vd., 2014; do Nascimento Machado Gouveia et al., 2021).

Başarılı bir bağlanmanın temel unsurları olarak, 110 µm Al₂O₃ ile yüzeye kumlama işlemi yapılması, adeziv bir ajan (Visio.link; Bredent GmbH) kullanılması ve dual-cure rezin siman ile yapıştırmayı içeren bir simantasyon protokolü önerilmiştir (Zoidis ve Papathanasiou, 2016).

1.8. Kompozit Rezinler

1955'te Buonocore, akrilik rezinlerin mine yüzeyine yapışmasını iyileştirmek için ortofosforik asit kullanmıştır. 1962'de Bowen, akrilik rezinlerin fiziksel özelliklerini iyileştirmek amacıyla Bis-GMA monomerini geliştirmiştir (Hervás García vd., 2005). Kimyasal olarak polimerize edilmiş kompozitler, baz macunun katalizörle karıştırılmasını gerektirmiştir ve bu da oranlar, karıştırma işlemi ve renk stabilitesi ile ilgili sorunlara yol açmıştır (Kinomoto, Torii, Takeshige ve Ebisu, 1999). 1970'den itibaren, elektromanyetik radyasyonla polimerize edilen kompozit malzemeler ortaya çıkmıştır, karıştırma ve bununla ilgili dezavantajlar ortadan kalkmıştır (Hofmann, Hugo ve Klaiber, 2002).

Kompozitlerin fiziksel, mekanik ve estetik özellikleri ve klinik davranışları yapılarına bağlıdır. Temel olarak dental kompozitler, kimyasal olarak farklı üç malzemeden oluşur: organik matris, inorganik matris ve dolguyu organik rezine bağlamak için bir organosilan veya birleştirme maddesi. Bu ajan bir ucunda silan grupları (SiO₂'ye iyon bağı) ve diğer ucunda metakrilat grupları (reçine ile kovalent bağ) bulunan bir moleküldür (Hervás García vd., 2005).

Monomer sistemi, kompozit rezin sisteminin omurgası olarak görülebilir. Bis-GMA, günümüz kompozitlerinin üretiminde en çok kullanılan monomer olmaya devam etmektedir; tek başına veya üretan dimetakrilat ile birlikte, standart kompozit rezin bileşimlerinin yaklaşık %20'sini oluşturur. Genel bir kural olarak, monomer veya monomer kombinasyonunun ortalama moleküler ağırlığı ne kadar düşüğe, büzülme yüzdesinin o kadar büyük olduğu kabul edilir. Bu rezin yüksek oranda viskoz olduğundan, üretim sürecini ve klinik uygulamayı kolaylaştırmak için viskozite

kontrolörleri olarak kabul edilen bisfenol A dimetakrilat (Bis-DMA), etilen glikol dimetakrilat (EGDMA), trietilen glikol dimetakrilat (TEGDMA), MMA veya üretan dimetakrilat (UDMA) gibi diğer düşük viskoziteli (düşük moleküler ağırlık) monomerler ile seyreltilir (Culbertson, Wan ve Tong, 1997).

Organik ve inorganik dolgu maddeleri ile modifiye edilmiş kompozitler olan ormocerler, minimum düzeyde de olsa, polimerizasyon büzülmesini azaltma yeteneği göstermiştir (Manhart, Kunzelmann, Chen ve Hickel, 1999).

Kompozit rezinlerin inorganik fazı, kompozitin fiziksel ve mekanik özelliklerini belirleyen inorganik doldurucu materyalden oluşur. Doldurucunun doğası, nasıl elde edildiği ve ne kadar ilave edildiği restorasyon materyalinin mekanik özelliklerini büyük ölçüde belirler. Doldurucu partiküller, organik matrisin fiziksel ve mekanik özelliklerini geliştirmek için organik faza eklenir, bu nedenle mümkün olduğunca yüksek bir doldurucu yüzdesi eklemek temel bir amaçtır. Doldurucu, termal genleşme katsayısını ve polimerizasyon büzülmesini azaltır, radyoopasite sağlar, kullanımı kolaylaştırır ve estetiği artırır (Labella, Lambrechts, Meerbeek, Van ve Vanherle, 1999).

Partikül boyutunun küçük olması polimerizasyon büzülmesini azaltır, mine kenarlarında marjinal sızıntı, renk değişimleri, bakteriyel penetrasyon ve mikro çatlakların neden olduğu post-operatif hassasiyeti en aza indirger. Dezavantajı ise, parçacıklar çok küçük olduğundan ışığı yansıtımazlar, bu nedenle optik performanslarını geliştirmek için görünür ışık dalga boyları içinde ortalama bir çapa sahip daha büyük boyutlu parçacıklarla birleştirilirler (Hervás García vd., 2005).

1.9. Self Adeziv Rezin Simanlar

Self adeziv simanlar, kompozit restoratiflerin, self-etch adezivlerin ve bazı durumlarda dental simanların özelliklerini birleştiren hibrit malzemelerdir. Mineye adezyonu artırmak için Buonocore'un asitle pürüzlendirme tekniği ile birleştiğinde, kompozit rezin materyaller uygun klinik seçenekler olarak görülmeye başlamıştır (Ferracane, Stansbury ve Burke, 2011).

Mevcut self adeziv rezin simanlar, elle karıştırma veya otomatik karıştırma gerektiren iki parçalı malzemelerdir. Bir bileşen, çeşitli rezin bazlı dental materyallerde kullanılan Bis-GMA, BisGMA'nın üretan oligomerleri, UDMA, HEMA, gliserol

dimetakrilat (GDMA), TEGDMA, trimetiloilpropan trimetakrilat (TMPTMA) gibi geleneksel mono-, di- ve/veya multi-metakrilat monomerlerden oluşur. Demineralizasyon ve diş yüzeyine bağlanma sağlamak için kullanılan asit fonksiyonlu monomerler halen ağırlıklı olarak ya 4-metakriloksietil trimellitik anhidrit (4 META) ve piromellitik gliserol dimetakrilat (PMGDM) ile olduğu gibi karboksilik asit gruplarına veya 2-metakriloksietil fenil hidrojen fosfat (Fenil-P), 10-metakriloksidetil dihidrojen fosfat (MDP), bis(2-metakriloksietil) asit fosfat (BMP) ve dipentaeritritol pentaakrilat monofosfat (Penta-P) ile olduğu gibi fosforik asit gruplarına sahip (met)akrilat monomerlerdir (Inoue vd., 2005; Van Landuyt vd., 2008).

Self adeziv rezin simanlardaki asidik monomerlerin konsantrasyonu, polimerde aşırı hidrofilikliği önlemek için yeterince düşük, ancak kabul edilebilir bir self-etch karakter ve dentin ve mineye bağlanma sağlamak için yeterince yüksek olacak şekilde dengelenmelidir. Aşırı hidrofilik karakter, mekanik dayanımın yanı sıra boyutsal stabiliteyi de tehlikeye atabilir.

Çoğu indirekt restorasyonda yeterli ışık yoğunluğunu sağlamanın güç olması nedeniyle tek başına ışıkla polimerizasyonun kullanımını engellediğinden, polimerizasyon için self-cure veya redoks kimyasal polimerizasyon yöntemleri, rezin bazlı dental simanlar için temel bir özellik haline gelmiştir. Bazı malzemeler özel olarak self-cure yöntemiyle kullanılmak üzere tasarlanırken, çoğu self-adeziv siman, redoks başlatıcılarla birlikte foto başlatıcıların eklenmesine dayanan fotokimyasal polimerizasyon yöntemiyle karşımıza çıkar (Ferracane vd., 2011).

1.10. Adeziv Sistemler

1.10.1. Adezyon

Adezyon, iki farklı yüzey arasında, bir adeziv yardımıyla fiziksel veya kimyasal kuvvet ile meydana gelen tutunmadır. Genellikle visköz sıvı bir materyal olan adeziv materyal, iki farklı yapıyı birleştirmesinin ardından katılaşır ve bir yüzeyden diğerine yük aktarabilir (Berkmen, Yamanel ve Arhun, 2019).

1.10.2. Adeziv Sistemlerin Sınıflandırılması

Bugüne kadar dental alanda pek çok adeziv sistem geliştirilmiş ve sınıflandırma farklı özelliklere göre yapılmıştır.

1.10.2.1. Tarihsel gelişimlerine göre

Üretim tarihleri göz önüne alınarak adeziv rezinler, kronolojik olarak yedi jenerasyon altında sınıflandırılmaktadır.

1.Jenerasyon: Yüzey aktif komonomeri N-(2-hydroxy-3-methacryloxypropyl) N-phenylglycine (NPG-GMA), diş yüzeyindeki kalsiyum ile şelasyon yaparak rezin ve dentinin kalsiyumu arasında suya dayanıklı kimyasal bağlar oluşturabilir.

2.Jenerasyon: Fosfat ester (fenil-P ve hidroksietil metakrilat (HEMA)) içeren bu sistemin etki mekanizması, smear tabakasında yer alan pozitif yüklü kalsiyum iyonlarıyla rezinde yer alan negatif yüklü fosfat grupları arasındaki polar etkileşime dayanmaktadır. Fakat, smear tabakasının, dentin yüzeyine son derece gevşek bağlanması, en önemli olumsuzluktur.

3.Jenerasyon: Dentinin fosforik asit kullanılarak pürüzlendirilmesinin ardından fosfat bazlı bir adezivin uygulanması fikri ortaya atılmıştır. Kuraray firması (Osaka, Japonya), fosfat bazlı, içinde HEMA ve MDP bulunduran, kısa bir hidrofilik ve uzun bir hidrofobik yapıdan oluşan 10 karbonlu molekül içeren bir adeziv sunmuştur. Diğer üçüncü jenerasyon adezivlerin çoğu, smear tabakasını modifiye etmek üzere tasarlanmıştır.

4.Jenerasyon: Asit ile pürüzlendirilmiş dentine uygulanan bu adezivler, dentine 13-80 MPa, mineye 20-50 MPa bağlantı dayanımı gösterirler. Adeziv rezin, yıkama ile uzaklaştırılan fosforik asit; aseton, etanol ya da suda reaktif hidrofilik monomer içeren bir primer olmak üzere üç temel bileşen içerir ve üç basamaklı etch&rinse sistemler olarak tanımlanırlar.

5.Jenerasyon: Adeziv rezin ve primer, tek bir şişedeki solüsyonda birleştirilmiş halde piyasaya sunulmuştur. Ayrıca bir asitle pürüzlendirme gereksinimi vardır (Berkmen vd., 2019)

6.Jenerasyon: Yıkama ve kurulama prosedürlerinin yer almadığı bu adezivler, “all-in-one” ismiyle anılmaktadır. Bağlantı dayanımı 4. ve 5. Jenerasyondan daha düşüktür (Dalli ve Bahşi, 2009)

7.Jenerasyon: Smear tabakasını çözmek ve teknik hassasiyeti azaltmak amaçlanarak geliştirilmiştir. Bonding ajan, primer ve asidik monomerin tek şişede birleştirildiği sistem, "All in One" sistemler olarak piyasada yer almıştır (Tyas ve Burrow, 2004).

1.10.2.2. Uygulama metodlarına göre

- a.**Smear tabakasının üzerine uygulanan adeziv sistemler
- b.**Smear tabakasını modifiye eden adeziv sistemler
- c.**Smear tabakasını ortadan kaldıran adeziv sistemler
- d.**Smear tabakasını çözen adeziv sistemler (Berkmen vd., 2019).

1.10.2.3. Diş dokuları ve adeziv arasındaki ilişkiye göre

- **Etch - rinse adezivler**

Üç aşamalı (4. Jenerasyon) ve iki aşamalı (5. Jenerasyon) olmak üzere iki başlık altında incelenebilir. Üç aşamalı olan etch and rinse sistemler, %30-40 konsantrasyonda fosforik asit kullanılarak diş dokusunun pürüzlendirilmesi sonrası solvent ve hidrofilik rezin içeren primer uygulamasını içerir. Primerin solventi buharlaşır ve adeziv rezin uygulanıp ışıkla polimerize edilir. İki aşamalı etch and rinse sistemler, fosforik asit ve yıkama uygulamasını içerir. İki aşamalı sistemde primer ve adeziv rezin beraber uygulanıp ışıkla polimerize edilir ve rezin kompozit uygulanır. Mineye en dayanıklı ve etkin bağlanmayı sağlayan sistemler, etch and rinse sistemlerdir (Muñoz vd., 2013).

- **Self-etch adezivler**

Self-etch adeziv sistemlerde, primer ve asit tek uygulamada kombine edilmiştir. Solventin buharlaşmasını takiben adeziv rezin uygulanır ve ışık ile polimerize edilir. Tek aşamalı ve iki aşamalı olmak üzere 2 grupta incelenirler (Muñoz vd., 2013).

- **Cam iyonomer adezivler**

Yüzey hazırlığı gerektirmeden diş dokusuna kendiliğinden tutunabilen tek materyaldirler. Bunun yanı sıra, zayıf polialkenoik asitle yüzeyin hazırlanması bağlanma etkilerini belirgin derecede artırmaktadır. Bu nedenle, tek veya iki aşamalı uygulama seçeneği ile cam iyonomer kullanılabilir (Inoue vd., 2001).

1.10.2.4. Uygulama aşama sayısına göre

a.Tek aşamalı adezivler

b.İki aşamalı adezivler

c.Üç aşamalı adezivler (Berkmen vd., 2019)

1.10.3. Adezivlerin İçerdiği Rezin Monomerler

1.10.3.1. Metilmetakrilat (MMA)

Metakrilat bazlı malzemeler dental alanda, bağlayıcı ajanlar, dolgu malzemeleri, geçici kron ve köprülerle yaygın olarak kullanılmaktadır. Yaygın olarak kullanılan metakrilat monomerleri, MMA, HEMA ve TEGDMA'dır. Hareketli protezler neredeyse %100 polimerize MMA'dan yapılır. Metakrilat bazlı materyallerin kullanımı, cilt kontaminasyonu sonrası hassasiyete ve ardından kontakt dermatit gelişimine neden olabileceği için metakrilat monomerleri, güçlü kontak alerjenlerdir (Andreasson, Boman, Johnsson, Karlsson ve Barregård, 2003).

1.10.3.2. Hidroksietilmetakrilat (HEMA)

Bağlayıcı madde olan HEMA genellikle aseton veya etanol içinde çözülür. Bununla birlikte HEMA, suda da çözülebilir (Andreasson vd., 2003). Hidrofilik bir monomer olan HEMA, yaygın olarak adeziv formülasyonların içeriğine dahil edilmiştir. HEMA'nın dentine bağlanma gücünü artırabileceği ve dentin yüzeyinin ıslanmasını sağlayabileceği bildirilmiştir. Ayrıca, tek aşamalı self-etch adezivler için, hidrofobik rezin monomerleri ile suyu tek bir solüsyonda tutmak ve faz ayrılmasını önlemek için HEMA tavsiye edilmektedir (Takahashi vd., 2011).

1.10.3.3. 10-Metakrilol oksidesil dihidrojen fosfat (10-MDP)

10-metakriloloksidesil dihidrojen fosfat (MDP), fosfat ester fonksiyonel monomerlerden biridir. MDP'nin fosfat grubunun hidroksiapatit (HAp) ile etkileşime girme potansiyeline sahip olduğu ve dentin-rezin bağlantı ara yüzünün uzun vadeli dayanıklılığına önemli ölçüde katkıda bulunduğu bildirilmiştir (Matsui vd., 2015). Fonksiyonel bir monomer olarak 10-MDP'nin mükemmel performansının, hafif aşındırma kabiliyetine ve polimerize edilebilir metakrilatı fosfat fonksiyonel grubundan ayıran uzun ve nispeten hidrofobik aralayıcıya bağlı olduğuna

inanılmaktadır ve artan bağlantı dayanımları ile ilişkilendirilmektedir (Fehrenbach, Isolan ve Münchow, 2021).

1.10.3.4. Dimetakrilatlar (DMA)

Dimetakrilatlar, adeziv sistemlerde yaygın olarak kullanılmakta olup çapraz bağlanan polimerleri oluşturur ve mekanik dayanıklılık sağlarlar. Adezivlerdeki monometakrilatların hidrofobik özelliklerinden dolayı suda çözünürlükleri sınırlıdır. Bu sayede polimerizasyon ardından su emilimi azalmakta, dolayısıyla adezivin renk değiştirmesini engellemektedirler. Genel olarak adeziv rezinler Bis-GMA, HEMA, TEGDMA ve UDMA gibi monomerlerden oluşup sertleşmemiş materyalin viskozitesinden ve materyalin mekanik dayanıklılığının sağlanmasından sorumludurlar (Sideridou, Tserki ve Papanastasiou, 2002).

1.11. Yapay Yaşlandırma İşlemleri

Dental materyaller belirli bir süre kullanımla beraber strese maruz kaldıklarında, ‘yorulma’ olarak adlandırılan fiziksel bir durum oluşur. Yorulma; aşınma ya da kırılma gibi durumlarla kendini gösterir ve genellikle çevresel faktörlerden etkilenir. Yorulmaya bağlı olarak protezlerde görülebilecek başarısızlıklar için ağız içi ortam, gerekli tüm koşulları sergilemektedir. Dental restorasyonların dayanıklılığı ve uzun ömürlülüğünü saptayabilmek, gerçekçi veriler elde edebilmek için uzun dönemli klinik araştırmalar gerekmektedir. Etik sorunlar, artan maliyet ve uzun zaman alması sebebiyle klinik testlerin yapımı son derece zahmetli olduğu için, restoratif materyallerin klinik kullanım öncesi ağız içi ortama, kırılma ve aşınmaya karşı test edilmesi gereklidir (Kern, 2009; Yang, Barloi ve Kern, 2010; Bulut ve Atsü, 2016).

1.11.1. Çiğneme Simülatörü Uygulanması

Fizyolojik ısırma kuvvetleri, çiğneme veya yutkunma esnasında oluşmaktadır ve 10-120 N arasında değişmektedir. Isırma kuvveti, anteriorda maksimum 190-290 N arasındayken posteriora 200-360 N’a kadar çıkabilmektedir. Posterioradaki ısırma kuvvetinin 250-900 N arasında olduğunu açıklayan çalışmalar da mevcuttur (Lan vd., 2016.; Ozer vd., 2018). Isırma sırasında kaslardaki aktivasyon her yarım siklus için yaklaşık 0.2-1.5 Hz frekans aralığındadır. Dolayısıyla, çiğneme sistemini uygun bir şekilde taklit eden cihazın, tek ya da çoklu ekseninde hareket ederken önceden belirlenen kuvvetleri belirli sayıda tekrarlar ile materyale uygulayabilmesi gerekmektedir.

Çiğneme simülatöründe, 240.000-250.000 döngünün yaklaşık olarak bir yıllık klinik kullanıma denk geldiği literatürde yer almıştır. 1.200.000 döngü boyunca dinamik yüklemeye maruz bırakılan ve nihayetinde kırılmayan örneklerin kullanım süreleri 5 yıllık bir klinik ömre tekabül etmektedir (Beuer vd., 2012; Bulut ve Atsü, 2016).

1.11.2. Termal Siklus ile Yaşlandırma

Termal siklus, adezyon dayanıklılığının laboratuvar testlerinde yorgunluğu simüle etmesi için en sık kullanılan yapay yaşlandırma yöntemidir (Kern ve Lehmann, 2012). Klinik öneriler sunulmadan önce bu işlem, ağız koşullarını simüle etmek için gereklidir. Termal siklus prosedürü ile yapay yaşlandırma, bağlantı dayanımı üzerinde iki farklı şekilde etki edebilir. Birincisi, PEEK yüzeyinin, adeziv ve rezinin temas alanındaki post polimerizasyonun neden olduğu bağlantı dayanımında artışa yol açabilir. Öte yandan, termal stres, ilgili malzemelerin farklı hacimsel değişimlerinden kaynaklanan adezyon bölgesinin mekanik stresine neden olabilir. Stawarczyk ve arkadaşlarının (2013b) çalışmasında, Monobond Plus ile ön işlem yapıldığında bu her iki durum da gözlenmiştir. Termal siklus, veneer rezin olarak Sinfony (13.4/40.8 MPa) için önemli ölçüde daha yüksek bağlantı dayanımı sağlarken, GC Gradia (26.0/6.1 MPa) ve VITA VM LC (20.1/1.4 MPa) için bağlantı dayanımında önemli bir düşüş göstermiştir. Visio.link ve Signum PEEK Bond I+II ile ön işlemden sonra ise termal döngü, bağlantı dayanımı üzerinde hiçbir etki göstermemiştir.

1.11.3. Otoklav ile yaşlandırma

Su buharı basıncının, sıcaklığın ve geçen zamanın kontrollü deneysel değişkenler olarak yer aldığı bir yaşlandırma biçimidir (Lughi ve Sergo, 2010).

1.12. Yüzey Analiz Yöntemleri

Yüzey analizi yapabilmek için günümüzde birçok farklı cihaz kullanılmaktadır.

1.12.1. Profilometre Analizi

Yüzey pürüzlülüğünü belirlemek için temel tekniklerden biri olan mekanik profilometre iki boyutludur ve önceden seçilmiş bir alanın bir çizgisinde topografiyi taramak için ince bir ucun kullanılması esasına dayanır. Sensör bir X eksenı boyunca hareket eder, dikey Z eksenı boyunca yükseklikteki değişiklikleri ölçer ve makinenin çevirme sistemini referans alır. Bu nedenle, incelenen yüzey ile sensörün öteleme

ekseni arasındaki paralellik çok dikkatli bir şekilde ayarlanmalıdır (Bouchareine, 1999). Tekniğin duyarlılığı 0,01 μm düzeyindedir (Joniot, Salomon, Dejou ve Grégoire, 2006). Bu yöntemin dezavantajları, tarama çizgisine bitişik yüzey pürüzlerinin ölçülememesi, dolayısıyla bu pürüzlerin, ölçülen genel yüzey pürüzlülüğüne katkıda bulunmaması ve tekniğin, tarama esnasında yüzeye zarar verebilecek tahrip edici karakteridir (Bourauel, Fries, Drescher ve Plietsch, 1998). Ayrıca pürüzlülük minimum olduğunda sensör çözünürlüğü yetersizdir ve optik ölçümlere ihtiyaç duyulur (Joniot vd., 2006).

Optik profilometre, pürüzlülüğün hem niteliksel hem de niceliksel temsilini sağlayan üç boyutlu bir analiz yöntemidir. Mekanik temassız bir yöntemdir ve ölçüm cihazı optik bir ışıdır. Yöntemin prensibi; emici olmayan bir düzlem yüzeye düşen bir düzlem dalga yansımaya uğrar ve Descartes yasasının verdiği doğrultuda düzlem dalga olarak yayılır. Bu aynasal yansıma olarak bilinir. Yüzeyin komşu noktaları aynı yükseklikte değilse, düzlem dalgada ışığın aynasal yansıma dışındaki yönlerde difüzyonu olarak gözlenen bir faz kayması meydana gelir. Yüzey çok pürüzlüyse, ışık her yöne eşit olarak dağılır ve artık yüzeyin topografyasını temsil etmez. Bu nedenle ölçümler, yalnızca çok yüksek kalitedeki yüzey durumlarında faydalıdır. Optik bileşenlerin özellikleri, yaklaşık 100 μm karelik bir alan üzerinde birkaç nanometrelik bir çözünürlük verir (Joniot vd., 2006).

Ra: Belirli bir ölçüm mesafesinde ölçülen tüm yüzey pürüzlülüklerinin mutlak toplamının aritmetik ortalamasını ifade etmektedir.

R max: Belirli bir mesafedeki en yüksek tepe ile en derin nokta arasındaki vertikal mesafeyi göstermektedir.

Rz: Belirli mesafedeki birbirini izleyen 5 maksimum yükseklik ve derinliğin ortalamaları arasındaki yükseklik farkını belirtmektedir (Joniot vd., 2006).

1.12.2. Tarayıcı Elektron Mikroskobu (SEM) Analizi

Taramalı elektron mikroskobu (SEM), yüksek çözme güçleri nedeniyle araştırmacıların ince yapısal detayları ayırt etmelerine izin verirler (K-hStadtländer ve Kirchhoff, 2004). SEM, mikro yapı morfolojisi ve kimyasal bileşim karakterizasyonlarının incelenmesi ve analizi için mevcut araçlardan biridir. Yardımsız göz, ~0,1 mm çözünürlüğe karşılık gelen (25 cm optimum görüş

mesafesinde) yaklaşık $1/60^\circ$ görme açısına sahip nesneleri ayırt edebilir. Optik mikroskop, optik lens aracılığıyla görsel açıyı genişleterek $\sim 2.000 \text{ \AA}$ çözünürlük sınırına sahiptir.

SEM'deki görüntü oluşumu, elektron ışını ve numune etkileşimlerinden üretilen sinyallerin edinilmesine bağlıdır (Zhou, Apkarian, Wang, ve Joy, 2006).

1.12.3. Atomik Kuvvet Mikroskobu (AFM) Analizi

Atomik kuvvet mikroskobu, ölçülen yüzeylerin üç boyutlu gerçekçi ölçülerini veren invaziv olmayan bir tekniktir. Hemen hemen tüm yüzeyin taranması ve daha sonra seçilen bölgelerin belirgin özellikleri ile analiz edilmesi mümkündür. Bu seçilen alanlar için pürüzlülük hesaplanır ve belirli bir materyali karakterize etmek için yüzeyin tipik bölgelerini seçmek mümkündür. AFM ve profilometre arasındaki temel fark, yüzeyin belirli bir bölgesini tararken profilometre yüzey özelliklerini belirlemek için tek bir çizgi kullanmaktadır (Bourauel, Fries, Drescher ve Plietsch, 1998).

1.12.4. Enerji Dağılımlı X-ışını Spektroskopisi (EDS) Analizi

SEM ve X-ışını analizinin kombinasyonunu kullanan enerji dağılımlı X-ışını spektroskopisi (EDS), mikrokimyasal analiz için güçlü bir araçtır (Evans ve Wilson, 1992). Enerji dağılımlı X-ışını spektroskopisi (EDS, EDX veya EDXRF), bir numunenin element analizi veya kimyasal karakterizasyonu için kullanılan analitik bir tekniktir.

EDS analizinde, kaplama yapılması gereken durumlarda ilk adım, 60 saniye boyunca 40 mamp'lik bir akım uygulanarak temel malzemenin, platin ile kaplanmasıdır. Bu işlemle beraber, 30 nm kalınlığında platin kaplamalı levhalar oluşturulur. Örnekler daha sonra ayrı ayrı SEM (Taramalı Elektron Mikroskobu) odasına yerleştirilir. EDS analizi, 20 mm'lik bir çalışma mesafesinde tutulan 5 keV'lik bir hızlandırma voltajında gerçekleştirilir ve yüksek vakum modu kullanılır (Bhatnagar, Jha ve Bhowmik, 2011).

1.12.5. X-ışını Fotoelektron Spektroskopisi (XPS)

Nano yapılı malzemelerin uygulamaları hızla artmaktadır ve yeni malzemelerin performansını optimize etmek için nanometre derinlik ölçeğinde elementlerin nicel karakterizasyonu için tekniklere sahip olmak son derece önemlidir. X-ışını fotoelektron spektroskopisi (XPS), materyalin kimyasal durumunun tanımlanması için

en yaygın uygulanan tekniktir (Seah, 1980; Tougaard, 2018). Bunun nedeni, 100 ile 1500 eV arasındaki enerji elektronları için esnek olmayan saçılma olayları arasında kat edilen λ mesafesinin 1 nm düzeyinde olmasıdır (Tanuma, Powell ve Penn, 2011).

1.12.6. Fourier Dönüşümlü Kızılötesi Spektroskopisi (FTIR)

Fourier dönüşümlü kızılötesi spektroskopisi (FTIR), biyomateryallerin karakterizasyonunda rutin ve yaygın olarak uygulanan analitik bir tekniktir (Rehm ve Bonfield, 1997). FTIR, fonksiyonel grupların, bağ türlerinin ve moleküler yapıların araştırılmasına izin veren moleküler düzeyde bilgiler sağlamaktadır (Movasaghi, Rehman ve Rehman, 2008). Bununla birlikte, kızılötesi spektroskopi için biyomateriyal örneklerinin hazırlanması genellikle zahmetli bir süreçtir. Biyomalzemelerin FTIR karakterizasyonundaki örneklemedeki ana sorunu, neredeyse tüm katı malzemelerin, orta kızılötesi bölgede doğrudan iletim analizi için normal formlarında çok opak olmasıdır. Bu problem, çeşitli örnekleme teknikleri kullanılarak örneklerin optik yoğunluğunun uygun bir düzeye indirilmesiyle çözülebilir (Rehm ve Bonfield, 1997).

1.13. Temas Açısı Ölçüm Yöntemleri

Bir malzemenin yüzey gerilimi değeri, alt tabakanın belirli sıvılar tarafından ıslanabilirlik özelliğini belirlemek için kullanılabilir. Katı bir yüzey ile yüzeydeki bir sıvı damlası arasındaki temas açısının ölçülmesiyle katı malzeme için yüzey gerilimi hesaplanabilir. Daha düşük temas açısı değeri, malzemenin hidrofilik yapısını, yani su moleküllerinin alt tabakaya karşı yüksek afinitesini belirtir. Hidrofilik malzemeler, aktif polar fonksiyonel grupların varlığı nedeniyle su moleküllerini kolayca emer. Daha yüksek temas açısı, yüzeyin hidrofobik yapısını gösterir. Bu özelliğe sahip hidrofobik malzemeler, hidrofilik malzemelere kıyasla su etkileşimine zıt tepkiye sahiptir. Hidrofobik materyallerin suyla etkileşime girme eğilimi çok azdır veya hiç yoktur (Hebbbar, Isloor ve Ismail, 2017).

1.13.1. Sessile Drop Tekniği

Temas açısını analiz etmek için en yaygın olarak kullanılan yöntemlerden biri, sabit damla yöntemi kullanılarak üç fazlı denge ara yüzey noktasında teğet açısının doğrudan ölçümüdür. Düz yüzeyler için, damla profiline bakılarak temas açısının doğrudan ölçülmesiyle ıslatma özelliği belirlenir (Hebbbar vd., 2017). Bigelow ve arkadaşları (1946), bir teleskop gonyometresinin, pürüzsüz yüzey üzerine

yerleştirilmiş sıvı damla profilini görüntüleyebildiğini ve üç ara yüzey gerilimi arasında oluşan açıyı ölçebildiğini göstermiştir. Sabit damlanın bir görüntüsü bir ekrana yansıtılabilir ve açı ölçüldükten sonra ana hatlar izlenebilir. Bu yöntem, operasyonda basitlik avantajına sahiptir ve sadece küçük substrat yüzey alanı ve az miktarda sıvı gereklidir. Öte yandan, substratın ve sıvının küçük boyutu nedeniyle yabancı maddelerin nispeten daha yüksek bir etkisi vardır (Hebbar vd., 2017).

1.13.2. Wilhelmy Tekniği

Bu yöntemde, platin folyo parçası veya mikroskop kapak camı gibi pürüzsüz, ince dikey plaka, bir test sıvısı ile temas ettirilir. Test sıvısının yüzey gerilimi biliniyorsa, temas açısı kolayca hesaplanabilir. Alt tabakanın artan ve azalan temas açısı, ince dikey plakayı yukarı veya aşağı hareket ettirerek kolayca ölçülebilir (Hebbar vd., 2017).

1.14. Mekanik Test Yöntemleri

Diş hekimliğinde, bağlantı dayanımının ölçülebilmesi için mekanik test yöntemleri sıklıkla kullanılmaktadır. Genel olarak, mekanik laboratuvar testlerinin avantajları; belirli bir parametre/özellik hakkında veri toplama hızı, yaygın olarak kullanılan test metodolojisinin kolaylığı, diğer tüm değişkenleri sabit tutarken belirli bir parametreyi ölçebilmek, yeni ve/veya deneysel bir malzeme ve tekniğin performansını mevcut 'altın standart' ile doğrudan karşılaştırabilmek, tek bir çalışma düzeninde birçok deney grubunu aynı anda test edebilmek ve çoğunlukla nispeten karmaşık olmayan ve ucuz test protokollerini/araçlarını kullanabilmek şeklinde sıralanabilir. Bir laboratuvar testinin nihai amacı, klinik sonucun tahmininde veri toplamaktır (Atsü, Aksan ve Bulut, 2019; Türksayar ve Atsü, 2021).

Bağlantı dayanımı, temel olarak bağlantı alanının boyutuna bağlı olarak, makro ya da mikro olmak üzere 2'ye ayrılarak ölçülebilir. 3 mm²'den daha büyük bir bağlantı alanı ile makro bağlantı dayanımı, makaslama ve çekme protokolü kullanılarak ölçülebilir (van Meerbeek vd., 2010).

1.14.1. Makaslama Testi

En yaygın kullanılan bağlantı dayanım testi, makaslama tekniğidir; bağlantı gücünü bildiren bilimsel makalelerin %26'sında makaslama testinin kullanıldığı tespit

edilmiştir (van Meerbeek vd., 2010). Bağlantı dayanımı testinde yer alan faktörlerin bir meta-analizi, dentinin kompozit ve bağlanma alanı, düzeneklerin saklanma koşulları, termal yaşlandırmaya maruziyetleri, çapraz kafa hızı ve test tasarımı gibi çeşitli parametrelerin önemli etkisi olduğunu ortaya çıkarmıştır. Özellikle, ortalama bağlantı dayanımı ile başarısızlık modu arasında güçlü bir korelasyon bulunmuştur. Bağlantı dayanımı ne kadar yüksek olursa, kohezyon kopma oranı o kadar yüksek olduğu belirtilmiştir (Leloup, D'Hoore, Bouter, Degrange, ve Vreven, 2001).

Makaslama testi; iki materyalden oluşan örneklerin arasındaki bağlantıda kopma meydana gelene kadar belirli bir hızla makaslama kuvvetinin uygulandığı *in vitro* test yöntemidir. Birim alana düşen makaslama direnci, uygulanan maksimum kuvvetin bağlantı yüzey alanına bölünmesi (pound/inch^2 , kg/cm^2 veya N/mm^2) ile hesaplanarak Megapaskal (MPa)'a dönüştürülmektedir (Al-Dohan vd., 2003). Genellikle çalışmalarda uygulama hızı 0,5-1 mm/dk. olarak tercih edilmektedir. Makaslama testinin dezavantajı olarak, bağlanma yüzeylerinde homojen olmayan stres dağılımları ve oluşan koheziv kırıkların beklenen sonuçtan daha düşük değerlerde elde edilmesi karşımıza çıkmaktadır (Aboushelib vd., 2007; Saito vd., 2010).

1.14.1.1. Mikro Makaslama Testi

Tek bir diştten mümkün olduğunca fazla örnek elde etmek için, 2002'de bir mikro makaslama bağlantı dayanım testi tanıtılmıştır (Shimada, Yamaguchi ve Tagami, 2002). Bu test, manipülasyon kolaylığını diş başına birkaç örneği test etme yeteneği ile birleştirir. Nispeten kalın bir adeziv tabaka ile birlikte 0,7 mm çapa sahip çok ince silindir kompozit yapı, bununla birlikte, önemli ölçüde bükülme, değişken ve düzgün olmayan yükleme koşulları ile sonuçlanabilir. Bu düzgün olmayan stres dağılımı, makro makaslama bağlantı testi ile karşılaştırıldığında muhtemelen daha da belirgindir (van Meerbeek vd., 2010).

1.14.2. Çekme Testi

Simanların, seramik ve metal alaşımları gibi sert malzemelere bağlantı dayanımını ölçmek için kullanılan, makaslama testine göre daha az sıklıkta başvurulmuş bir yöntemdir (Abreu vd., 2009). Özellikle adeziv-dentin bağlantısının yorulma direncini dinamik olarak test etmek için bir itme yaklaşımı da kullanılmıştır (Goracci vd., 2004; Zicari vd., 2008). Bu yöntem, kök kanallarına simante edilen postların retansiyonunu

test etmek için faydalı görünmüştür (van Meerbeek vd., 2010). Ayrıca kırılma malzemelerin değerlendirilmesi söz konusu olduğunda, çekme testi daha anlamlı bir test olarak karşımıza çıkar (Jin vd., 2004).

1.14.2.1. Mikro Çekme Testi

Test edilen bağlantı alanı, yaklaşık 1 mm² veya daha az olan makro testlere kıyasla çok daha küçüktür. Bağlama prosedüründen sonra daha fazla mikro örnek hazırlanması gereklidir, bu da testi daha zahmetli ve tekniğe duyarlı hale getirmektedir. Bununla birlikte, en önemlisi, bir diştten birden fazla mikro örnek elde edilebildiği için periferik ve merkezi dentin arasındaki bölgesel farkların tespiti gibi durumlarda avantajlıdır (Sano vd., 1994).

1.14.3. Push-out Testi

Push-out testi, çok sayıda kanal içi dolgu materyalinin bağlanma gücünü ölçmek için yaygın olarak uygulanan ancak tutarsız sonuçlar veren bir test yöntemidir (Chen vd., 2013).

1.15. Amaç

Bu çalışmanın amacı, PEEK polimere %98 sülfürik asit ile pürüzlendirme, 110 µm Al₂O₃ ile kumlama, adeziv uygulaması ve UV ışık ile yüzey modifikasyon işlemlerinin tek başlarına veya kombine şekilde uygulanmasının; yüzey kimyası, pürüzlülüğü ve ıslanabilirlik üzerindeki etkileri ile kompozit rezin ve rezin siman bağlantısı üzerindeki etkilerini termal siklus sonrası SEM, XPS, FTIR, yüzey temas açısı ölçümü, profilometre ve mekanik testler ile değerlendirmektir.

1.16. Hipotez

Bu çalışmanın H₀ hipotezi; PEEK yüzeyine uygulanacak olan sülfürik asit, Al₂O₃ ile kumlama, UV ışığa maruz bırakma, adeziv uygulama ve bu işlemlerin her birinin kombinasyonunun, yüzey kimyası, pürüzlülüğü, ıslanabilirlik, kompozit rezin ve rezin siman bağlantı dayanımında farklılık yaratmayacağıdır.

2. GEREÇ VE YÖNTEM

480 adet dikdörtgen şekilli PEEK örnek, %98 sülfürik asit ile pürüzlendirme, 110 µm Al₂O₃ ile kumlama, UV ışık uygulama ve adeziv uygulaması yüzey ön işlemlerine tabi tutuldu. Ardından örneklerin yüzey topografyasını değerlendirmek için taramalı elektron mikroskobu (SEM), yüzey kimyasını değerlendirmek için x-ışını fotoelektron spektroskopisi (XPS), yüzey karakterizasyonunu değerlendirmek için fourier dönüşümlü kızılötesi spektroskopi (FTIR), yüzey temas açısını değerlendirmek için gonyometre, yüzey pürüzlülüğünü (Ra) değerlendirmek için profilometre ile analizler yapıldı. Her bir yüzey işlem grubundan 10'ar adet PEEK örnek, 4x3 mm boyutunda kompozit rezin silindirler oluşturularak kompozit rezin ve rezin siman ile bağlandı ve alt gruplarda adeziv uygulaması yapıldı. Bağlanan örnekler, 5°C - 55°C (±2°C) su banyolarında 10.000 termal siklus ile yaşlandırma işlemine maruz bırakıldı. Termal yaşlandırma ardından başarısızlık göstermeyen örneklerin kırılma dayanımları instron test cihazında statik yük altında değerlendirilirken kırılma tipleri stereomikroskopta incelendi.

Araştırma; Kırıkkale Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı ve Prof. Dr. Fuat Sezgin Araştırma Laboratuvarı, Kırıkkale Üniversitesi Bilimsel ve Teknolojik Araştırmalar Uygulama ve Araştırma Merkezi, Ankara Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Merkezi Araştırma Laboratuvarı, İzmir By Dental Laboratuvarı, Çukurova Üniversitesi Merkezi Araştırma Laboratuvarı, Dokuz Eylül Üniversitesi Elektronik Malzemeler Üretim ve Uygulama Merkezi ve Ağrı İbrahim Çeçen Üniversitesi Merkezi Araştırma Laboratuvarı'nda gerçekleştirilmiştir. Kullanılan cihaz ve malzemelerin listesi Çizelge 2.1 ve 2.2'de verilmektedir.

Çizelge 2. 1 Çalışmamızda kullanılan malzemeler

Kullanılan Malzeme	Üretici Firma	Lot Numarası
Polietereterketon (CAD/CAM blok)	Whitepeaks Dental Solutions GmbH, Almanya	E20010
Akrilik rezin	Imicryl Ltd., Konya, Türkiye	20B684
Sülfürik asit	Yimka Ticaret, Türkiye	1830
Al ₂ O ₃ kum (110 µm)	Korox 110, BEGO Bremen, Almanya	4638
Adeziv ajan (Visio.link primer)	Bredent, Almanya	203504
Dual-cure rezin siman	Panavia SA, Kuraray Noritake, Okayama, Japonya	6M0040
Kompozit rezin	Charisma Classic, Kulzer GmbH, Hanau, Almanya	010718A

Çizelge 2. 2 Çalışmamızda kullanılan cihazlar

Kullanılan Cihaz	Üretici Firma
Su jet	CNC 8065, Fagor, İspanya
Ultrasonik temizleme cihazı	Euronda, Eurosonic Energy, Vicenza, İtalya
Kumlama cihazı	Bego EasyBlast, GmbH & Co. KG, Almanya
UV ışık lambası	HNS 30 W G13, Osram GmbH., Münih, Almanya
LED ışıklı polimerizasyon cihazı	Woodpecker Led D, Guangxi, Çin
Termal siklus cihazı	Esetron, Ankara, Türkiye
Profilometre	Perthometer M2, Mahr, Gottingen, Almanya
Gonyometre	Krüss GmbH, Hamburg, Almanya
X-ışını Fotoelektron Spektroskopisi (XPS)	K-Alpha XPS System, Thermo Scientific, ABD
Fourier dönüşümlü kızılötesi spektroskopisi (FTIR)	Nicolet IS10-ATR, Thermo Scientific, Cleveland, ABD
Yalıtkan madde kaplama cihazı	Karaltay Scientific Instruments Co. Ltd. Pekin, Çin
Tarayıcı Elektron Mikroskobu (SEM)	JEOL, Tokyo, Japonya

Universal test cihazı	Lloyd-LRX, Lloyd Instruments, Fareham, İngiltere
Stereomikroskop	Euromex Microscopes, Arnhem, Holland

Çalışmamızda izlenen aşamalar sırasıyla şu şekildedir;

1. PEEK örneklerin hazırlanması
2. PEEK örneklere yüzey ön işlemlerinin uygulanması
3. Alt gruplara adeziv ajan uygulaması
4. Yüzey kimyası, topografyası, karakterizasyonu ve temas açısının incelenmesi
5. PEEK örneklere kompozit rezin bağlantısı
6. PEEK örneklere rezin siman bağlantısı
7. Örneklerin termal siklus ile yaşlandırma işlemine maruz bırakılması
8. Örneklerin makaslama bağlantı dayanımlarının ölçülmesi
9. Kırılma tiplerinin stereomikroskop ile değerlendirilmesi
10. İstatistiksel analiz yapılması.

2.1. PEEK Örneklerin Hazırlanması

PEEK diskten, 480 adet dikdörtgen şekilli PEEK örnek ($5 \times 5 \times 2$ mm), su jet sistem (CNC 8065, Fagor, İspanya) kullanılarak basınçlı su ile hazırlandı ve boyutları dijital kumpas (Dijital Kumpas, Retta, İstanbul, Türkiye) ile ölçülerek kontrol edildi (Şekil 2.1, 2.2, 2.3).



Şekil 2. 1 CNC 8065 su jet sistem

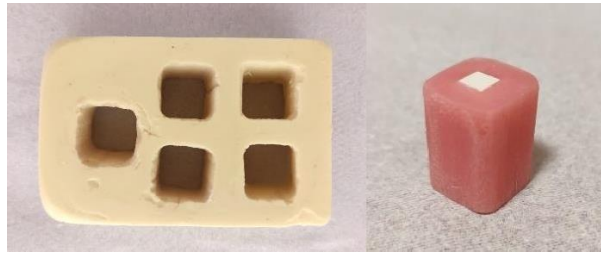


Şekil 2. 2 5x5x2 mm boyutunda PEEK örnek



Şekil 2. 3 480 adet PEEK örnek

Yüzey işlemlerinin yapılabilmesi için örnekler silikondan hazırlanan bir kalıp içerisinde otopolimerizan akrilik resin (Imicryl Ltd., Konya, Türkiye) içine gömüldü (Şekil 2.4).



Şekil 2. 4 Silikon kalıp ve üretilen akrilik resin

Ardından örnekler 600, 800, 1000, 1200 numaralı silisyum karbür (SiC) zımpara kağıdı ile zımparalanıp ultrasonik temizleme cihazında (Euronda, Eurosonic Energy, Vicenza, İtalya) deiyonize su ile 15 dk süreyle temizlendi (Şekil 2.5).



Şekil 2. 5 Ultrasonik temizleme cihazı

2.2. PEEK Örnekler Yüzey Ön İşlemlerinin Uygulanması

Power analizi, (Benchmarking Six Sigma Application, Brezilya) 0,80 etki büyüklüğü (f), %95 güç ($1-\beta$ err prob) ve 0,5 hata olasılığı ile %10'luk bir farkı anlamlı olarak belirleyecek n sayısı her bir grup için 6 olarak hesaplandı. Sağkalım gösteremeyecek örnekler göz önünde bulundurularak n=10 alınarak yüzey ön işlemleri için rasgele 16 gruba ayrıldı (Şekil 2.6).



Şekil 2. 6 Yüzey işlemleri için hazırlanmış PEEK örnekler

Çalışmada oluşturulan gruplar Çizelge 2.3'de görülmektedir.

Çizelge 2. 3 Çalışma grupları

Gruplar	Yüzey ön işlemi
Kontrol	Yüzey ön işlemi yok
Kontrol + Bond	Yüzey ön işlemi olmadan adeziv uygulaması
Kumlama	110 µm Al ₂ O ₃ ile kumlama
Kumlama + Bond	110 µm Al ₂ O ₃ ile kumlama ve adeziv uygulaması
Asit	%98 Sülfürik asit uygulaması
Asit + Bond	%98 Sülfürik asit ve adeziv uygulaması
UV	UV ışık uygulaması
UV + Bond	UV ışık ve adeziv uygulaması
Kumlama + Asit	110 µm Al ₂ O ₃ ile kumlama sonrası %98 Sülfürik asit uygulaması
Kumlama + Asit + Bond	110 µm Al ₂ O ₃ ile kumlama sonrası %98 Sülfürik asit ve adeziv uygulaması
Asit + UV	%98 Sülfürik asit sonrası UV ışık uygulaması
Asit + UV + Bond	%98 Sülfürik asit sonrası UV ışık ve adeziv uygulaması
Kumlama + UV	110 µm Al ₂ O ₃ ile kumlama sonrası UV ışık uygulaması
Kumlama + UV + Bond	110 µm Al ₂ O ₃ ile kumlama sonrası UV ışık ve adeziv uygulaması
Kumlama + Asit + UV	110 µm Al ₂ O ₃ ile kumlama ve %98 Sülfürik asit sonrası UV ışık uygulaması
Kumlama + Asit + UV + Bond	110 µm Al ₂ O ₃ ile kumlama ve %98 Sülfürik asit sonrası UV ışık ve adeziv uygulaması

2.2.1. Kontrol Grubu: Yüzey ön işlemi yok

Bu grupta yer alan PEEK örnekler, hiçbir yüzey ön işlemi yapılmadı (Şekil 2.7)



Şekil 2. 7 Kontrol: Kontrol grubu

2.2.2. Kumlama Grubu: 110 µm Al₂O₃ ile Kumlama

Bu grupta yer alan PEEK örnekler, 110 µm Al₂O₃ partikülleri ile (Korox 110, BEGO Bremen, Almanya) 0.2 MPa basınçla 10 mm mesafeden 45° açıyla 20 saniye boyunca kumlama cihazında (Bego EasyBlast, GmbH & Co. KG, Almanya) kumlama işlemine tabi tutuldu (Mayinger vd., 2021) (Şekil 2.8). Kumlama işlemi sonrasında örnekler, basınçlı hava 1 dk uygulanarak Al₂O₃ partiküllerinin fazlası uzaklaştırıldı, %97'lik etil alkol ile ultrasonik temizleme cihazında 15 dk temizlendi. Ardından 1 dk süreyle basınçlı hava altında örnekler kurutuldu (Şekil 2.9).



Şekil 2. 8 Kumlama cihazı



Şekil 2. 9 Kumlama: 110 μm Al_2O_3 ile Kumlama

2.2.3. Asit Grubu: %98 Sülfürik Asit Uygulaması

PEEK örnekler %98 derişime sahip Sülfürik asit, 1 dk süreyle uygulandı ve 1 dk boyunca deiyonize su ile durulandı (Stawarczyk vd., 2012; Bähr vd., 2013; Stawarczyk vd., 2013a; Stawarczyk vd., 2014b; Uhrenbacher vd., 2014; Rosentritt vd., 2015; Stawarczyk vd., 2015; Rocha vd., 2016; Silthampitag vd., 2016). Ardından örnekler, basınçlı hava ile kurtuldu (Şekil 2.10).



Şekil 2. 10 Asit: %98 Sülfürik Asit Uygulaması

2.2.4. UV Grubu: UV Işık Uygulaması

Literatürde PEEK yüzeyine UV ışık uygulayarak bağlantı dayanımını ölçen yeterli sayıda çalışma olmadığı için çalışmamıza başlamadan önce kontrol grubu da oluşturularak 5 dk, 10 dk, 30 dk ve 45 dk UV ışık uyguladığımız PEEK örneklerin temas açıları ölçülmüştür. Kontrol grubunun temas açısı 96.1° ; 5 dk UV-C grubunun temas açısı 80.8° ; 10 dk UV-C grubunun temas açısı 61.1° ; 15 dk UV-C grubunun temas açısı 39.3° ; 30 dk UV-C grubunun temas açısı 64.1° ; 45 dk UV-C grubunun temas açısı ise 57.8° olarak ölçülmüştür. Pilot çalışmamızın sonuçlarını göz önüne alarak PEEK örnekler, temas açısını en fazla düşüren süre olan 15 dk UV ışık uygulanmıştır. PEEK örnekler, 15 dk süreyle 254 nm UV-C ışığa (HNS 30 W G13, Osram GmbH., Münih, Almanya) 5 mm mesafeden karanlık bir odada ve UV-C lamba

tüpü içerisinde maruz bırakıldı. 26 mm çapında ve 895 mm uzunluğunda, 96 V voltaja ve 0.36 A akıma sahip lamba kullanıldı (Şekil 2.11, 2.12).



Şekil 2. 11 UV: UV Işık Uygulaması



Şekil 2. 12 UV ışık

2.2.5. Kumlama + Asit Grubu: 110 μm Al_2O_3 ile Kumlama + %98 Sülfürik Asit Uygulaması

Bu grupta yer alan PEEK örnekler, 110 μm Al_2O_3 partikülleri ile (Korox 110, BEGO Bremen, Almanya) 0.2 MPa basınçla 10 mm mesafeden 45° açıyla 20 saniye boyunca kumlama cihazında (Bego EasyBlast, GmbH & Co. KG, Almanya) kumlama işlemine tabi tutuldu. Kumlama işlemi sonrasında örneklere, basınçlı hava 1 dk uygulanarak Al_2O_3 partiküllerinin fazlası uzaklaştırıldı, %97'lik etil alkol ile ultrasonik temizleme cihazında 15 dk temizlendi. Ardından 1 dk süreyle basınçlı hava altında kurutma işlemini takiben %98 derişime sahip Sülfürik asit, 1 dk süreyle uygulandı ve 1 dk boyunca deiyonize su ile durulanıp basınçlı hava ile kurtuldu (Şekil 2.13).



Şekil 2. 13 Kumlama + Asit: 110 μm Al_2O_3 ile Kumlama + %98 Sülfürik Asit Uygulaması

2.2.6. Asit + UV Grubu: %98 Sülfürik Asit + UV Işık Uygulaması

PEEK örnekler %98 derişime sahip Sülfürik asit, 1 dk süreyle uygulandı ve 1 dk boyunca deiyonize su ile durulandı. Ardından örnekler, basınçlı hava ile kurtuldu ve 15 dk süreyle 254 nm UV-C ışığa (HNS 30 W G13, Osram GmbH., Münih, Almanya) 5 mm mesafeden karanlık bir odada ve UV-C lamba tüpü içerisinde maruz bırakıldı (Shi vd., 2017) (Şekil 2.14).



Şekil 2. 14 Asit + UV: %98 Sülfürik Asit + UV Işık Uygulaması

2.2.7. Kumlama + UV Grubu: 110 µm Al₂O₃ ile Kumlama + UV Işık Uygulaması

Bu grupta yer alan PEEK örnekler, 110 µm Al₂O₃ partikülleri ile (Korox 110, BEGO Bremen, Almanya) 0.2 MPa basınçla 10 mm mesafeden 45° açıyla 20 saniye boyunca kumlama cihazında (Bego EasyBlast, GmbH & Co. KG, Almanya) kumlama işlemine tabi tutuldu. Kumlama işlemi sonrasında örnekler, basınçlı hava 1 dk uygulanarak Al₂O₃ partiküllerinin fazlası uzaklaştırıldı, %97'lik etil alkol ile ultrasonik temizleme cihazında 15 dk temizlendi. Ardından 1 dk süreyle basınçlı hava altında örnekler kurutuldu ve 15 dk süreyle 254 nm UV-C ışığa (HNS 30 W G13, Osram GmbH., Münih, Almanya) 5 mm mesafeden karanlık bir odada ve UV-C lamba tüpü içerisinde maruz bırakıldı (Shi vd, 2017) (Şekil 2.15).



Şekil 2. 15 Kumlama + UV: 110 µm Al₂O₃ ile Kumlama + UV Işık Uygulaması

2.2.8. Kumlama + Asit + UV Grubu: 110 µm Al₂O₃ ile Kumlama + %98 Sulfürik Asit + UV Işık Uygulaması

PEEK örnekler, 110 µm Al₂O₃ partikülleri ile (Korox 110, BEGO Bremen, Almanya) 0.2 MPa basınçla 10 mm mesafeden 45° açıyla 20 saniye boyunca kumlama cihazında (Bego EasyBlast, GmbH & Co. KG, Almanya) kumlama işlemine tabi tutuldu. Kumlama işlemi sonrasında örneklerle, basınçlı hava 1 dk uygulanarak Al₂O₃ partiküllerinin fazlası uzaklaştırıldı, %97'lik etil alkol ile ultrasonik temizleme cihazında 15 dk temizlendi. Ardından 1 dk süreyle basınçlı hava altında kurutma işlemini takiben %98 derişime sahip Sulfürik asit, 1 dk süreyle uygulandı ve 1 dk boyunca deiyonize su ile durulanıp basınçlı hava ile kurtuldu. Sonrasında örnekler, 15 dk süreyle 254 nm UV-C ışığa (HNS 30 W G13, Osram GmbH., Münih, Almanya) 5 mm mesafeden karanlık bir odada ve UV-C lamba tüpü içerisinde maruz bırakıldı (Şekil 2.16).



Şekil 2. 16 Kumlama + Asit + UV: 110 µm Al₂O₃ ile Kumlama + %98 Sulfürik Asit + UV Işık Uygulaması

2.3. Adeziv Ajan Uygulanması

Visio.Link, PEEK örneklerin üzerine tek kullanımlık bir aplikatör yardımıyla üretici firmanın talimatları doğrultusunda 5 saniye süreyle uygulandı (Stawarczyk vd., 2013b; Keul vd., 2014; Stawarczyk vd., 2014a) (Şekil 2.17). Hava ile inceltildikten sonra 90 saniye boyunca LED ışıklı polimerizasyon cihazı ile (Woodpecker Led D, Guangxi, Çin) polimerize edildi (Şekil 2.18).



Şekil 2. 17 Visio.link



Şekil 2. 18 LED ışıklı polimerizasyon cihazı

Yüzey Kimyası, Topografyası, Karakterizasyonu ve Temas Açısının İncelenmesi

2.3.1. SEM Analizi

Kontrol, Kumlama, Asit ve UV gruplarından birer PEEK örnek, yalıtkan madde kaplama cihazında (Karaltay Scientific Instruments Co. Ltd. Pekin, Çin) 120 saniye altın ile kaplandı (Şekil 2.19). Ardından örnekler analiz için ikili şekilde taramalı elektron mikroskopunun inceleme haznesine yerleştirildi ve raylı sistem ile örnek haznesi taramalı elektron mikroskop içerisine gönderildi (JEOL, Tokyo, Japonya) (Şekil 2.20). Elde edilen görüntüler bilgisayar ekranına aktarıldı. PEEK örneklerin yüzey analizi, dört farklı büyütmede (x500, x1.000, x5.000, x10.000) yapıldı.



Şekil 2. 19 Yalıtkan madde kaplama cihazı



Şekil 2. 20 Taramalı elektron mikroskobu (SEM)

2.3.2. XPS Analizi

Monokromatik Al-K α (1486.7 eV) X-ışını kaynağı ve 400 nm λ boyutu ile X-ışını fotoelektron spektroskopisi (K-Alpha XPS System, Thermo Scientific, ABD) (Şekil 2.21), 4 adet PEEK örneğin elementel kompozisyon ve yüzey kimyasını belirlemek için kullanıldı. XPS verileri, 150 eV geçiş enerjisi uygulanarak 1 eV tarama hızıyla, tek bir noktadan 20 kez taranarak 10 ile 1350 eV arasında elde edildi.



Şekil 2. 21 X-ışını fotoelektron spektroskopisi

2.3.3. FTIR Analizi

16 adet PEEK örnek, Fourier dönüşümlü kızılötesi spektroskopisi (FTIR, Nicolet IS10-ATR, Thermo Scientific, Cleveland, ABD) kullanılarak incelendi. Spektrumlar, 600'den 4.000 cm^{-1} 'e kadar olan iletim modlarında tarandı (Şekil 2.22).



Şekil 2. 22 Fourier dönüşümlü kızılötesi spektroskopisi

2.3.4. Temas Açısı Ölçümü

Power analizi, 0,80 etki büyüklüğü (f), %95 güç ($1-\beta$ err prob) ve 0,5 hata olasılığı ile %10'luk bir farkı anlamlı olarak belirleyecek n sayısı her bir grup için 7 olarak hesaplandı. Gonyometre (Krüss GmbH, Hamburg, Almanya) kullanılarak “sessile drop” tekniği ile her gruptan temas açısı ölçümleri yapıldı (Şekil 2.23). Temas açısı ölçümünün yapılabilmesi için PEEK örnek, hareketli tablanın üzerine yerleştirildi ve örneğin üzerine bir 0,5 μm mikropipet ile 0,3 μm distile su damlatıldı ve 2° açı ile netleştirildi. Örnek üzerine damlatılan su damlasının görüntüsü bir kamera aracılığı ile kaydedildi. Kaydedilen damlanın görüntüsü, bilgisayara aktararak bilgisayar ekranından izlendi. Görüntülemenin ardından bilgisayar ortamında temas açısı verileri hesaplandı.



Şekil 2. 23 Gonyometre

2.3.5. Profilometre Analizi

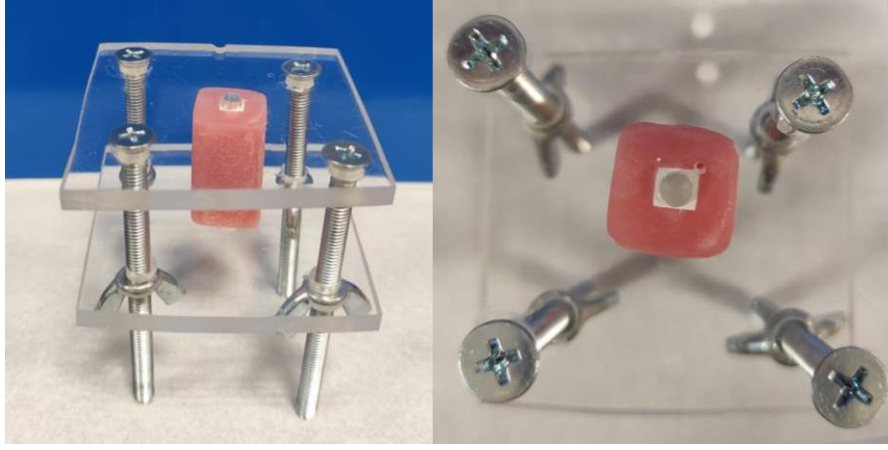
Power analizi, 0,80 etki büyüklüğü (f), %95 güç ($1-\beta$ err prob) ve 0,5 hata olasılığı ile %5'lik bir farkı anlamlı olarak belirleyecek n sayısı her bir grup için 12 olarak hesaplandı. Her gruptan 4 adet örneğin 3 farklı noktasından olmak üzere toplam 12 yüzey pürüzlülük ölçümü, profilometre cihazı (Perthometer M2, Mahr, Gottingen, Almanya) ile yapıldı (Şekil 2.24). Ölçüm öncesi örnekler bir aparat yardımıyla sabitlendi. Cut off değeri 0.8 mm olarak ayarlanıp örneklerin merkezinde 3 farklı bölgeden ölçüm yapılarak R_a değerleri (μm) kaydedildi. Daha güvenilir sonuçlar elde etmek için ölçümler sırasında $2.4 \mu m$ R_a değerine sahip bir referans blok aracılığıyla, her 12 ölçümde bir cihaz kalibrasyonu yapıldı.



Şekil 2. 24 Profilometre

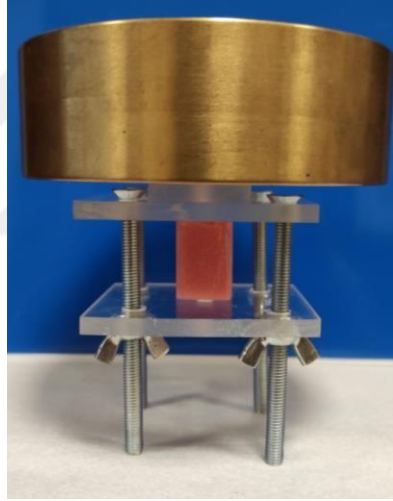
2.4. PEEK Örneklerle Kompozit Rezin Bağlantısı

Eşit boyutlardaki PEEK örneklerin yüzeyine kompozit rezin uygulaması için standardizasyon sağlayabilmek adına iç çapı 4 mm, yüksekliği 3 mm olan pleksi cam bir kalıp üretildi (Şekil 2.25). Bu kalıptan 4x3 mm boyutunda 160 adet kompozit silindir (Charisma Classic, Kulzer GmbH, Hanau, Almanya) üretildi.



Şekil 2. 25 Kompozit rezin uygulamak için üretilen kalıp

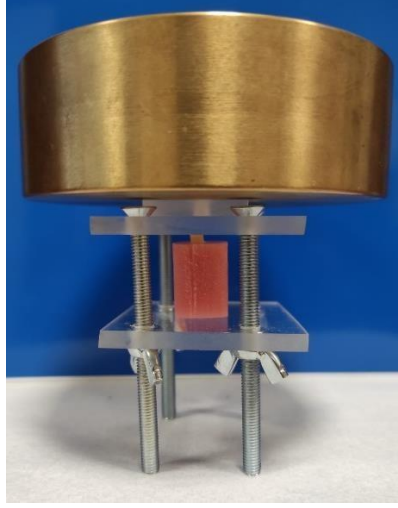
Kalıp içerisine yerleştirilen kompozit rezin, 5 kg ağırlık altında firma önerileri doğrultusunda 20 saniye boyunca ışıkla (Woodpecker Led D, Guangxi, Çin) polimerize edildi (Şekil 2.26).



Şekil 2. 26 5 kg ağırlık uygulanması

2.5. PEEK Örneklere Resin Siman Bağlantısı

Kompozit resin bağlantısı için de kullanılan 160 adet iç çapı 4 mm, yüksekliği 3 mm olarak üretilen kalıp içerisinde kompozit resin silindirler aynı şekilde 4x3 mm boyutlarında oluşturuldu. Bu kompozit resinler, 5 kg ağırlık altında resin siman ile PEEK örneklerin yüzeyine simante edilerek firma önerileri doğrultusunda 10 saniye boyunca ışıkla polimerize edildi (Şekil 2.27).



Şekil 2. 27 Kompozit rezinin, resin siman ile PEEK örneğe simantasyonu

2.6. Termal Siklus ile Yaşlandırma

Kompozit resin ve resin siman ile bağlanan PEEK örnekler, termal siklus cihazı (Esetron, Ankara, Türkiye) kullanılarak sırası ile 5°C - 55°C ($\pm 2^\circ\text{C}$) su banyolarında 30'ar saniye bekleyecek ve banyolar arası geçiş 10 saniye olacak şekilde, 1 yıllık klinik kullanıma eş değer olan 10.000 termal döngüye maruz bırakıldı (Cayo-Rojas, Hernández-Caba, Aliaga-Mariñas, Ladera-Castañeda ve Cervantes-Ganoza, 2021; Freifrau von Maltzahn, Holstermann, Stiesch ve Kohorst, 2021; Hong, Choi, Lee, Lee ve Ahn, 2021) (Şekil 2.28).



Şekil 2. 28 Termal siklus cihazı

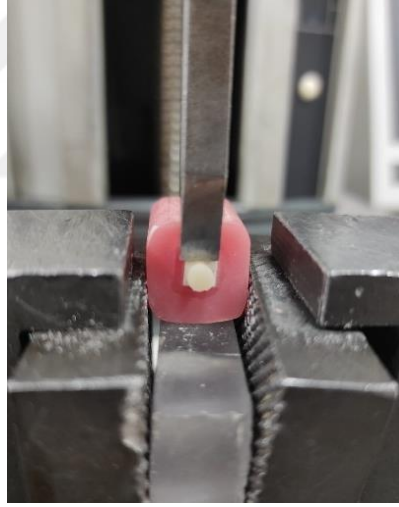
2.7. Örneklerin Bağlantı Dayanımlarının Ölçülmesi

Örneklerin makaslama bağlantı dayanımı ölçümü, universal test cihazı (Lloyd-LRX, Lloyd Instruments, Fareham, İngiltere) kullanılarak yapıldı (Şekil 2.29).



Şekil 2. 29 Universal test cihazı

Bıçak sırtı şeklindeki metal uç, PEEK ve kompozit rezin bağlantı ara yüzeyine paralel şekilde yerleştirildi ve 1 mm/dk hızla kuvvet uygulandı (Şekil 2.30).



Şekil 2. 30 Makaslama bağlantı dayanımı testi

Kompozit rezin materyalinin, PEEK yüzeyinden ayrıldığı andaki maksimum kuvvet değeri Newton (N) birimi cinsinden ölçüldü. Makaslama bağlantı dayanımı değerinin MegaPascal (MPa) cinsinden elde edilebilmesi için kırılma yükü (N), bağlantı alanına (mm^2) bölündü.

Makaslama direnci (MPa) = $\text{Yük (N)} / \text{Alan (mm}^2\text{)}$, $\text{Alan} = (\pi r^2) (\text{mm}^2)$, r = bağlantı yüzeyinin yarıçapı.

2.8. Kırılma Tiplerinin Stereomikroskop ile Değerlendirilmesi

Kırılan örnekler stereomikroskopta (Euromex Microscopes, Arnhem, Holland) x35 büyütme altında kırılma tipleri açısından incelendi (Şekil 2.31). Başarısızlık tipleri 3 sınıfta değerlendirildi. (1) PEEK ve rezin siman arasında veya rezin siman ile kompozit rezin arasında ara yüzde adeziv başarısızlık tipi; (2) PEEK içinde, rezin siman içinde veya kompozit rezin içinde koheziv başarısızlık tipi; (3) adeziv ve koheziv başarısızlık tiplerinin aynı anda görüldüğü karma-mix başarısızlık tipi (Atsü vd., 2006).



Şekil 2. 31 Stereomikroskop

2.9. İstatistiksel Analiz

Deneylerin tamamlanmasının ardından, istatistiksel değerlendirme SPSS 15.0 (IBM SPSS Statistic 2013 USA) programı kullanılarak yapılmıştır. Elde edilen verilerin varyans homojenliği Levene testi ile incelenmiştir. Gruplar arası farkın anlamlı olup olmadığı ‘non-parametrik Kruskal-Wallis’ testi ile araştırılmıştır. İkili gruplar arası karşılaştırma (çoklu karşılaştırma) ise Dunnet post-hoc testi kullanılarak yapılmıştır. $p < 0.05$ değeri istatistiksel olarak anlamlı kabul edilmiştir.

3. BULGULAR

3.1. Bağlantı Dayanımı Test Bulguları

Universal test cihazında, örneklere kırılma meydana gelene kadar kuvvet uygulanmış ve kırılma değerleri MegaPascal (MPa) cinsinden elde edilmiştir. Kompozit rezin ile bağlanan gruplardan; Kontrol grubunda 4, UV grubunda 2, Kumlama + UV grubunda 1, Kumlama + Asit + UV grubunda 1 örnek ve rezin siman ile bağlanan gruplardan; Kontrol grubunda 2, UV grubunda 1, UV + Bond grubunda 1 adet örnek termal siklus sonrasında sağkalım gösterememiştir.

3.1.1. Kompozit Resin ile Bağlantı Dayanımı

İstatistiksel analiz sonucunda grupların varyans homojenliği “Levene testi” ile değerlendirilmiş ve veriler arasında homojenliğin sağlanamadığı izlenmiştir (Çizelge 3.1).

Çizelge 3. 1 Varyans homojenliği testi (Levene testi).

	Levene istatistik	df1	df2	<i>p</i>
Kompozit rezin bağlantı dayanımı	8,289	15	136	0,000

Verilerin gruplar arası istatistiksel olarak karşılaştırılması, gruplar arasında varyans homojenliği sağlanamadığı için ($p<0.00$) ‘non-parametrik Kruskal-Wallis’ testi ile araştırılmıştır (Çizelge 3.2).

Çizelge 3. 2 Non-parametrik Kruskal-Wallis testi

	Chi-Square	df	<i>p</i>
Kompozit rezin bağlantı dayanımı	138,635	15	0,000

Non-parametrik Kruskal-Wallis testi sonucunda gruplar arasında kompozit rezin bağlantı dayanımı açısından farklılık olduğu bulunmuştur ($p=0.000$).

Kompozit rezin ile bağlanan gruplar için tanımlayıcı istatistikler Çizelge 3.3’de gösterilmiştir. Ortanca değerler, ortalama bağlantı değerleri ve standart sapma göz önüne alındığında, kompozit rezin ile bağlanan gruplarda en yüksek bağlantı

dayanımı, Asit + Bond grubunda ($19,53 \pm 1,94$ MPa) bulunmakla beraber Kumlama + UV + Bond ($14,87 \pm 3,60$ MPa) ve Kumlama + Asit + UV + Bond ($14,84 \pm 2,91$ MPa) grupları ile arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark bulunamamıştır. En düşük bağlantı dayanımı ise Kontrol grubunda ($1,57 \pm 0,75$ MPa) görülüp Kumlama ($2,03 \pm 0,63$ MPa), UV ($1,93 \pm 0,53$ MPa), Kumlama + UV ($2 \pm 0,65$ MPa), Kumlama + Asit + UV ($2,09 \pm 0,67$ MPa) grupları ile arasında istatistiksel olarak anlamlı fark bulunamamıştır. Bond uygulanan tüm gruplarda bağlantı dayanımı artmıştır. Kumlama işlemi, Asit grubuna uygulandığında bağlantı dayanımını düşürürken ($p=0.001$) UV grubuna uygulandığında bağlantı dayanımını değiştirmemiştir ($p=1.000$).

Çizelge 3. 3 Kompozit rezin ile bağlanan grupların bağlantı dayanımı (MPa) tanımlayıcı istatistikleri

GRUPLAR	n	Ortanca (Minimum-maksimum)	Ortalama $\pm$ Standart deviasyon
Kontrol	6	1,14 ^(f) (0,41-2,62)	$1,57 \pm 0,75$
Kontrol + Bond	10	5,28 ^(c,d) (4,18-6,52)	$5,19 \pm 0,80$
Kumlama	10	1,63 ^(e,f) (1,06-3,34)	$2,03 \pm 0,63$
Kumlama + Bond	10	10,81 ^(b) (9,5-13,52)	$10,92 \pm 1,36$
Asit	10	7,63 ^(c) (6,18-8,58)	$7,51 \pm 0,91$
Asit + Bond	10	19,41 ^(a) (16,78-22,28)	$19,53 \pm 1,94$
UV	8	1,95 ^(e,f) (1,01-2,87)	$1,93 \pm 0,53$
UV + Bond	10	8,19 ^(b,c,d) (6,6-15,25)	$9,79 \pm 3,49$
Kumlama + Asit	10	4,76 ^(d) (2,97-6,23)	$4,68 \pm 1,07$
Kumlama + Asit + Bond	10	14,14 ^(b) (11,47-15,75)	$13,84 \pm 1,42$
Asit + UV	10	3,09 ^(d,e) (2,5-5,87)	$3,69 \pm 1,19$
Asit + UV + Bond	10	10,26 ^(b,c) (6,3-17,33)	$10,37 \pm 3,42$
Kumlama + UV	9	1,97 ^(e,f) (1,1-3,11)	$2,00 \pm 0,65$
Kumlama + UV + Bond	10	15,24 ^(a,b) (10,35-19,78)	$14,87 \pm 3,60$
Kumlama + Asit + UV	9	2,19 ^(e,f) (1,23-2,98)	$2,09 \pm 0,67$
Kumlama + Asit + UV + Bond	10	14,46 ^(a,b) (11,1-18,86)	$14,84 \pm 2,91$

Farklı üst harfler gruplar arasında istatistiksel farklılık olduğunu gösterir ($p<0,05$)

Hangi gruplar arasında farklılık olduğunu bulmak için Dunnet post-hoc testi kullanılarak gruplar karşılaştırılmıştır (Çizelge 3.4).

Çizelge 3. 4 Grupların bağlantı dayanımı değerlerinin Dunnet post-hoc testi

Gruplar	Gruplar	Ortalama Fark	Standart Hata	p	%95 Güven Aralığı	
					Minimum	Maksimum
KONTROL	KONTROL + BOND	-3,62225(*)	,39992	,000	-5,4444	-1,8001
	KUMLAMA	-,46246	,36875	1,000	-2,2282	1,3033
	KUMLAMA + BOND	-9,35499(*)	,53064	,000	-11,6614	-7,0486
	ASİT	-5,93863(*)	,42297	,000	-7,8245	-4,0528
	ASİT + BOND	-17,96513(*)	,68728	,000	-21,0127	-14,9176
	KUMLAMA + ASİT	-3,11280(*)	,45829	,001	-5,1198	-1,1058
	KUMLAMA + ASİT + BOND	-12,27250(*)	,54671	,000	-14,6510	-9,8940
	UV	-,35779	,36249	1,000	-2,1288	1,4132
	UV + BOND	-8,22045(*)	1,14886	,002	-13,5603	-2,8806
	ASİT + UV	-2,12560(*)	,48692	,049	-4,2449	-,0063
	ASİT + UV + BOND	-8,80154(*)	1,12684	,001	-14,0321	-3,5710
	KUMLAMA + UV	-,42964	,37723	1,000	-2,2134	1,3542
	KUMLAMA + UV + BOND	-13,29959(*)	1,18245	,000	-18,8060	-7,7932
	KUMLAMA + ASİT + UV	-,52159	,38139	,999	-2,3128	1,2696
	KUMLAMA + ASİT + UV + BOND	-13,26811(*)	,97130	,000	-17,7255	-8,8107
KONTROL + BOND	KONTROL	3,62225(*)	,39992	,000	1,8001	5,4444
	KUMLAMA	3,15980(*)	,32464	,000	1,7987	4,5209
	KUMLAMA + BOND	-5,73273(*)	,50099	,000	-7,8929	-3,5725
	ASİT	-2,31638(*)	,38512	,001	-3,9222	-,7105
	ASİT + BOND	-14,34288(*)	,66466	,000	-17,3250	-11,3608
	KUMLAMA + ASİT	,50945	,42360	1,000	-1,2737	2,2926
	KUMLAMA + ASİT + BOND	-8,65025(*)	,51798	,000	-10,8950	-6,4055
	UV	3,26447(*)	,31751	,000	1,9123	4,6167
	UV + BOND	-4,59820	1,13547	,119	-9,9289	,7325
	ASİT + UV	1,49665	,45443	,265	-,4345	3,4278
	ASİT + UV + BOND	-5,17929	1,11318	,053	-10,3999	,0413
	KUMLAMA + UV	3,19261(*)	,33424	,000	1,7875	4,5977
	KUMLAMA + UV + BOND	-9,67734(*)	1,16945	,001	-15,1758	-4,1788
	KUMLAMA + ASİT + UV	3,10066(*)	,33893	,000	1,6770	4,5243
	KUMLAMA + ASİT + UV + BOND	-9,64586(*)	,95543	,000	-14,0842	-5,2075
KUMLAMA	KONTROL	,46246	,36875	1,000	-1,3033	2,2282
	KONTROL + BOND	-3,15980(*)	,32464	,000	-4,5209	-1,7987
	KUMLAMA + BOND	-8,89253(*)	,47648	,000	-11,0023	-6,7828
	ASİT	-5,47617(*)	,35264	,000	-6,9701	-3,9822
	ASİT + BOND	-17,50267(*)	,64638	,000	-20,4668	-14,5386
	KUMLAMA + ASİT	-2,65034(*)	,39431	,001	-4,3484	-,9522
	KUMLAMA + ASİT + BOND	-11,81005(*)	,49431	,000	-14,0096	-9,6105
	UV	,10467	,27722	1,000	-1,0717	1,2810
	UV + BOND	-7,75799(*)	1,12487	,004	-13,0896	-2,4263
	ASİT + UV	-1,66314	,42725	,109	-3,5255	,1992
	ASİT + UV + BOND	-8,33908(*)	1,10237	,002	-13,5603	-3,1178
	KUMLAMA + UV	,03282	,29623	1,000	-1,2140	1,2797
	KUMLAMA + UV + BOND	-12,83714(*)	1,15916	,000	-18,3369	-7,3374
	KUMLAMA + ASİT + UV	-,05913	,30152	1,000	-1,3302	1,2119
	KUMLAMA + ASİT + UV + BOND	-12,80565(*)	,94281	,000	-17,2420	-8,3693
KUMLAMA + BOND	KONTROL	9,35499(*)	,53064	,000	7,0486	11,6614
	KONTROL + BOND	5,73273(*)	,50099	,000	3,5725	7,8929
	KUMLAMA	8,89253(*)	,47648	,000	6,7828	11,0023
	ASİT	3,41636(*)	,51958	,001	1,2066	5,6261
	ASİT + BOND	-8,61014(*)	,75061	,000	-11,7878	-5,4325
	KUMLAMA + ASİT	6,24219(*)	,54871	,000	3,9400	8,5444
	KUMLAMA + ASİT + BOND	-2,91752(*)	,62445	,018	-5,5155	-,3195

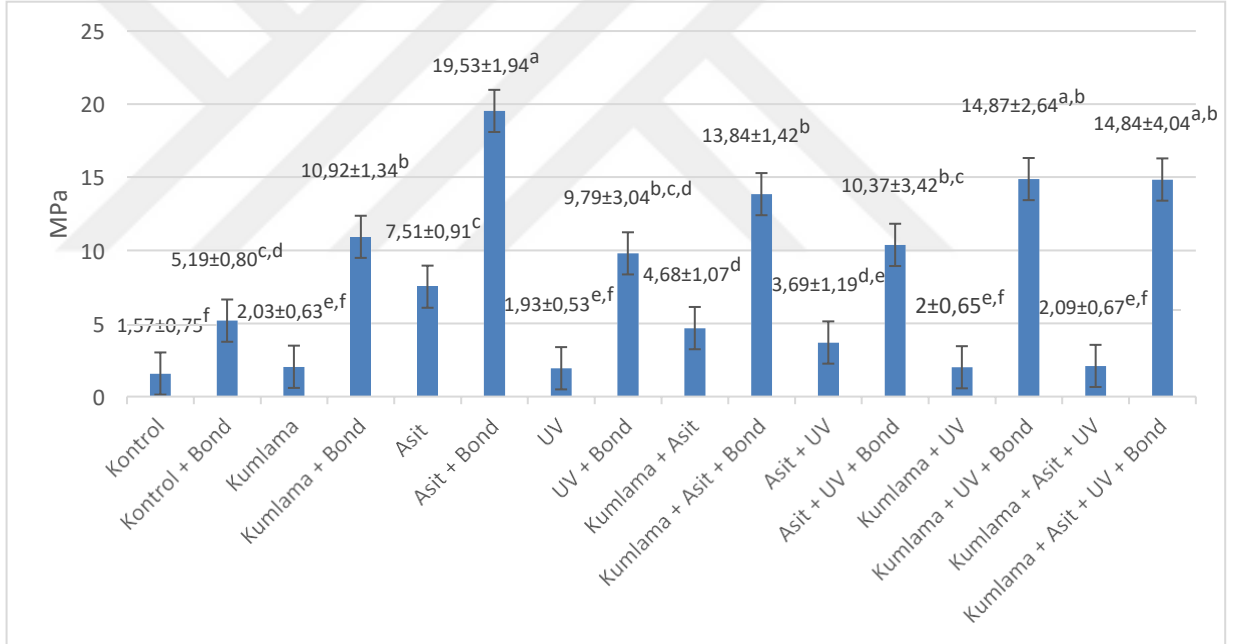
	UV	8,99720(*)	,47165	,000	6,8902	11,1042
	UV + BOND	1,13454	1,18783	1,000	-4,2276	6,4967
	ASİT + UV	7,22939(*)	,57284	,000	4,8400	9,6187
	ASİT + UV + BOND	,55345	1,16654	1,000	-4,7016	5,8085
	KUMLAMA + UV	8,92535(*)	,48307	,000	6,8007	11,0500
	KUMLAMA + UV + BOND	-3,94461	1,22035	,324	-9,4704	1,5812
	KUMLAMA + ASİT + UV	8,83340(*)	,48633	,000	6,7021	10,9647
	KUMLAMA + ASİT + UV + BOND	-3,91312	1,01710	,126	-8,4153	,5891
ASİT	KONTROL	5,93863(*)	,42297	,000	4,0528	7,8245
	KONTROL + BOND	2,31638(*)	,38512	,001	,7105	3,9222
	KUMLAMA	5,47617(*)	,35264	,000	3,9822	6,9701
	KUMLAMA + BOND	-3,41636(*)	,51958	,001	-5,6261	-1,2066
	ASİT + BOND	-12,02650(*)	,67877	,000	-15,0294	-9,0236
	KUMLAMA + ASİT	2,82583(*)	,44543	,001	,9661	4,6855
	KUMLAMA + ASİT + BOND	-6,33387(*)	,53597	,000	-8,6237	-4,0440
	UV	5,58084(*)	,34609	,000	4,0943	7,0673
	UV + BOND	-2,28182	1,14379	,932	-7,6137	3,0501
	ASİT + UV	3,81303(*)	,47484	,000	1,8176	5,8084
	ASİT + UV + BOND	-2,86291	1,12167	,680	-8,0849	2,3591
	KUMLAMA + UV	5,50899(*)	,36150	,000	3,9795	7,0385
	KUMLAMA + UV + BOND	-7,36097(*)	1,17753	,006	-12,8602	-1,8617
	KUMLAMA + ASİT + UV	5,41704(*)	,36584	,000	3,8723	6,9618
	KUMLAMA + ASİT + UV + BOND	-7,32948(*)	,96530	,001	-11,7723	-2,8867
ASİT + BOND	KONTROL	17,96513(*)	,68728	,000	14,9176	21,0127
	KONTROL + BOND	14,34288(*)	,66466	,000	11,3608	17,3250
	KUMLAMA	17,50267(*)	,64638	,000	14,5386	20,4668
	KUMLAMA + BOND	8,61014(*)	,75061	,000	5,4325	11,7878
	ASİT	12,02650(*)	,67877	,000	9,0236	15,0294
	KUMLAMA + ASİT	14,85233(*)	,70132	,000	11,8056	17,8991
	KUMLAMA + ASİT + BOND	5,69263(*)	,76205	,000	2,4791	8,9061
	UV	17,60734(*)	,64283	,000	14,6435	20,5711
	UV + BOND	9,74468(*)	1,26558	,000	4,2503	15,2390
	ASİT + UV	15,83953(*)	,72036	,000	12,7473	18,9318
	ASİT + UV + BOND	9,16359(*)	1,24563	,000	3,7688	14,5583
	KUMLAMA + UV	17,53549(*)	,65125	,000	14,5663	20,5046
	KUMLAMA + UV + BOND	4,66553	1,29616	,175	-,9817	10,3128
	KUMLAMA + ASİT + UV	17,44354(*)	,65367	,000	14,4721	20,4150
	KUMLAMA + ASİT + UV + BOND	4,69702	1,10691	,051	-,0129	9,4070
UV	KONTROL	,35779	,36249	1,000	-1,4132	2,1288
	KONTROL + BOND	-3,26447(*)	,31751	,000	-4,6167	-1,9123
	KUMLAMA	-,10467	,27722	1,000	-1,2810	1,0717
	KUMLAMA + BOND	-8,99720(*)	,47165	,000	-11,1042	-6,8902
	ASİT	-5,58084(*)	,34609	,000	-7,0673	-4,0943
	ASİT + BOND	-17,60734(*)	,64283	,000	-20,5711	-14,6435
	KUMLAMA + ASİT	-2,75501(*)	,38846	,001	-4,4476	-1,0624
	KUMLAMA + ASİT + BOND	-11,91472(*)	,48966	,000	-14,1119	-9,7175
	UV + BOND	-7,86266(*)	1,12283	,003	-13,1952	-2,5301
	ASİT + UV	-1,76781	,42186	,071	-3,6260	,0903
	ASİT + UV + BOND	-8,44375(*)	1,10029	,002	-13,6659	-3,2216
	KUMLAMA + UV	-,07185	,28841	1,000	-1,3098	1,1661
	KUMLAMA + UV + BOND	-12,94181(*)	1,15718	,000	-18,4424	-7,4412
	KUMLAMA + ASİT + UV	-,16380	,29383	1,000	-1,4262	1,0986
	KUMLAMA + ASİT + UV + BOND	-12,91032(*)	,94038	,000	-17,3474	-8,4732
UV + BOND	KONTROL	8,22045(*)	1,14886	,002	2,8806	13,5603
	KONTROL + BOND	4,59820	1,13547	,119	-,7325	9,9289
	KUMLAMA	7,75799(*)	1,12487	,004	2,4263	13,0896
	KUMLAMA + BOND	-1,13454	1,18783	1,000	-6,4967	4,2276

	ASİT	2,28182	1,14379	,932	-3,0501	7,6137
	ASİT + BOND	-9,74468(*)	1,26558	,000	-15,2390	-4,2503
	KUMLAMA + ASİT	5,10765	1,15731	,066	-,2294	10,4447
	KUMLAMA + ASİT + BOND	-4,05205	1,19509	,259	-9,4227	1,3186
	UV	7,86266(*)	1,12283	,003	2,5301	13,1952
	ASİT + UV	6,09485(*)	1,16895	,020	,7503	11,4394
	ASİT + UV + BOND	-,58109	1,54891	1,000	-7,0236	5,8615
	KUMLAMA + UV	7,79081(*)	1,12768	,003	2,4594	13,1222
	KUMLAMA + UV + BOND	-5,07914	1,58983	,296	-11,6924	1,5342
	KUMLAMA + ASİT + UV	7,69886(*)	1,12908	,004	2,3676	13,0301
	KUMLAMA + ASİT + UV + BOND	-5,04766	1,43972	,178	-11,0664	,9710
KUMLAMA + ASİT	KONTROL	3,11280(*)	,45829	,001	1,1058	5,1198
	KONTROL + BOND	-,50945	,42360	1,000	-2,2926	1,2737
	KUMLAMA	2,65034(*)	,39431	,001	,9522	4,3484
	KUMLAMA + BOND	-6,24219(*)	,54871	,000	-8,5444	-3,9400
	ASİT	-2,82583(*)	,44543	,001	-4,6855	-,9661
	ASİT + BOND	-14,85233(*)	,70132	,000	-17,8991	-11,8056
	KUMLAMA + ASİT + BOND	-9,15970(*)	,56426	,000	-11,5350	-6,7844
	UV	2,75501(*)	,38846	,001	1,0624	4,4476
	UV + BOND	-5,10765	1,15731	,066	-10,4447	,2294
	ASİT + UV	,98720	,50655	,967	-1,1233	3,0977
	ASİT + UV + BOND	-5,68874(*)	1,13546	,028	-10,9165	-,4609
	KUMLAMA + UV	2,68316(*)	,40225	,001	,9589	4,4074
	KUMLAMA + UV + BOND	-10,18679(*)	1,19067	,000	-15,6903	-4,6833
	KUMLAMA + ASİT + UV	2,59121(*)	,40616	,001	,8555	4,3270
	KUMLAMA + ASİT + UV + BOND	-10,15531(*)	,98129	,000	-14,6104	-5,7002
KUMLAMA + ASİT + BOND	KONTROL	12,27250(*)	,54671	,000	9,8940	14,6510
	KONTROL + BOND	8,65025(*)	,51798	,000	6,4055	10,8950
	KUMLAMA	11,81005(*)	,49431	,000	9,6105	14,0096
	KUMLAMA + BOND	2,91752(*)	,62445	,018	,3195	5,5155
	S ₁	6,33387(*)	,53597	,000	4,0440	8,6237
	ASİT + BOND	-5,69263(*)	,76205	,000	-8,9061	-2,4791
	KUMLAMA + ASİT	9,15970(*)	,56426	,000	6,7844	11,5350
	UV	11,91472(*)	,48966	,000	9,7175	14,1119
	UV + BOND	4,05205	1,19509	,259	-1,3186	9,4227
	ASİT + UV	10,14690(*)	,58775	,000	7,6902	12,6036
	ASİT + UV + BOND	3,47096	1,17393	,451	-1,7931	8,7351
	KUMLAMA + UV	11,84286(*)	,50067	,000	9,6301	14,0557
	KUMLAMA + UV + BOND	-1,02709	1,22742	1,000	-6,5606	4,5064
	KUMLAMA + ASİT + UV	11,75091(*)	,50381	,000	9,5322	13,9697
	KUMLAMA + ASİT + UV + BOND	-,99561	1,02557	1,000	-5,5124	3,5212
ASİT + UV	KONTROL	2,12560(*)	,48692	,049	,0063	4,2449
	KONTROL + BOND	-1,49665	,45443	,265	-3,4278	,4345
	KUMLAMA	1,66314	,42725	,109	-,1992	3,5255
	KUMLAMA + BOND	-7,22939(*)	,57284	,000	-9,6187	-4,8400
	ASİT	-3,81303(*)	,47484	,000	-5,8084	-1,8176
	ASİT + BOND	-15,83953(*)	,72036	,000	-18,9318	-12,7473
	KUMLAMA + ASİT	-,98720	,50655	,967	-3,0977	1,1233
	KUMLAMA + ASİT + BOND	-10,14690(*)	,58775	,000	-12,6036	-7,6902
	UV	1,76781	,42186	,071	-,0903	3,6260
	UV + BOND	-6,09485(*)	1,16895	,020	-11,4394	-,7503
	ASİT + UV + BOND	-6,67594(*)	1,14731	,008	-11,9119	-1,4399
	KUMLAMA + UV	1,69596	,43459	,105	-,1872	3,5791
	KUMLAMA + UV + BOND	-11,17399(*)	1,20198	,000	-16,6840	-5,6640
	KUMLAMA + ASİT + UV	1,60401	,43821	,154	-,2883	3,4963
	KUMLAMA + ASİT + UV + BOND	-11,14251(*)	,99499	,000	-15,6126	-6,6724
	KONTROL	8,80154(*)	1,12684	,001	3,5710	14,0321

ASİT + UV + BOND	KONTROL + BOND	5,17929	1,11318	,053	-,0413	10,3999
	KUMLAMA	8,33908(*)	1,10237	,002	3,1178	13,5603
	KUMLAMA + BOND	-,55345	1,16654	1,000	-5,8085	4,7016
	ASİT	2,86291	1,12167	,680	-2,3591	8,0849
	ASİT + BOND	-9,16359(*)	1,24563	,000	-14,5583	-3,7688
	KUMLAMA + ASİT	5,68874(*)	1,13546	,028	,4609	10,9165
	KUMLAMA + ASİT + BOND	-3,47096	1,17393	,451	-8,7351	1,7931
	UV	8,44375(*)	1,10029	,002	3,2216	13,6659
	UV + BOND	,58109	1,54891	1,000	-5,8615	7,0236
	ASİT + UV	6,67594(*)	1,14731	,008	1,4399	11,9119
	KUMLAMA + UV	8,37190(*)	1,10523	,002	3,1508	13,5930
	KUMLAMA + UV + BOND	-4,49806	1,57398	,486	-11,0472	2,0511
KUMLAMA + UV	KUMLAMA + ASİT + UV	8,27995(*)	1,10666	,002	3,0590	13,5009
	KUMLAMA + ASİT + UV + BOND	-4,46657	1,42220	,325	-10,4057	1,4725
	KONTROL	,42964	,37723	1,000	-1,3542	2,2134
	KONTROL + BOND	-3,19261(*)	,33424	,000	-4,5977	-1,7875
	KUMLAMA	-,03282	,29623	1,000	-1,2797	1,2140
	KUMLAMA + BOND	-8,92535(*)	,48307	,000	-11,0500	-6,8007
	ASİT	-5,50899(*)	,36150	,000	-7,0385	-3,9795
	ASİT + BOND	-17,53549(*)	,65125	,000	-20,5046	-14,5663
	KUMLAMA + ASİT	-2,68316(*)	,40225	,001	-4,4074	-,9589
	KUMLAMA + ASİT + BOND	-11,84286(*)	,50067	,000	-14,0557	-9,6301
	UV	,07185	,28841	1,000	-1,1661	1,3098
	UV + BOND	-7,79081(*)	1,12768	,003	-13,1222	-2,4594
	ASİT + UV	-1,69596	,43459	,105	-3,5791	,1872
	ASİT + UV + BOND	-8,37190(*)	1,10523	,002	-13,5930	-3,1508
	KUMLAMA + UV + BOND	-12,86996(*)	1,16188	,000	-18,3694	-7,3705
KUMLAMA + UV + BOND	KUMLAMA + ASİT + UV + BOND	-,09195	,31183	1,000	-1,4144	1,2305
	KUMLAMA + ASİT + UV + BOND	-12,83847(*)	,94615	,000	-17,2754	-8,4016
	KONTROL	13,29959(*)	1,18245	,000	7,7932	18,8060
	KONTROL + BOND	9,67734(*)	1,16945	,001	4,1788	15,1758
	KUMLAMA	12,83714(*)	1,15916	,000	7,3374	18,3369
	KUMLAMA + BOND	3,94461	1,22035	,324	-1,5812	9,4704
	ASİT	7,36097(*)	1,17753	,006	1,8617	12,8602
	ASİT + BOND	-4,66553	1,29616	,175	-10,3128	,9817
	KUMLAMA + ASİT	10,18679(*)	1,19067	,000	4,6833	15,6903
	KUMLAMA + ASİT + BOND	1,02709	1,22742	1,000	-4,5064	6,5606
	UV	12,94181(*)	1,15718	,000	7,4412	18,4424
	UV + BOND	5,07914	1,58983	,296	-1,5342	11,6924
	ASİT + UV	11,17399(*)	1,20198	,000	5,6640	16,6840
	ASİT + UV + BOND	4,49806	1,57398	,486	-2,0511	11,0472
	KUMLAMA + UV	12,86996(*)	1,16188	,000	7,3705	18,3694
KUMLAMA + ASİT + UV	KUMLAMA + ASİT + UV	12,77800(*)	1,16324	,000	7,2788	18,2772
	KUMLAMA + ASİT + UV + BOND	,03149	1,46666	1,000	-6,1110	6,1740
	KONTROL	,52159	,38139	,999	-1,2696	2,3128
	KONTROL + BOND	-3,10066(*)	,33893	,000	-4,5243	-1,6770
	KUMLAMA	,05913	,30152	1,000	-1,2119	1,3302
	KUMLAMA + BOND	-8,83340(*)	,48633	,000	-10,9647	-6,7021
	ASİT	-5,41704(*)	,36584	,000	-6,9618	-3,8723
	ASİT + BOND	-17,44354(*)	,65367	,000	-20,4150	-14,4721
	KUMLAMA + ASİT	-2,59121(*)	,40616	,001	-4,3270	-,8555
	KUMLAMA + ASİT + BOND	-11,75091(*)	,50381	,000	-13,9697	-9,5322
	UV	,16380	,29383	1,000	-1,0986	1,4262
	UV + BOND	-7,69886(*)	1,12908	,004	-13,0301	-2,3676
	ASİT + UV	-1,60401	,43821	,154	-3,4963	,2883
	ASİT + UV + BOND	-8,27995(*)	1,10666	,002	-13,5009	-3,0590
	KUMLAMA + UV	,09195	,31183	1,000	-1,2305	1,4144

	KUMLAMA + UV + BOND	-12,77800(*)	1,16324	,000	-18,2772	-7,2788
	KUMLAMA + ASİT + UV + BOND	-12,74652(*)	,94782	,000	-17,1836	-8,3094
KUMLAMA + ASİT + UV + BOND	KONTROL	13,26811(*)	,97130	,000	8,8107	17,7255
	KONTROL + BOND	9,64586(*)	,95543	,000	5,2075	14,0842
	KUMLAMA	12,80565(*)	,94281	,000	8,3693	17,2420
	KUMLAMA + BOND	3,91312	1,01710	,126	-,5891	8,4153
	ASİT	7,32948(*)	,96530	,001	2,8867	11,7723
	ASİT + BOND	-4,69702	1,10691	,051	-9,4070	,0129
	KUMLAMA + ASİT	10,15531(*)	,98129	,000	5,7002	14,6104
	KUMLAMA + ASİT + BOND	,99561	1,02557	1,000	-3,5212	5,5124
	UV	12,91032(*)	,94038	,000	8,4732	17,3474
	UV + BOND	5,04766	1,43972	,178	-,9710	11,0664
	ASİT + UV	11,14251(*)	,99499	,000	6,6724	15,6126
	ASİT + UV + BOND	4,46657	1,42220	,325	-1,4725	10,4057
	KUMLAMA + UV	12,83847(*)	,94615	,000	8,4016	17,2754
	KUMLAMA + UV + BOND	-,03149	1,46666	1,000	-6,1740	6,1110
	KUMLAMA + ASİT + UV	12,74652(*)	,94782	,000	8,3094	17,1836

Grupların kırılma dayanım değerleri ortalamaları ve standart deviasyonları sütun grafik ile verilmiştir (Şekil 3.1).



Şekil 3. 1 Grupların bağlantı dayanımı ortalama ve standart deviasyon değerleri (MPa)

Makaslama bağlantı dayanımı testinin ardından tüm yüzey işlem gruplarında belirlenen kırılma tipleri ve dağılımı Çizelge 3.5’de gösterilmiştir.

Çizelge 3. 5 Örneklerin kırılma tipleri

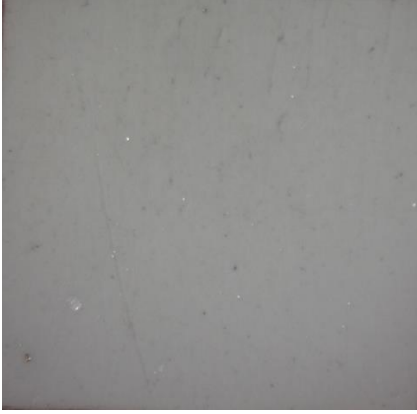
Yüzey işlemi	Adeziv n (%)	Koheziv n (%)	Karışık n (%)
Kontrol	10 (%100)		
Kontrol + Bond	4 (%40)		6 (%60)
Kumlama	10 (%100)		
Kumlama + Bond			10 (%100)
Asit	1 (%10)		9 (%90)
Asit + Bond		3 (%30)	7 (%70)
UV	8 (%80)		2 (%20)
UV + Bond	2 (%20)		8 (%80)
Kumlama + Asit	10 (%100)		
Kumlama + Asit + Bond			10 (%100)
Asit + UV	10 (%100)		
Asit + UV + Bond		4 (%40)	6 (%60)
Kumlama + UV	10 (%100)		
Kumlama + UV + Bond		3 (%30)	7 (%70)
Kumlama + Asit + UV	10 (%100)		
Kumlama + Asit + UV + Bond		4 (%40)	6 (%60)

Tüm yüzey işlem gruplarına ait kırılma tiplerinin birer adet stereomikroskop görüntüsü Şekil 3.2 – 3.15 ‘de gösterilmiştir.

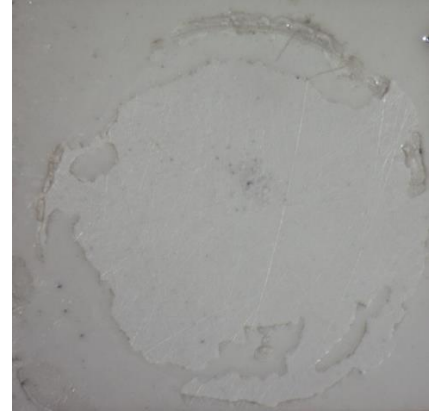


Şekil 3. 2 Kontrol grubu adeziv kırılma tipini gösteren stereomikroskop görüntüsü

(a)



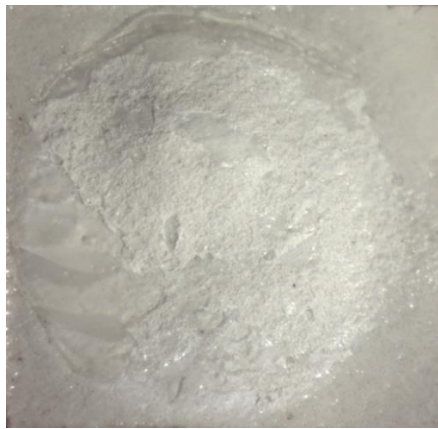
(b)



Şekil 3. 3 Kontrol + Bond grubu kırılma tiplerini gösteren stereomikroskop görüntüleri: (a) adeziv kırılma tipi, (b) karışık kırılma tipi

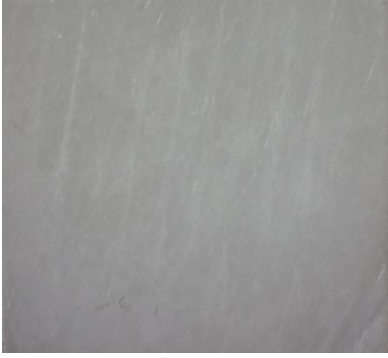


Şekil 3. 4 Kumlama grubu adeziv kırılma tipini gösteren stereomikroskop görüntüsü

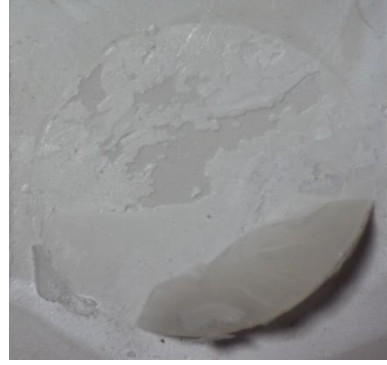


Şekil 3. 5 Kumlama + Bond grubu karışık kırılma tipini gösteren stereomikroskop görüntüsü

(a)

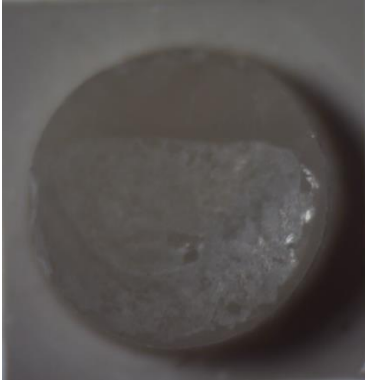


(b)



Şekil 3. 6 Asit grubu kırılma tiplerini gösteren stereomikroskop görüntüleri: (a) adeziv kırılma tipi, (b) karışık kırılma tipi

(a)



(b)



Şekil 3. 7 Asit + Bond grubu kırılma tiplerini gösteren stereomikroskop görüntüleri: (a) koheziv kırılma tipi, (b) karışık kırılma tipi

(a)



(b)

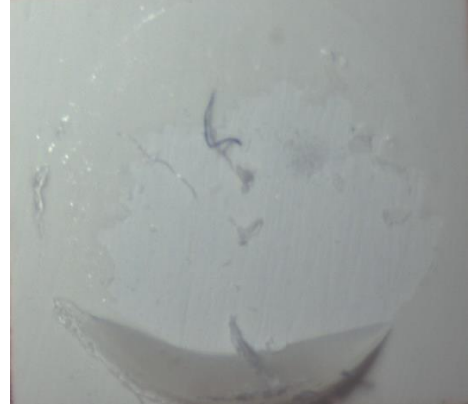


Şekil 3. 8 UV grubu kırılma tiplerini gösteren stereomikroskop görüntüleri: (a) karışık kırılma tipi, (b) adeziv kırılma tipi

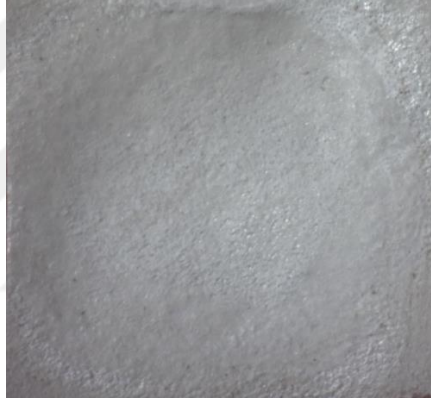
(a)



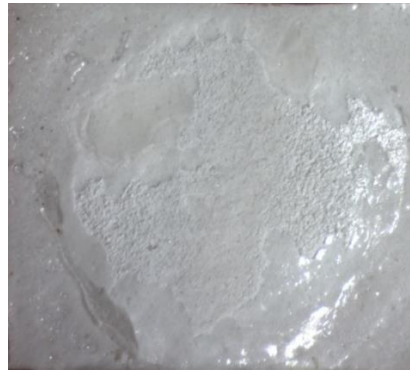
(b)



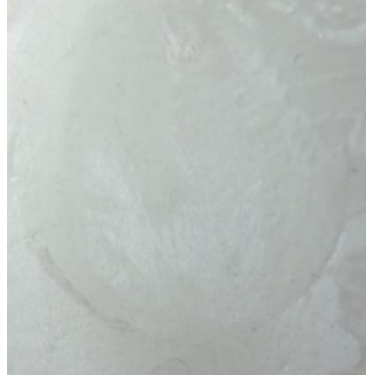
Şekil 3. 9 UV + Bond grubu kırılma tiplerini gösteren stereomikroskop görüntüleri:
(a) adeziv kırılma tipi, (b) karışık kırılma tipi



Şekil 3. 10 Kumlama + Asit grubu adeziv kırılma tipini gösteren stereomikroskop görüntüsü

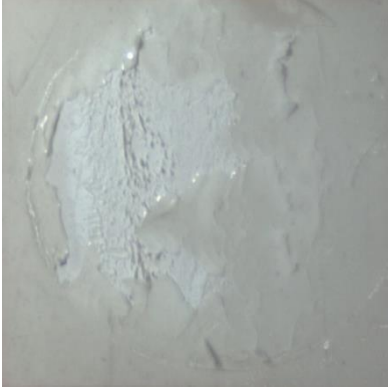


Şekil 3. 11 Kumlama + Asit + Bond grubu karışık kırılma tipini gösteren stereomikroskop görüntüsü



Şekil 3. 12 Asit + UV grubu adeziv kırılma tipini gösteren stereomikroskop görüntüsü

(a)



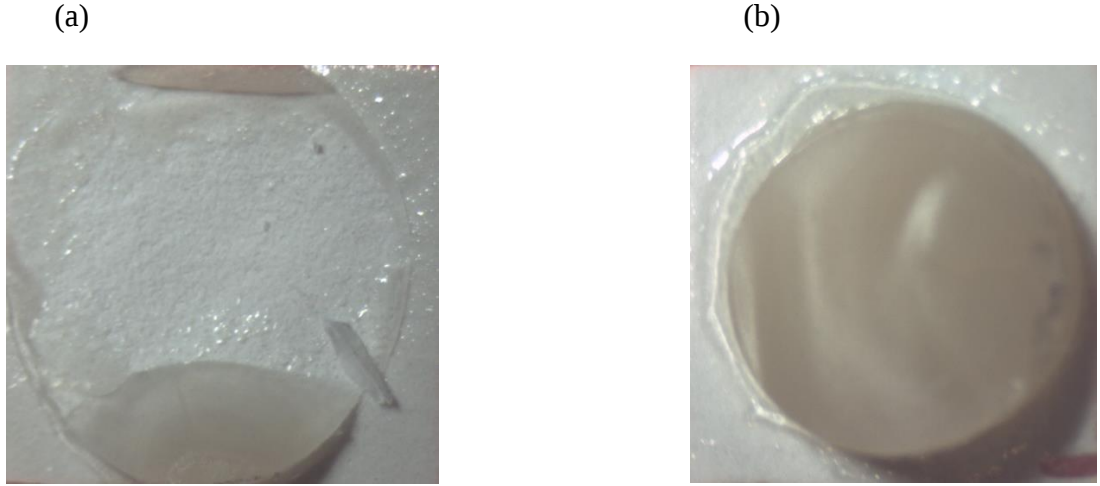
(b)



Şekil 3. 13 Asit + UV + Bond grubu kırılma tiplerini gösteren stereomikroskop görüntüleri: (a) karışık kırılma tipi, (b) koheziv kırılma tipi



Şekil 3. 14 Kumlama + UV grubu adeziv kırılma tipini gösteren stereomikroskop görüntüsü



Şekil 3. 15 Kumlama + UV + Bond grubu kırılma tiplerini gösteren stereomikroskop görüntüleri: (a) karışık kırılma tipi, (b) koheziv kırılma tipi

3.1.2. Rezin Siman ile Bağlantı Dayanımı

İstatistiksel analiz sonucunda grupların varyans homojenliği “Levene testi” ile değerlendirilmiş ve veriler arasında homojenliğin sağlanamadığı izlenmiştir (Çizelge 3.6).

Çizelge 3. 6 Varyans homojenliği testi (Levene testi).

	Levene istatistik	df1	df2	<i>p</i>
Rezin siman bağlantı dayanımı	9,213	15	140	0,000

Verilerin gruplar arası istatistiksel olarak karşılaştırılması, gruplar arasında varyans homojenliği sağlanamadığı için ($p < 0.00$) ‘non-parametrik Kruskal-Wallis’ testi ile araştırılmıştır (Çizelge 3.7).

Çizelge 3. 7 Non-parametrik Kruskal-Wallis testi

	Chi-Square	df	<i>p</i>
Rezin siman bağlantı dayanımı	135,690	15	0,000

Non-parametrik Kruskal-Wallis testi sonucunda gruplar arasında rezin siman bağlantı dayanımı açısından farklılık olduğu bulunmuştur ($p = 0.000$).

Rezin siman ile bağlanan gruplar için tanımlayıcı istatistikler Çizelge 3.8’de gösterilmiştir. Ortanca değerler, ortalama bağlantı değerleri ve standart sapma değerleri göz önüne alındığında, rezin siman ile bağlanan gruplarda en yüksek bağlantı dayanımı değeri Kumlama + Asit + Bond grubunda ($14,67 \pm 1,68$ MPa) bulunmuş ve Asit + Bond ($12,22 \pm 1,56$ MPa), UV + Bond ($13,31 \pm 2,19$ MPa) ve Kumlama + Asit + UV + Bond ($11,20 \pm 3,49$ MPa) grupları ile arasında anlamlı bir fark bulunamamıştır. En düşük bağlantı dayanımı ise Kontrol grubunda ($0,26 \pm 0,21$ MPa) bulunmuştur. Bond uygulaması tüm gruplarda bağlantı dayanımını artırmıştır.

Çizelge 3. 8 Rezin siman ile bağlanan grupların bağlantı dayanımı (MPa) tanımlayıcı istatistikleri

GRUPLAR	n	Ortanca (Minimum-maksimum)	Ortalama $\pm$ Standart deviasyon
Kontrol	8	,17 ^(f) (0,05-0,7)	0,26 $\pm$ 0,21
Kontrol + Bond	10	6,73 ^(c,d) (4,29-7,81)	6,30 $\pm$ 1,14
Kumlama	10	2,91 ^(e) (2,08-5,27)	3,16 $\pm$ 1,06
Kumlama + Bond	10	10,74 ^(b) (9,95-13,14)	11,10 $\pm$ 1,09
Asit	10	6,13 ^(c,d) (4,93-7,42)	6,02 $\pm$ 0,85
Asit + Bond	10	12,27 ^(a,b) (10,42-13,9)	12,22 $\pm$ 1,56
UV	10	1,90 ^(e) (1,29-3,31)	2,16 $\pm$ 0,69
UV + Bond	10	13,89 ^(a,b) (10,87-16,66)	13,31 $\pm$ 2,19
Kumlama + Asit	9	8,22 ^(c) (6,21-9,84)	8,37 $\pm$ 1,11
Kumlama + Asit + Bond	9	15,08 ^(a) (11,63-16,7)	14,67 $\pm$ 1,68
Asit + UV	10	3,5 ^(e) (2,54-5,83)	3,68 $\pm$ 0,88
Asit + UV + Bond	10	9,15 ^(b,c) (5,92-14,16)	10,09 $\pm$ 2,81
Kumlama + UV	10	3,96 ^(d,e) (2,41-6,85)	4,07 $\pm$ 1,40
Kumlama + UV + Bond	10	8,04 ^(c) (5,34-11,89)	8,24 $\pm$ 1,74
Kumlama + Asit + UV	10	7,63 ^(c) (5,52-11,54)	7,84 $\pm$ 2,06
Kumlama + Asit + UV + Bond	10	11,92 ^(a,b,c) (6,12-15,38)	11,20 $\pm$ 3,49

Farklı üst harfler gruplar arasında istatistiksel farklılık olduğunu gösterir ($p < 0,05$)

Hangi gruplar arasında farklılık olduğunu bulmak için Dunnet post-hoc testi kullanılarak gruplar karşılaştırılmıştır (Çizelge 3.9). Bazı grupların bağlantı dayanımı ortalamalarının istatistiksel olarak birbirinden farklılık gösterdiği bulunmuştur ($p < 0,05$).

Çizelge 3. 9 Grupların bağlantı dayanımı değerlerinin Dunnet post-hoc testi

Gruplar	Gruplar	Ortalama Fark	Standart Hata	p	%95 Güven Aralığı	
					Minimum	Maksimum
KONTROL	KONTROL + BOND	-6,04160(*)	,37098	,000	-7,7912	-4,2920
	KUMLAMA	-2,90374(*)	,34618	,001	-4,5312	-1,2763
	KUMLAMA + BOND	-10,84148(*)	,35330	,000	-12,5040	-9,1790
	ASİT	-5,76520(*)	,28195	,000	-7,0746	-4,4558
	ASİT + BOND	-11,96889(*)	,50032	,000	-14,3524	-9,5854
	KUMLAMA + ASİT	-8,11499(*)	,36188	,000	-9,8198	-6,4102
	KUMLAMA + ASİT + BOND	-14,41184(*)	,53788	,000	-16,9786	-11,8451
	UV	-1,90221(*)	,24496	,001	-3,0612	-,7432
	UV + BOND	-13,05853(*)	,73708	,000	-16,7197	-9,3973
	ASİT + UV	-3,42251(*)	,28868	,000	-4,7653	-2,0797
	ASİT + UV + BOND	-9,83431(*)	,89212	,000	-14,1216	-5,5470
	KUMLAMA + UV	-3,81178(*)	,45080	,001	-5,9532	-1,6704
	KUMLAMA + UV + BOND	-7,98661(*)	,55855	,000	-10,6541	-5,3191
	KUMLAMA + ASİT + UV	-7,58333(*)	,65739	,000	-10,7318	-4,4349
	KUMLAMA + ASİT + UV + BOND	-10,94529(*)	1,10861	,000	-16,2807	-5,6099
KONTROL + BOND	KONTROL	6,04160(*)	,37098	,000	4,2920	7,7912
	KUMLAMA	3,13787(*)	,49596	,001	1,0734	5,2023
	KUMLAMA + BOND	-4,79988(*)	,50095	,000	-6,8842	-2,7155
	ASİT	,27640	,45346	1,000	-1,6331	2,1859
	ASİT + BOND	-5,92728(*)	,61356	,000	-8,5148	-3,3398
	KUMLAMA + ASİT	-2,07338	,50704	,058	-4,1824	,0357
	KUMLAMA + ASİT + BOND	-8,37024(*)	,64455	,000	-11,1067	-5,6338
	UV	4,13939(*)	,43144	,000	2,2903	5,9885
	UV + BOND	-7,01692(*)	,81818	,000	-10,7033	-3,3306
	ASİT + UV	2,61910(*)	,45767	,003	,6957	4,5425
	ASİT + UV + BOND	-3,79271	,96021	,115	-8,1070	,5216
	KUMLAMA + UV	2,22982	,57389	,089	-,1718	4,6315
	KUMLAMA + UV + BOND	-1,94501	,66189	,445	-4,7659	,8759
	KUMLAMA + ASİT + UV	-1,54172	,74719	,927	-4,7847	1,7013
	KUMLAMA + ASİT + UV + BOND	-4,90369	1,16411	,086	-10,2423	,4349
KUMLAMA	KONTROL	2,90374(*)	,34618	,001	1,2763	4,5312
	KONTROL + BOND	-3,13787(*)	,49596	,001	-5,2023	-1,0734
	KUMLAMA + BOND	-7,93774(*)	,48287	,000	-9,9462	-5,9293
	ASİT	-2,86146(*)	,43341	,000	-4,6770	-1,0459
	ASİT + BOND	-9,06515(*)	,59889	,000	-11,6074	-6,5229
	KUMLAMA + ASİT	-5,21125(*)	,48919	,000	-7,2465	-3,1760
	KUMLAMA + ASİT + BOND	-11,50811(*)	,63060	,000	-14,2052	-8,8110
	UV	1,00152	,41031	,755	-,7455	2,7486
	UV + BOND	-10,15479(*)	,80724	,000	-13,8263	-6,4833
	ASİT + UV	-,51877	,43782	1,000	-2,3500	1,3124
	ASİT + UV + BOND	-6,93058(*)	,95091	,001	-11,2343	-2,6269
	KUMLAMA + UV	-,90804	,55818	,997	-3,2555	1,4394
	KUMLAMA + UV + BOND	-5,08288(*)	,64832	,000	-7,8673	-2,2984
	KUMLAMA + ASİT + UV	-4,67959(*)	,73519	,002	-7,8973	-1,4619
	KUMLAMA + ASİT + UV + BOND	-8,04156(*)	1,15645	,002	-13,3755	-2,7076
KUMLAMA + BOND	KONTROL	10,84148(*)	,35330	,000	9,1790	12,5040
	KONTROL + BOND	4,79988(*)	,50095	,000	2,7155	6,8842
	KUMLAMA	7,93774(*)	,48287	,000	5,9293	9,9462
	ASİT	5,07628(*)	,43911	,000	3,2342	6,9183
	ASİT + BOND	-1,12741	,60303	,978	-3,6820	1,4272
	KUMLAMA + ASİT	2,72649(*)	,49425	,003	,6706	4,7824
	KUMLAMA + ASİT + BOND	-3,57037(*)	,63454	,004	-6,2782	-,8625

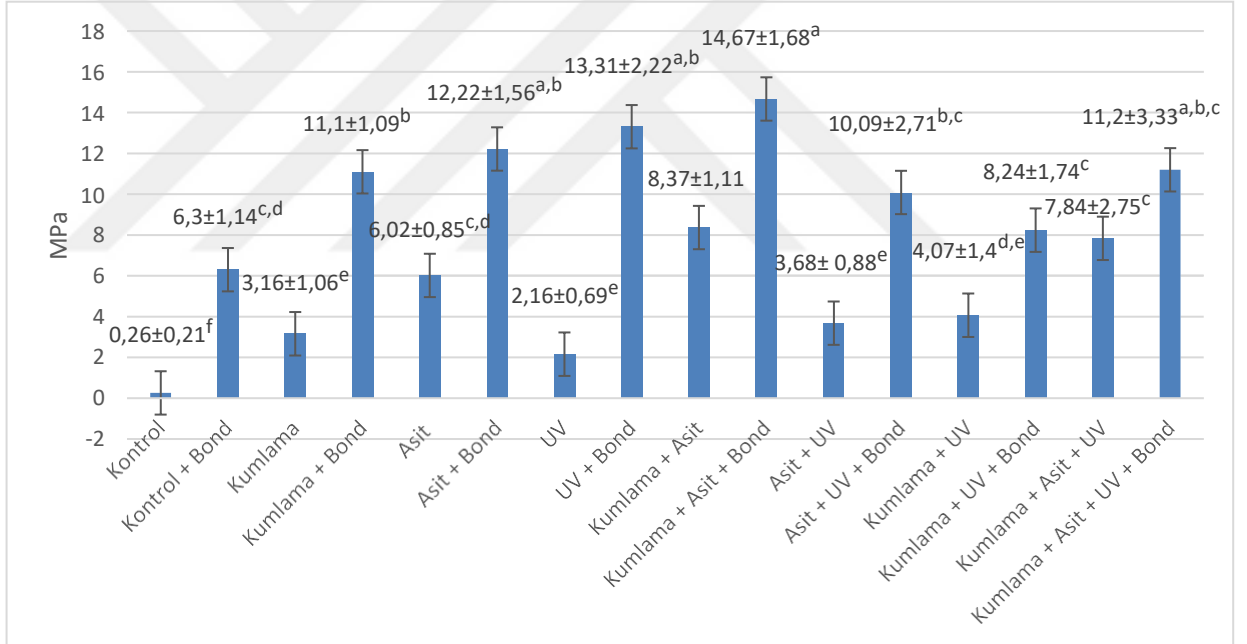
	UV	8,93927(*)	,41633	,000	7,1633	10,7152
	UV + BOND	-2,21705	,81031	,576	-5,8924	1,4583
	ASİT + UV	7,41897(*)	,44346	,000	5,5618	9,2762
	ASİT + UV + BOND	1,00717	,95352	1,000	-3,2993	5,3137
	KUMLAMA + UV	7,02970(*)	,56262	,000	4,6673	9,3921
	KUMLAMA + UV + BOND	2,85487(*)	,65215	,042	,0605	5,6493
	KUMLAMA + ASİT + UV	3,25815(*)	,73857	,046	,0336	6,4827
ASİT	KUMLAMA + ASİT + UV + BOND	-,10381	1,15860	1,000	-5,4390	5,2313
	KONTROL	5,76520(*)	,28195	,000	4,4558	7,0746
	KONTROL + BOND	-,27640	,45346	1,000	-2,1859	1,6331
	KUMLAMA	2,86146(*)	,43341	,000	1,0459	4,6770
	KUMLAMA + BOND	-5,07628(*)	,43911	,000	-6,9183	-3,2342
	ASİT + BOND	-6,20369(*)	,56420	,000	-8,6560	-3,7513
	KUMLAMA + ASİT	-2,34979(*)	,44605	,006	-4,2243	-,4753
	KUMLAMA + ASİT + BOND	-8,64664(*)	,59776	,000	-11,2672	-6,0261
	UV	3,86299(*)	,35778	,000	2,3591	5,3668
	UV + BOND	-7,29333(*)	,78185	,000	-10,9424	-3,6443
	ASİT + UV	2,34269(*)	,38902	,001	,7245	3,9608
	ASİT + UV + BOND	-4,06911	,92945	,070	-8,3560	,2178
	KUMLAMA + UV	1,95342	,52079	,130	-,2830	4,1899
	KUMLAMA + UV + BOND	-2,22141	,61642	,180	-4,9358	,4929
	KUMLAMA + ASİT + UV	-1,81813	,70722	,672	-4,9898	1,3536
	KUMLAMA + ASİT + UV + BOND	-5,18009	1,13887	,060	-10,5083	,1481
ASİT + BOND	KONTROL	11,96889(*)	,50032	,000	9,5854	14,3524
	KONTROL + BOND	5,92728(*)	,61356	,000	3,3398	8,5148
	KUMLAMA	9,06515(*)	,59889	,000	6,5229	11,6074
	KUMLAMA + BOND	1,12741	,60303	,978	-1,4272	3,6820
	ASİT	6,20369(*)	,56420	,000	3,7513	8,6560
	KUMLAMA + ASİT	3,85390(*)	,60810	,001	1,2837	6,4241
	KUMLAMA + ASİT + BOND	-2,44296	,72673	,225	-5,4681	,5822
	UV	10,06667(*)	,54665	,000	7,6453	12,4881
	UV + BOND	-1,08964	,88437	1,000	-4,9165	2,7372
	ASİT + UV	8,54638(*)	,56759	,000	6,0865	11,0063
	ASİT + UV + BOND	2,13457	1,01720	,916	-2,2801	6,5493
	KUMLAMA + UV	8,15711(*)	,66487	,000	5,3870	10,9273
	KUMLAMA + UV + BOND	3,98227(*)	,74216	,004	,8895	7,0750
	KUMLAMA + ASİT + UV	4,38556(*)	,81913	,005	,9397	7,8314
	KUMLAMA + ASİT + UV + BOND	1,02359	1,21155	1,000	-4,3676	6,4148
UV	KONTROL	1,90221(*)	,24496	,001	,7432	3,0612
	KONTROL + BOND	-4,13939(*)	,43144	,000	-5,9885	-2,2903
	KUMLAMA	-1,00152	,41031	,755	-2,7486	,7455
	KUMLAMA + BOND	-8,93927(*)	,41633	,000	-10,7152	-7,1633
	ASİT	-3,86299(*)	,35778	,000	-5,3668	-2,3591
	ASİT + BOND	-10,06667(*)	,54665	,000	-12,4881	-7,6453
	KUMLAMA + ASİT	-6,21277(*)	,42364	,000	-8,0240	-4,4015
	KUMLAMA + ASİT + BOND	-12,50963(*)	,58123	,000	-15,1047	-9,9146
	UV + BOND	-11,15631(*)	,76928	,000	-14,8025	-7,5102
	ASİT + UV	-1,52029	,36311	,052	-3,0478	,0072
	ASİT + UV + BOND	-7,93210(*)	,91891	,000	-12,2156	-3,6486
	KUMLAMA + UV	-1,90957	,50173	,129	-4,1060	,2868
	KUMLAMA + UV + BOND	-6,08440(*)	,60041	,000	-8,7759	-3,3929
	KUMLAMA + ASİT + UV	-5,68111(*)	,69330	,000	-8,8392	-2,5230
	KUMLAMA + ASİT + UV + BOND	-9,04308(*)	1,13028	,001	-14,3713	-3,7149
UV + BOND	KONTROL	13,05853(*)	,73708	,000	9,3973	16,7197
	KONTROL + BOND	7,01692(*)	,81818	,000	3,3306	10,7033
	KUMLAMA	10,15479(*)	,80724	,000	6,4833	13,8263
	KUMLAMA + BOND	2,21705	,81031	,576	-1,4583	5,8924

	ASİT	7,29333(*)	,78185	,000	3,6443	10,9424
	ASİT + BOND	1,08964	,88437	1,000	-2,7372	4,9165
	KUMLAMA + ASİT	4,94354(*)	,81409	,005	1,2631	8,6240
	KUMLAMA + ASİT + BOND	-1,35332	,90615	,999	-5,2415	2,5348
	UV	11,15631(*)	,76928	,000	7,5102	14,8025
	ASİT + UV	9,63602(*)	,78430	,000	5,9856	13,2865
	ASİT + UV + BOND	3,22421	1,15224	,527	-1,6257	8,0741
	KUMLAMA + UV	9,24675(*)	,85733	,000	5,4866	13,0069
	KUMLAMA + UV + BOND	5,07191(*)	,91857	,005	1,1462	8,9977
	KUMLAMA + ASİT + UV	5,47520(*)	,98181	,004	1,3338	9,6166
	KUMLAMA + ASİT + UV + BOND	2,11324	1,32696	,998	-3,5564	7,7829
KUMLAMA + ASİT	KONTROL	8,11499(*)	,36188	,000	6,4102	9,8198
	KONTROL + BOND	2,07338	,50704	,058	-,0357	4,1824
	KUMLAMA	5,21125(*)	,48919	,000	3,1760	7,2465
	KUMLAMA + BOND	-2,72649(*)	,49425	,003	-4,7824	-,6706
	ASİT	2,34979(*)	,44605	,006	,4753	4,2243
	ASİT + BOND	-3,85390(*)	,60810	,001	-6,4241	-1,2837
	KUMLAMA + ASİT + BOND	-6,29686(*)	,63936	,000	-9,0183	-3,5754
	UV	6,21277(*)	,42364	,000	4,4015	8,0240
	UV + BOND	-4,94354(*)	,81409	,005	-8,6240	-1,2631
	ASİT + UV	4,69248(*)	,45033	,000	2,8034	6,5815
	ASİT + UV + BOND	-1,71933	,95673	,979	-6,0295	2,5908
	KUMLAMA + UV	4,30321(*)	,56805	,000	1,9222	6,6843
	KUMLAMA + UV + BOND	,12837	,65684	1,000	-2,6786	2,9353
	KUMLAMA + ASİT + UV	,53166	,74271	1,000	-2,7016	3,7649
	KUMLAMA + ASİT + UV + BOND	-2,83031	1,16124	,745	-8,1670	2,5064
KUMLAMA + ASİT + BOND	KONTROL	14,41184(*)	,53788	,000	11,8451	16,9786
	KONTROL + BOND	8,37024(*)	,64455	,000	5,6338	11,1067
	KUMLAMA	11,50811(*)	,63060	,000	8,8110	14,2052
	KUMLAMA + BOND	3,57037(*)	,63454	,004	,8625	6,2782
	S ₁	8,64664(*)	,59776	,000	6,0261	11,2672
	ASİT + BOND	2,44296	,72673	,225	-,5822	5,4681
	KUMLAMA + ASİT	6,29686(*)	,63936	,000	3,5754	9,0183
	UV	12,50963(*)	,58123	,000	9,9146	15,1047
	UV + BOND	1,35332	,90615	,999	-2,5348	5,2415
	ASİT + UV	10,98934(*)	,60096	,000	8,3625	13,6162
	ASİT + UV + BOND	4,57753(*)	1,03619	,041	,1180	9,0371
	KUMLAMA + UV	10,60007(*)	,69357	,000	7,7010	13,4991
	KUMLAMA + UV + BOND	6,42523(*)	,76798	,000	3,2304	9,6201
	KUMLAMA + ASİT + UV	6,82852(*)	,84260	,000	3,3020	10,3551
	KUMLAMA + ASİT + UV + BOND	3,46655	1,22753	,521	-1,9506	8,8837
ASİT + UV	KONTROL	3,42251(*)	,28868	,000	2,0797	4,7653
	KONTROL + BOND	-2,61910(*)	,45767	,003	-4,5425	-,6957
	KUMLAMA	,51877	,43782	1,000	-1,3124	2,3500
	KUMLAMA + BOND	-7,41897(*)	,44346	,000	-9,2762	-5,5618
	ASİT	-2,34269(*)	,38902	,001	-3,9608	-,7245
	ASİT + BOND	-8,54638(*)	,56759	,000	-11,0063	-6,0865
	KUMLAMA + ASİT	-4,69248(*)	,45033	,000	-6,5815	-2,8034
	KUMLAMA + ASİT + BOND	-10,98934(*)	,60096	,000	-13,6162	-8,3625
	UV	1,52029	,36311	,052	-,0072	3,0478
	UV + BOND	-9,63602(*)	,78430	,000	-13,2865	-5,9856
	ASİT + UV + BOND	-6,41181(*)	,93151	,002	-10,6998	-2,1238
	KUMLAMA + UV	-,38927	,52446	1,000	-2,6353	1,8567
	KUMLAMA + UV + BOND	-4,56410(*)	,61953	,000	-7,2842	-1,8440
	KUMLAMA + ASİT + UV	-4,16082(*)	,70993	,006	-7,3361	-,9855
	KUMLAMA + ASİT + UV + BOND	-7,52278(*)	1,14055	,004	-12,8512	-2,1944
	KONTROL	9,83431(*)	,89212	,000	5,5470	14,1216

ASİT + UV + BOND	KONTROL + BOND	3,79271	,96021	,115	-,5216	8,1070
	KUMLAMA	6,93058(*)	,95091	,001	2,6269	11,2343
	KUMLAMA + BOND	-1,00717	,95352	1,000	-5,3137	3,2993
	ASİT	4,06911	,92945	,070	-,2178	8,3560
	ASİT + BOND	-2,13457	1,01720	,916	-6,5493	2,2801
	KUMLAMA + ASİT	1,71933	,95673	,979	-2,5908	6,0295
	KUMLAMA + ASİT + BOND	-4,57753(*)	1,03619	,041	-9,0371	-,1180
	UV	7,93210(*)	,91891	,000	3,6486	12,2156
	UV + BOND	-3,22421	1,15224	,527	-8,0741	1,6257
	ASİT + UV	6,41181(*)	,93151	,002	2,1238	10,6998
	KUMLAMA + UV	6,02254(*)	,99378	,003	1,6558	10,3892
	KUMLAMA + UV + BOND	1,84770	1,04707	,988	-2,6397	6,3351
KUMLAMA + UV	KUMLAMA + ASİT + UV	2,25099	1,10297	,942	-2,4003	6,9022
	KUMLAMA + ASİT + UV + BOND	-1,11098	1,41894	1,000	-7,0551	4,8331
	KONTROL	3,81178(*)	,45080	,001	1,6704	5,9532
	KONTROL + BOND	-2,22982	,57389	,089	-4,6315	,1718
	KUMLAMA	,90804	,55818	,997	-1,4394	3,2555
	KUMLAMA + BOND	-7,02970(*)	,56262	,000	-9,3921	-4,6673
	ASİT	-1,95342	,52079	,130	-4,1899	,2830
	ASİT + BOND	-8,15711(*)	,66487	,000	-10,9273	-5,3870
	KUMLAMA + ASİT	-4,30321(*)	,56805	,000	-6,6843	-1,9222
	KUMLAMA + ASİT + BOND	-10,60007(*)	,69357	,000	-13,4991	-7,7010
	UV	1,90957	,50173	,129	-,2868	4,1060
	UV + BOND	-9,24675(*)	,85733	,000	-13,0069	-5,4866
KUMLAMA + UV + BOND	ASİT + UV	,38927	,52446	1,000	-1,8567	2,6353
	ASİT + UV + BOND	-6,02254(*)	,99378	,003	-10,3892	-1,6558
	KUMLAMA + UV + BOND	-4,17483(*)	,70972	,002	-7,1481	-1,2016
	KUMLAMA + ASİT + UV	-3,77155(*)	,78986	,019	-7,1257	-,4174
	KUMLAMA + ASİT + UV + BOND	-7,13351(*)	1,19195	,005	-12,4982	-1,7688
	KONTROL	7,98661(*)	,55855	,000	5,3191	10,6541
	KONTROL + BOND	1,94501	,66189	,445	-,8759	4,7659
	KUMLAMA	5,08288(*)	,64832	,000	2,2984	7,8673
	KUMLAMA + BOND	-2,85487(*)	,65215	,042	-5,6493	-,0605
	ASİT	2,22141	,61642	,180	-,4929	4,9358
	ASİT + BOND	-3,98227(*)	,74216	,004	-7,0750	-,8895
	KUMLAMA + ASİT	-,12837	,65684	1,000	-2,9353	2,6786
KUMLAMA + ASİT + UV	KUMLAMA + ASİT + BOND	-6,42523(*)	,76798	,000	-9,6201	-3,2304
	UV	6,08440(*)	,60041	,000	3,3929	8,7759
	UV + BOND	-5,07191(*)	,91857	,005	-8,9977	-1,1462
	ASİT + UV	4,56410(*)	,61953	,000	1,8440	7,2842
	ASİT + UV + BOND	-1,84770	1,04707	,988	-6,3351	2,6397
	KUMLAMA + UV	4,17483(*)	,70972	,002	1,2016	7,1481
	KUMLAMA + ASİT + UV	,40329	,85594	1,000	-3,1716	3,9782
	KUMLAMA + ASİT + UV + BOND	-2,95868	1,23673	,777	-8,3924	2,4750
	KONTROL	7,58333(*)	,65739	,000	4,4349	10,7318
	KONTROL + BOND	1,54172	,74719	,927	-1,7013	4,7847
	KUMLAMA	4,67959(*)	,73519	,002	1,4619	7,8973
	KUMLAMA + BOND	-3,25815(*)	,73857	,046	-6,4827	-,0336
KUMLAMA + ASİT + UV	ASİT	1,81813	,70722	,672	-1,3536	4,9898
	ASİT + BOND	-4,38556(*)	,81913	,005	-7,8314	-,9397
	KUMLAMA + ASİT	-,53166	,74271	1,000	-3,7649	2,7016
	KUMLAMA + ASİT + BOND	-6,82852(*)	,84260	,000	-10,3551	-3,3020
	UV	5,68111(*)	,69330	,000	2,5230	8,8392
	UV + BOND	-5,47520(*)	,98181	,004	-9,6166	-1,3338
	ASİT + UV	4,16082(*)	,70993	,006	,9855	7,3361
	ASİT + UV + BOND	-2,25099	1,10297	,942	-6,9022	2,4003
	KUMLAMA + UV	3,77155(*)	,78986	,019	,4174	7,1257

	KUMLAMA + UV + BOND	-,40329	,85594	1,000	-3,9782	3,1716
	KUMLAMA + ASİT + UV + BOND	-3,36196	1,28440	,644	-8,8988	2,1748
KUMLAMA + ASİT + UV + BOND	KONTROL	10,94529(*)	1,10861	,000	5,6099	16,2807
	KONTROL + BOND	4,90369	1,16411	,086	-,4349	10,2423
	KUMLAMA	8,04156(*)	1,15645	,002	2,7076	13,3755
	KUMLAMA + BOND	,10381	1,15860	1,000	-5,2313	5,4390
	ASİT	5,18009	1,13887	,060	-,1481	10,5083
	ASİT + BOND	-1,02359	1,21155	1,000	-6,4148	4,3676
	KUMLAMA + ASİT	2,83031	1,16124	,745	-2,5064	8,1670
	KUMLAMA + ASİT + BOND	-3,46655	1,22753	,521	-8,8837	1,9506
	UV	9,04308(*)	1,13028	,001	3,7149	14,3713
	UV + BOND	-2,11324	1,32696	,998	-7,7829	3,5564
	ASİT + UV	7,52278(*)	1,14055	,004	2,1944	12,8512
	ASİT + UV + BOND	1,11098	1,41894	1,000	-4,8331	7,0551
	KUMLAMA + UV	7,13351(*)	1,19195	,005	1,7688	12,4982
	KUMLAMA + UV + BOND	2,95868	1,23673	,777	-2,4750	8,3924
	KUMLAMA + ASİT + UV	3,36196	1,28440	,644	-2,1748	8,8988

Grupların kırılma dayanım değerleri ortalamaları ve standart deviasyonları sütun grafik ile verilmiştir (Şekil. 3.16).



Şekil 3. 16 Grupların bağlantı dayanımı ortalama ve standart deviasyon değerleri (MPa)

Makaslama bağlantı dayanımı testinin ardından tüm yüzey işlem gruplarında belirlenen kırılma tipleri ve dağılımı Çizelge 3.10'da gösterilmiştir.

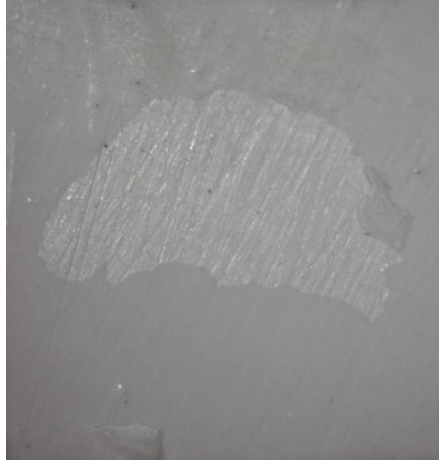
Çizelge 3. 10 Örneklerin kırılma tipleri

Yüzey işlemi	Adeziv n (%)	Koheziv n (%)	Karışık n (%)
Kontrol	10 (%100)		
Kontrol + Bond			10 (%100)
Kumlama	5 (%50)		5 (%50)
Kumlama + Bond			10 (%100)
Asit			10 (%100)
Asit + Bond			10 (%100)
UV	1 (%10)		9 (%90)
UV + Bond			10 (%100)
Kumlama + Asit			10 (%100)
Kumlama + Asit + Bond			10 (%100)
Asit + UV	1 (%10)		9 (%90)
Asit + UV + Bond			10 (%100)
Kumlama + UV	3 (%30)		7 (%70)
Kumlama + UV + Bond			10 (%100)
Kumlama + Asit + UV	1 (%10)	1 (%10)	8 (%80)
Kumlama + Asit + UV + Bond			10 (%100)

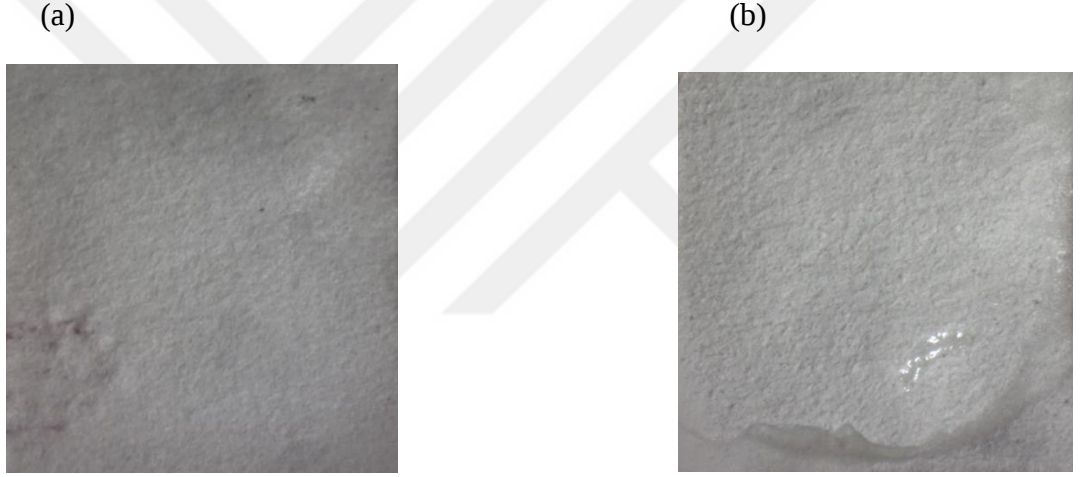
Tüm yüzey işlem gruplarına ait kırılma tiplerinin birer adet stereomikroskop görüntüsü Şekil 3.17 – 3.32’de gösterilmiştir.



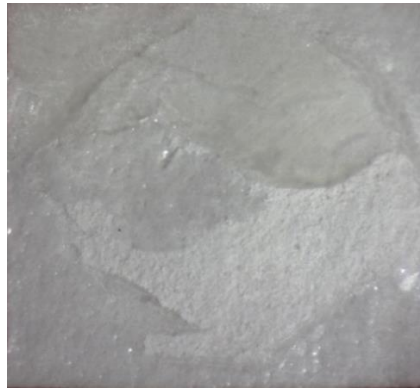
Şekil 3. 17 Kontrol grubu adeziv kırılma tipini gösteren stereomikroskop görüntüsü



Şekil 3. 18 Kontrol + Bond grubu karışık kırılma tipini gösteren stereomikroskop görüntüsü



Şekil 3. 19 Kumlama grubu kırılma tiplerini gösteren stereomikroskop görüntüleri: (a) adeziv kırılma tipi, (b) karışık kırılma tipi



Şekil 3. 20 Kumlama + Bond grubu karışık kırılma tipini gösteren stereomikroskop görüntüsü

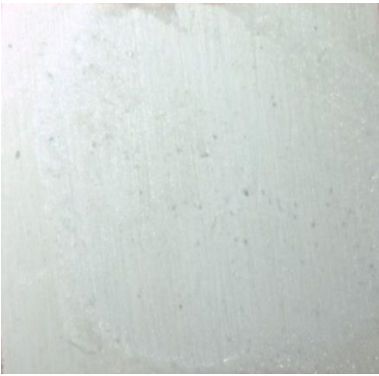


Şekil 3. 21 Asit grubu karışık kırılma tipini gösteren stereomikroskop görüntüsü

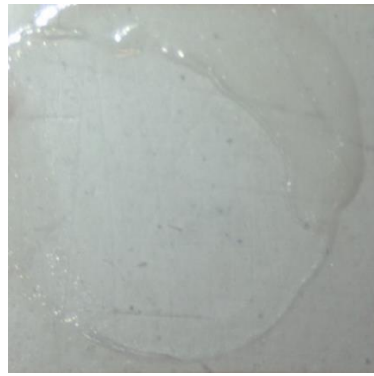


Şekil 3. 22 Asit + Bond grubu karışık kırılma tipini gösteren stereomikroskop görüntüsü

(a)



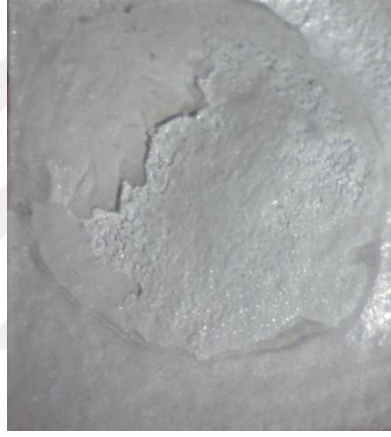
(b)



Şekil 3. 23 UV grubu kırılma tiplerini gösteren stereomikroskop görüntüleri: (a) adeziv kırılma tipi, (b) karışık kırılma tipi



Şekil 3. 24 UV + Bond grubu karışık kırılma tipini gösteren stereomikroskop görüntüsü



Şekil 3. 25 Kumlama + Asit grubu karışık kırılma tipini gösteren stereomikroskop görüntüsü



Şekil 3. 26 Kumlama + Asit + Bond grubu karışık kırılma tipini gösteren stereomikroskop görüntüsü

(a)



(b)

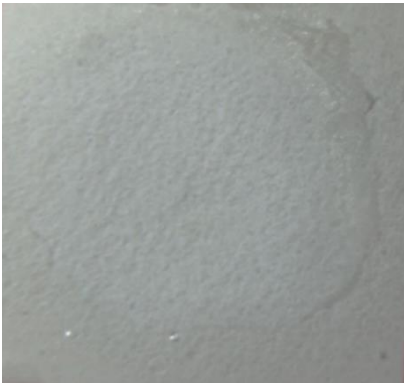


Şekil 3. 27 Asit + UV grubu kırılma tiplerini gösteren stereomikroskop görüntüleri:
(a) adeziv kırılma tipi, (b) karışık kırılma tipi

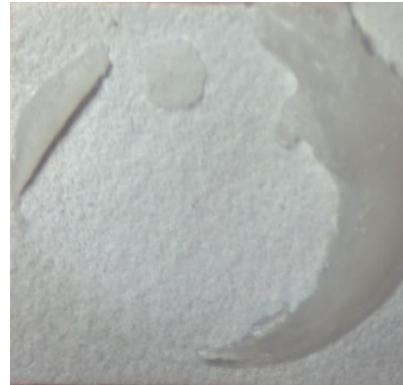


Şekil 3. 28 Asit + UV + Bond grubu karışık kırılma tipini gösteren stereomikroskop görüntüsü

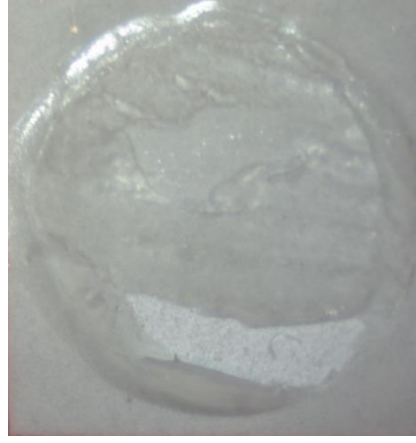
(a)



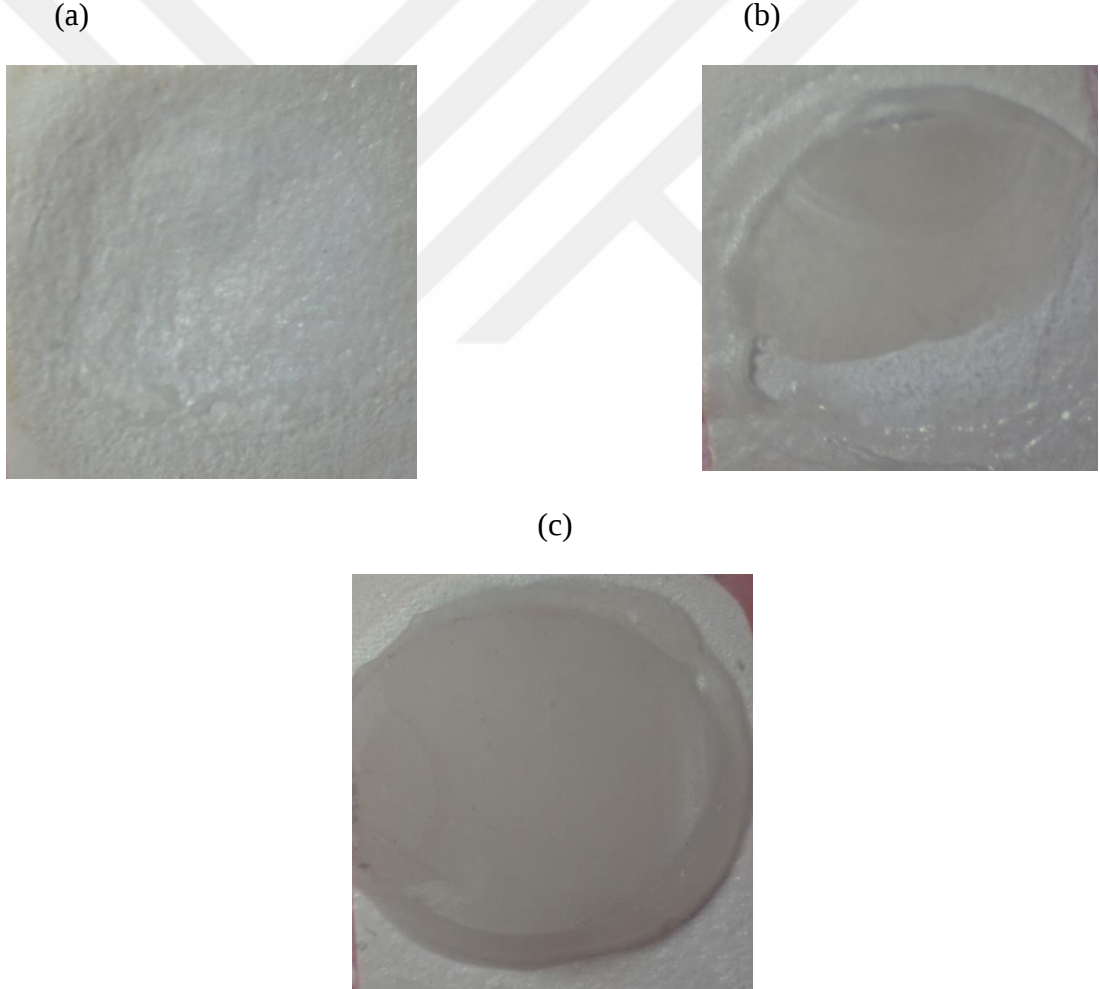
(b)



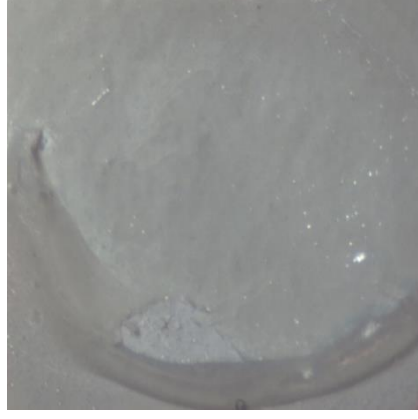
Şekil 3. 29 Kumlama + UV grubu kırılma tiplerini gösteren stereomikroskop görüntüleri: (a) adeziv kırılma tipi, (b) karışık kırılma tipi



Şekil 3. 30 Kumlama + UV + Bond grubu karışık kırılma tipini gösteren stereomikroskop görüntüsü



Şekil 3. 31 Kumlama + Asit + UV grubu kırılma tiplerini gösteren stereomikroskop görüntüleri: (a) adeziv kırılma tipi, (b) karışık kırılma tipi, (c) koheziv kırılma tipi



Şekil 3. 32 Kumlama + Asit + UV + Bond grubu karışık kırılma tipini gösteren stereomikroskop görüntüsü

3.2. Temas Açısı Bulguları

İstatistiksel analiz sonucunda grupların varyans homojenliği “Levene testi” ile değerlendirilmiş ve veriler arasında homojenliğin sağlanamadığı izlenmiştir (Çizelge 3.11).

Çizelge 3. 11 Varyans homojenliği testi (Levene testi).

	Levene istatistik	df1	df2	<i>p</i>
Temas açısı	3,891	15	96	0,000

Verilerin gruplar arası istatistiksel olarak karşılaştırılması, gruplar arasında varyans homojenliği sağlanamadığı için ($p < 0.00$) ‘non-parametrik Kruskal-Wallis’ testi ile araştırılmıştır (Çizelge 3.12).

Çizelge 3. 12 Non-parametrik Kruskal-Wallis testi

	Chi-Square	df	<i>p</i>
Temas açısı	94,726	15	0,000

Non-parametrik Kruskal-Wallis testi sonucunda gruplar arasında temas açısı yönünden farklılık olduğu bulunmuştur ($p = 0.000$).

PEEK örneklere farklı yüzey ön işlemleri uygulamalarından sonra, örneklerin temas açısı ölçümü, gonyometre cihazı ile yapılmıştır. 16 farklı gruba ait tanımlayıcı istatistik değerleri Çizelge 3.13’de gösterilmiştir. Ortanca değerler, ortalama temas açısı değerleri ve standart sapma göz önünde bulundurulduğunda, en yüksek temas açısı

değerinin Kumlama + Bond grubunda ($80,61 \pm 4^\circ$) bulunduğu ve Kontrol ($75,24 \pm 7,52^\circ$), Kontrol + Bond ($74,21 \pm 4,53^\circ$), Kumlama ($80,35 \pm 9,94^\circ$) Asit ($73,27 \pm 4,28^\circ$), Asit + Bond ($75,50 \pm 1,27^\circ$) grupları ile arasında istatistiksel olarak anlamlı fark olmadığı görülmüştür. En düşük temas açısı değerini ise, UV grubu ($38,32 \pm 4,71^\circ$) sergilemiş ve UV + Bond ($38,61 \pm 4,08^\circ$), Asit + UV ($50,87 \pm 5,70^\circ$), Asit + UV + Bond ($53,45 \pm 9,42^\circ$), Kumlama + UV + Bond ($51,44 \pm 9,10^\circ$) grupları ile arasında anlamlı bir fark bulunmamıştır.

Çizelge 3. 13 Grupların temas açısı tanımlayıcı ($^\circ$) istatistikleri

GRUPLAR	n	Ortanca (Minimum-maksimum)	Ortalama $\pm$ Standart deviasyon
Kontrol	7	77,4 ^(a, b) (65,8-84,8)	75,24 $\pm$ 7,52
Kontrol + Bond	7	75,6 ^(a, b) (66,6-79)	74,21 $\pm$ 4,53
Kumlama	7	75,2 ^(a, b) (71,3-95,7)	80,35 $\pm$ 9,94
Kumlama + Bond	7	80,9 ^(a) (74,5-86,8)	80,61 $\pm$ 4
Asit	7	74 ^(a, b) (64,2-78,1)	73,27 $\pm$ 4,28
Asit + Bond	7	75,3 ^(a, b) (73,6-77)	75,50 $\pm$ 1,27
UV	7	38,1 ^(d) (31-44,9)	38,32 $\pm$ 4,71
UV + Bond	7	38,6 ^(d) (33,1-45,9)	38,61 $\pm$ 4,08
Kumlama + Asit	7	63,8 ^(b, c) (55,8-76,5)	63,18 $\pm$ 6,71
Kumlama + Asit + Bond	7	64,5 ^(b, c) (55,4-70,9)	63,42 $\pm$ 5,48
Asit + UV	7	53,6 ^(c, d) (41-56,1)	50,87 $\pm$ 5,7
Asit + UV + Bond	7	57,7 ^(c, d) (40,6-63,8)	53,45 $\pm$ 9,42
Kumlama + UV	7	56,2 ^(c) (50,4-62,8)	55,67 $\pm$ 4,22
Kumlama + UV + Bond	7	52,8 ^(c, d) (39,1-61)	51,44 $\pm$ 9,1
Kumlama + Asit + UV	7	57 ^(c) (50,2-63,3)	57,15 $\pm$ 4,18
Kumlama + Asit + UV + Bond	7	53,3 ^(c) (49,9-59,3)	53,62 $\pm$ 3,44

Farklı üst harfler gruplar arasında istatistiksel farklılık olduğunu gösterir ($p < 0,05$)

Hangi gruplar arasında farklılık olduğunu bulmak için Dunnet post-hoc testi kullanılarak gruplar karşılaştırılmıştır (Çizelge 3.14). Bazı grupların temas açısı ortalamalarının istatistiksel olarak birbirinden farklılık gösterdiği bulunmuştur ($p < 0,05$). En yüksek fark, Kumlama + Bond grubu ile UV grubu arasında bulunmuştur.

Çizelge 3. 14 Grupların temas açısı değerlerinin Dunnet post-hoc testi

Gruplar	Gruplar	Ortalama Fark	Standart Hata	p	%95 Güven Aralığı	
					Minimum	Maksimum
KONTROL	KONTROL + BOND	1,02857	3,32109	1,000	-14,6060	16,6632
	KUMLAMA	-5,11429	4,71284	1,000	-26,6057	16,3772
	KUMLAMA + BOND	-5,37143	3,22241	,987	-20,8522	10,1094
	ASİT	1,97143	3,27469	1,000	-13,5822	17,5251
	ASİT + BOND	-,25714	2,88558	1,000	-15,9230	15,4087
	KUMLAMA + ASİT	12,05714	3,81272	,351	-5,0983	29,2126
	KUMLAMA + ASİT + BOND	11,81429	3,52133	,281	-4,3145	27,9431
	UV	36,91429(*)	3,35719	,000	21,2071	52,6215
	UV + BOND	36,62857(*)	3,23672	,000	21,1299	52,1273
	ASİT + UV	24,37143(*)	3,56969	,002	8,0939	40,6489
	ASİT + UV + BOND	21,78571(*)	4,56022	,035	1,1021	42,4693
	KUMLAMA + UV	19,57143(*)	3,26245	,011	4,0366	35,1062
	KUMLAMA + UV + BOND	23,80000(*)	4,46503	,015	3,6096	43,9904
	KUMLAMA + ASİT + UV	18,08571(*)	3,25582	,019	2,5607	33,6107
	KUMLAMA + ASİT + UV + BOND	21,61429(*)	3,12879	,006	6,2084	37,0202
KONTROL + BOND	KONTROL	-1,02857	3,32109	1,000	-16,6632	14,6060
	KUMLAMA	-6,14286	4,12918	,996	-26,4854	14,1997
	KUMLAMA + BOND	-6,40000	2,28545	,538	-16,6888	3,8888
	ASİT	,94286	2,35859	1,000	-9,6463	11,5320
	ASİT + BOND	-1,28571	1,77930	1,000	-10,6229	8,0515
	KUMLAMA + ASİT	11,02857	3,06205	,208	-3,1403	25,1974
	KUMLAMA + ASİT + BOND	10,78571	2,69056	,108	-1,3821	22,9535
	UV	35,88571(*)	2,47186	,000	24,7916	46,9798
	UV + BOND	35,60000(*)	2,30557	,000	25,2309	45,9691
	ASİT + UV	23,34286(*)	2,75354	,000	10,8482	35,8375
	ASİT + UV + BOND	20,75714(*)	3,95410	,032	1,4425	40,0718
	KUMLAMA + UV	18,54286(*)	2,34156	,000	8,0256	29,0601
	KUMLAMA + UV + BOND	22,77143(*)	3,84394	,014	4,1024	41,4405
	KUMLAMA + ASİT + UV	17,05714(*)	2,33231	,001	6,5785	27,5358
	KUMLAMA + ASİT + UV + BOND	20,58571(*)	2,15143	,000	10,7784	30,3930
KUMLAMA	KONTROL	5,11429	4,71284	1,000	-16,3772	26,6057
	KONTROL + BOND	6,14286	4,12918	,996	-14,1997	26,4854
	KUMLAMA + BOND	-,25714	4,05024	1,000	-20,5953	20,0810
	ASİT	7,08571	4,09195	,977	-13,2487	27,4201
	ASİT + BOND	4,85714	3,78775	,999	-15,8977	25,6120
	KUMLAMA + ASİT	17,17143	4,53401	,162	-3,8060	38,1488
	KUMLAMA + ASİT + BOND	16,92857	4,29188	,145	-3,5616	37,4187
	UV	42,02857(*)	4,15827	,000	21,6725	62,3847
	UV + BOND	41,74286(*)	4,06163	,000	21,4072	62,0786
	ASİT + UV	29,48571(*)	4,33164	,004	8,9352	50,0362
	ASİT + UV + BOND	26,90000(*)	5,17842	,017	3,6520	50,1480
	KUMLAMA + UV	24,68571(*)	4,08217	,016	4,3517	45,0197
	KUMLAMA + UV + BOND	28,91429(*)	5,09480	,008	6,0168	51,8117
	KUMLAMA + ASİT + UV	23,20000(*)	4,07686	,023	2,8659	43,5341
	KUMLAMA + ASİT + UV + BOND	26,72857(*)	3,97615	,011	6,3466	47,1105
KUMLAMA + BOND	KONTROL	5,37143	3,22241	,987	-10,1094	20,8522
	KONTROL + BOND	6,40000	2,28545	,538	-3,8888	16,6888
	KUMLAMA	,25714	4,05024	1,000	-20,0810	20,5953
	ASİT	7,34286	2,21748	,288	-2,6167	17,3024
	ASİT + BOND	5,11429	1,58752	,380	-3,1079	13,3365
	KUMLAMA + ASİT	17,42857(*)	2,95473	,011	3,4965	31,3606
	KUMLAMA + ASİT + BOND	17,18571(*)	2,56776	,003	5,4245	28,9469

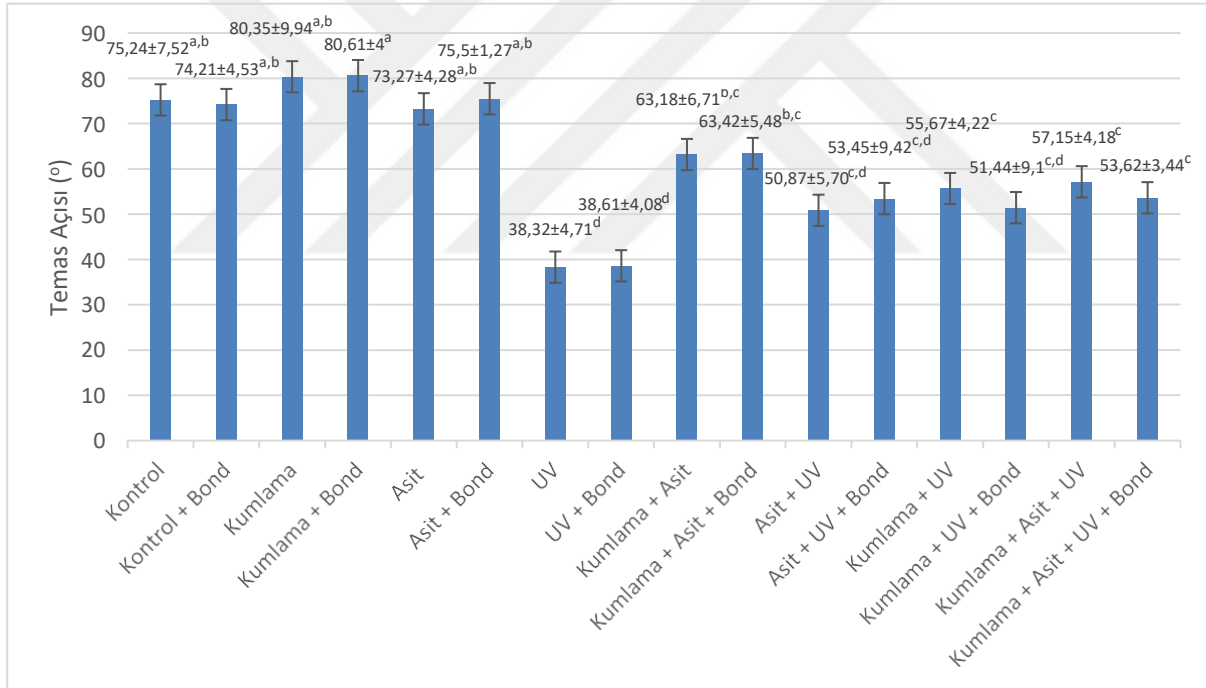
	UV	42,28571(*)	2,33760	,000	31,7363	52,8351
	UV + BOND	42,00000(*)	2,16100	,000	32,3036	51,6964
	ASİT + UV	29,74286(*)	2,63368	,000	17,6209	41,8648
	ASİT + UV + BOND	27,15714(*)	3,87159	,006	7,8694	46,4449
	KUMLAMA + UV	24,94286(*)	2,19937	,000	15,0688	34,8169
	KUMLAMA + UV + BOND	29,17143(*)	3,75901	,003	10,5457	47,7972
	KUMLAMA + ASİT + UV	23,45714(*)	2,18951	,000	13,6292	33,2851
	KUMLAMA + ASİT + UV + BOND	26,98571(*)	1,99573	,000	17,9872	35,9842
ASİT	KONTROL	-1,97143	3,27469	1,000	-17,5251	13,5822
	KONTROL + BOND	-,94286	2,35859	1,000	-11,5320	9,6463
	KUMLAMA	-7,08571	4,09195	,977	-27,4201	13,2487
	KUMLAMA + BOND	-7,34286	2,21748	,288	-17,3024	2,6167
	ASİT + BOND	-2,22857	1,69111	,999	-11,0539	6,5968
	KUMLAMA + ASİT	10,08571	3,01166	,292	-3,9626	24,1340
	KUMLAMA + ASİT + BOND	9,84286	2,63307	,164	-2,1247	21,8104
	UV	34,94286(*)	2,40915	,000	24,1126	45,7732
	UV + BOND	34,65714(*)	2,23821	,000	24,6097	44,7046
	ASİT + UV	22,40000(*)	2,69739	,000	10,0898	34,7102
	ASİT + UV + BOND	19,81429(*)	3,91521	,043	,5190	39,1096
	KUMLAMA + UV	17,60000(*)	2,27527	,000	7,3912	27,8088
	KUMLAMA + UV + BOND	21,82857(*)	3,80392	,019	3,1869	40,4703
	KUMLAMA + ASİT + UV	16,11429(*)	2,26575	,001	5,9475	26,2811
	KUMLAMA + ASİT + UV + BOND	19,64286(*)	2,07908	,000	10,2177	29,0680
ASİT + BOND	KONTROL	,25714	2,88558	1,000	-15,4087	15,9230
	KONTROL + BOND	1,28571	1,77930	1,000	-8,0515	10,6229
	KUMLAMA	-4,85714	3,78775	,999	-25,6120	15,8977
	KUMLAMA + BOND	-5,11429	1,58752	,380	-13,3365	3,1079
	ASİT	2,22857	1,69111	,999	-6,5968	11,0539
	KUMLAMA + ASİT	12,31429	2,58323	,090	-1,6350	26,2636
	KUMLAMA + ASİT + BOND	12,07143(*)	2,12980	,037	,7128	23,4301
	UV	37,17143(*)	1,84581	,000	27,4491	46,8937
	UV + BOND	36,88571(*)	1,61635	,000	28,4954	45,2760
	ASİT + UV	24,62857(*)	2,20883	,001	12,8167	36,4404
	ASİT + UV + BOND	22,04286(*)	3,59609	,029	2,3661	41,7197
	KUMLAMA + UV	19,82857(*)	1,66729	,000	11,1417	28,5154
	KUMLAMA + UV + BOND	24,05714(*)	3,47459	,015	5,0645	43,0498
	KUMLAMA + ASİT + UV	18,34286(*)	1,65427	,001	9,7318	26,9539
	KUMLAMA + ASİT + UV + BOND	21,87143(*)	1,38765	,000	14,8184	28,9244
UV	KONTROL	-36,91429(*)	3,35719	,000	-52,6215	-21,2071
	KONTROL + BOND	-35,88571(*)	2,47186	,000	-46,9798	-24,7916
	KUMLAMA	-42,02857(*)	4,15827	,000	-62,3847	-21,6725
	KUMLAMA + BOND	-42,28571(*)	2,33760	,000	-52,8351	-31,7363
	ASİT	-34,94286(*)	2,40915	,000	-45,7732	-24,1126
	ASİT + BOND	-37,17143(*)	1,84581	,000	-46,8937	-27,4491
	KUMLAMA + ASİT	-24,85714(*)	3,10116	,001	-39,1299	-10,5844
	KUMLAMA + ASİT + BOND	-25,10000(*)	2,73500	,000	-37,4331	-12,7669
	UV + BOND	-,28571	2,35727	1,000	-10,9100	10,3386
	ASİT + UV	-12,54286	2,79697	,053	-25,1908	,1050
	ASİT + UV + BOND	-15,12857	3,98447	,183	-34,4659	4,2088
	KUMLAMA + UV	-17,34286(*)	2,39249	,001	-28,1057	-6,5800
	KUMLAMA + UV + BOND	-13,11429	3,87517	,295	-31,8127	5,5841
	KUMLAMA + ASİT + UV	-18,82857(*)	2,38343	,000	-29,5553	-8,1019
	KUMLAMA + ASİT + UV + BOND	-15,30000(*)	2,20675	,002	-25,4055	-5,1945
UV + BOND	KONTROL	-36,62857(*)	3,23672	,000	-52,1273	-21,1299
	KONTROL + BOND	-35,60000(*)	2,30557	,000	-45,9691	-25,2309
	KUMLAMA	-41,74286(*)	4,06163	,000	-62,0786	-21,4072
	KUMLAMA + BOND	-42,00000(*)	2,16100	,000	-51,6964	-32,3036

	ASİT	-34,65714(*)	2,23821	,000	-44,7046	-24,6097
	ASİT + BOND	-36,88571(*)	1,61635	,000	-45,2760	-28,4954
	KUMLAMA + ASİT	-24,57143(*)	2,97032	,001	-38,5331	-10,6098
	KUMLAMA + ASİT + BOND	-24,81429(*)	2,58569	,000	-36,6297	-12,9989
	UV	,28571	2,35727	1,000	-10,3386	10,9100
	ASİT + UV	-12,25714(*)	2,65116	,048	-24,4284	-,0859
	ASİT + UV + BOND	-14,84286	3,88350	,188	-34,1311	4,4454
	KUMLAMA + UV	-17,05714(*)	2,22027	,001	-27,0212	-7,0931
	KUMLAMA + UV + BOND	-12,82857	3,77128	,299	-31,4570	5,7999
	KUMLAMA + ASİT + UV	-18,54286(*)	2,21050	,000	-28,4620	-8,6238
	KUMLAMA + ASİT + UV + BOND	-15,01429(*)	2,01874	,001	-24,1289	-5,8997
KUMLAMA + ASİT	KONTROL	-12,05714	3,81272	,351	-29,2126	5,0983
	KONTROL + BOND	-11,02857	3,06205	,208	-25,1974	3,1403
	KUMLAMA	-17,17143	4,53401	,162	-38,1488	3,8060
	KUMLAMA + BOND	-17,42857(*)	2,95473	,011	-31,3606	-3,4965
	ASİT	-10,08571	3,01166	,292	-24,1340	3,9626
	ASİT + BOND	-12,31429	2,58323	,090	-26,2636	1,6350
	KUMLAMA + ASİT + BOND	-,24286	3,27815	1,000	-15,0802	14,5945
	UV	24,85714(*)	3,10116	,001	10,5844	39,1299
	UV + BOND	24,57143(*)	2,97032	,001	10,6098	38,5331
	ASİT + UV	12,31429	3,33003	,169	-2,7134	27,3419
	ASİT + UV + BOND	9,72857	4,37516	,851	-10,3704	29,8275
	KUMLAMA + UV	7,51429	2,99834	,705	-6,5049	21,5334
	KUMLAMA + UV + BOND	11,74286	4,27586	,571	-7,8151	31,3008
	KUMLAMA + ASİT + UV	6,02857	2,99112	,925	-7,9752	20,0324
	KUMLAMA + ASİT + UV + BOND	9,55714	2,85233	,307	-4,2281	23,3424
KUMLAMA + ASİT + BOND	KONTROL	-11,81429	3,52133	,281	-27,9431	4,3145
	KONTROL + BOND	-10,78571	2,69056	,108	-22,9535	1,3821
	KUMLAMA	-16,92857	4,29188	,145	-37,4187	3,5616
	KUMLAMA + BOND	-17,18571(*)	2,56776	,003	-28,9469	-5,4245
	S _i	-9,84286	2,63307	,164	-21,8104	2,1247
	ASİT + BOND	-12,07143(*)	2,12980	,037	-23,4301	-,7128
	KUMLAMA + ASİT	-,24286	3,27815	1,000	-14,5945	15,0802
	UV	25,10000(*)	2,73500	,000	12,7669	37,4331
	UV + BOND	24,81429(*)	2,58569	,000	12,9989	36,6297
	ASİT + UV	12,55714	2,99201	,078	-,8712	25,9855
	ASİT + UV + BOND	9,97143	4,12372	,751	-9,5466	29,4894
	KUMLAMA + UV	7,75714	2,61784	,452	-4,1602	19,6745
	KUMLAMA + UV + BOND	11,98571	4,01821	,452	-6,9264	30,8978
	KUMLAMA + ASİT + UV	6,27143	2,60956	,764	-5,6191	18,1620
	KUMLAMA + ASİT + UV + BOND	9,80000	2,44924	,125	-1,6563	21,2563
ASİT + UV	KONTROL	-24,37143(*)	3,56969	,002	-40,6489	-8,0939
	KONTROL + BOND	-23,34286(*)	2,75354	,000	-35,8375	-10,8482
	KUMLAMA	-29,48571(*)	4,33164	,004	-50,0362	-8,9352
	KUMLAMA + BOND	-29,74286(*)	2,63368	,000	-41,8648	-17,6209
	ASİT	-22,40000(*)	2,69739	,000	-34,7102	-10,0898
	ASİT + BOND	-24,62857(*)	2,20883	,001	-36,4404	-12,8167
	KUMLAMA + ASİT	-12,31429	3,33003	,169	-27,3419	2,7134
	KUMLAMA + ASİT + BOND	-12,55714	2,99201	,078	-25,9855	,8712
	UV	12,54286	2,79697	,053	-,1050	25,1908
	UV + BOND	12,25714(*)	2,65116	,048	,0859	24,4284
	ASİT + UV + BOND	-2,58571	4,16508	1,000	-22,1789	17,0074
	KUMLAMA + UV	-4,80000	2,68252	,978	-17,0642	7,4642
	KUMLAMA + UV + BOND	-,57143	4,06065	1,000	-19,5691	18,4263
	KUMLAMA + ASİT + UV	-6,28571	2,67444	,791	-18,5254	5,9540
	KUMLAMA + ASİT + UV + BOND	-2,75714	2,51826	1,000	-14,6070	9,0927
	KONTROL	-21,78571(*)	4,56022	,035	-42,4693	-1,1021

ASİT + UV + BOND	KONTROL + BOND	-20,75714(*)	3,95410	,032	-40,0718	-1,4425
	KUMLAMA	-26,90000(*)	5,17842	,017	-50,1480	-3,6520
	KUMLAMA + BOND	-27,15714(*)	3,87159	,006	-46,4449	-7,8694
	ASİT	-19,81429(*)	3,91521	,043	-39,1096	-5,190
	ASİT + BOND	-22,04286(*)	3,59609	,029	-41,7197	-2,3661
	KUMLAMA + ASİT	-9,72857	4,37516	,851	-29,8275	10,3704
	KUMLAMA + ASİT + BOND	-9,97143	4,12372	,751	-29,4894	9,5466
	UV	15,12857	3,98447	,183	-4,2088	34,4659
	UV + BOND	14,84286	3,88350	,188	-4,4454	34,1311
	ASİT + UV	2,58571	4,16508	1,000	-17,0074	22,1789
	KUMLAMA + UV	-2,21429	3,90498	1,000	-21,5065	17,0779
	KUMLAMA + UV + BOND	2,01429	4,95396	1,000	-20,2183	24,2469
KUMLAMA + UV	KUMLAMA + ASİT + UV	-3,70000	3,89943	1,000	-22,9908	15,5908
	KUMLAMA + ASİT + UV + BOND	-,17143	3,79402	1,000	-19,4862	19,1433
	KONTROL	-19,57143(*)	3,26245	,011	-35,1062	-4,0366
	KONTROL + BOND	-18,54286(*)	2,34156	,000	-29,0601	-8,0256
	KUMLAMA	-24,68571(*)	4,08217	,016	-45,0197	-4,3517
	KUMLAMA + BOND	-24,94286(*)	2,19937	,000	-34,8169	-15,0688
	ASİT	-17,60000(*)	2,27527	,000	-27,8088	-7,3912
	ASİT + BOND	-19,82857(*)	1,66729	,000	-28,5154	-11,1417
	KUMLAMA + ASİT	-7,51429	2,99834	,705	-21,5334	6,5049
	KUMLAMA + ASİT + BOND	-7,75714	2,61784	,452	-19,6745	4,1602
	UV	17,34286(*)	2,39249	,001	6,5800	28,1057
	UV + BOND	17,05714(*)	2,22027	,001	7,0931	27,0212
	ASİT + UV	4,80000	2,68252	,978	-7,4642	17,0642
	ASİT + UV + BOND	2,21429	3,90498	1,000	-17,0779	21,5065
	KUMLAMA + UV + BOND	4,22857	3,79339	1,000	-14,4079	22,8651
KUMLAMA + UV + BOND	KUMLAMA + ASİT + UV	-1,48571	2,24802	1,000	-11,5719	8,6005
	KUMLAMA + ASİT + UV + BOND	2,04286	2,05975	1,000	-7,2820	11,3677
	KONTROL	-23,80000(*)	4,46503	,015	-43,9904	-3,6096
	KONTROL + BOND	-22,77143(*)	3,84394	,014	-41,4405	-4,1024
	KUMLAMA	-28,91429(*)	5,09480	,008	-51,8117	-6,0168
	KUMLAMA + BOND	-29,17143(*)	3,75901	,003	-47,7972	-10,5457
	ASİT	-21,82857(*)	3,80392	,019	-40,4703	-3,1869
	ASİT + BOND	-24,05714(*)	3,47459	,015	-43,0498	-5,0645
	KUMLAMA + ASİT	-11,74286	4,27586	,571	-31,3008	7,8151
	KUMLAMA + ASİT + BOND	-11,98571	4,01821	,452	-30,8978	6,9264
	UV	13,11429	3,87517	,295	-5,5841	31,8127
	UV + BOND	12,82857	3,77128	,299	-5,7999	31,4570
	ASİT + UV	,57143	4,06065	1,000	-18,4263	19,5691
	ASİT + UV + BOND	-2,01429	4,95396	1,000	-24,2469	20,2183
KUMLAMA + ASİT + UV	KUMLAMA + UV	-4,22857	3,79339	1,000	-22,8651	14,4079
	KUMLAMA + ASİT + UV	-5,71429	3,78768	,996	-24,3483	12,9198
	KUMLAMA + ASİT + UV + BOND	-2,18571	3,67906	1,000	-20,8260	16,4545
	KONTROL	-18,08571(*)	3,25582	,019	-33,6107	-2,5607
	KONTROL + BOND	-17,05714(*)	2,33231	,001	-27,5358	-6,5785
	KUMLAMA	-23,20000(*)	4,07686	,023	-43,5341	-2,8659
	KUMLAMA + BOND	-23,45714(*)	2,18951	,000	-33,2851	-13,6292
	ASİT	-16,11429(*)	2,26575	,001	-26,2811	-5,9475
	ASİT + BOND	-18,34286(*)	1,65427	,001	-26,9539	-9,7318
	KUMLAMA + ASİT	-6,02857	2,99112	,925	-20,0324	7,9752
	KUMLAMA + ASİT + BOND	-6,27143	2,60956	,764	-18,1620	5,6191
	UV	18,82857(*)	2,38343	,000	8,1019	29,5553
	UV + BOND	18,54286(*)	2,21050	,000	8,6238	28,4620
	ASİT + UV	6,28571	2,67444	,791	-5,9540	18,5254
	ASİT + UV + BOND	3,70000	3,89943	1,000	-15,5908	22,9908
	KUMLAMA + UV	1,48571	2,24802	1,000	-8,6005	11,5719

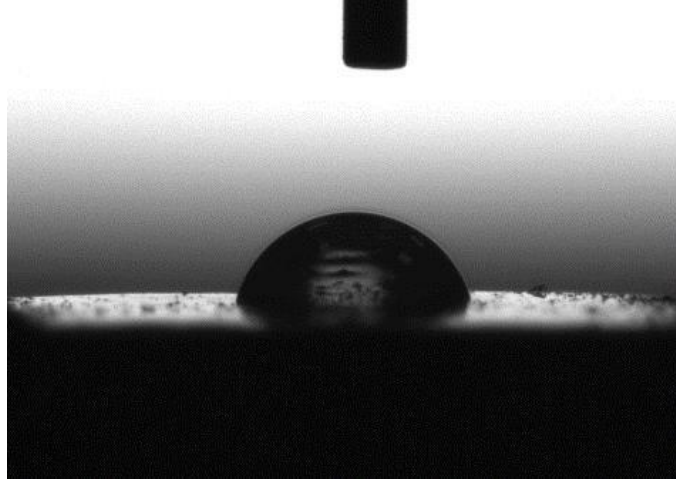
	KUMLAMA + UV + BOND	5,71429	3,78768	,996	-12,9198	24,3483
	KUMLAMA + ASİT + UV + BOND	3,52857	2,04922	,987	-5,7419	12,7990
KUMLAMA + ASİT + UV + BOND	KONTROL	-21,61429(*)	3,12879	,006	-37,0202	-6,2084
	KONTROL + BOND	-20,58571(*)	2,15143	,000	-30,3930	-10,7784
	KUMLAMA	-26,72857(*)	3,97615	,011	-47,1105	-6,3466
	KUMLAMA + BOND	-26,98571(*)	1,99573	,000	-35,9842	-17,9872
	ASİT	-19,64286(*)	2,07908	,000	-29,0680	-10,2177
	ASİT + BOND	-21,87143(*)	1,38765	,000	-28,9244	-14,8184
	KUMLAMA + ASİT	-9,55714	2,85233	,307	-23,3424	4,2281
	KUMLAMA + ASİT + BOND	-9,80000	2,44924	,125	-21,2563	1,6563
	UV	15,30000(*)	2,20675	,002	5,1945	25,4055
	UV + BOND	15,01429(*)	2,01874	,001	5,8997	24,1289
	ASİT + UV	2,75714	2,51826	1,000	-9,0927	14,6070
	ASİT + UV + BOND	,17143	3,79402	1,000	-19,1433	19,4862
	KUMLAMA + UV	-2,04286	2,05975	1,000	-11,3677	7,2820
	KUMLAMA + UV + BOND	2,18571	3,67906	1,000	-16,4545	20,8260
	KUMLAMA + ASİT + UV	-3,52857	2,04922	,987	-12,7990	5,7419

Grupların temas açısı değerleri ortalamaları ve standart deviasyonları sütun grafik ile verilmiştir (Şekil. 3.33).

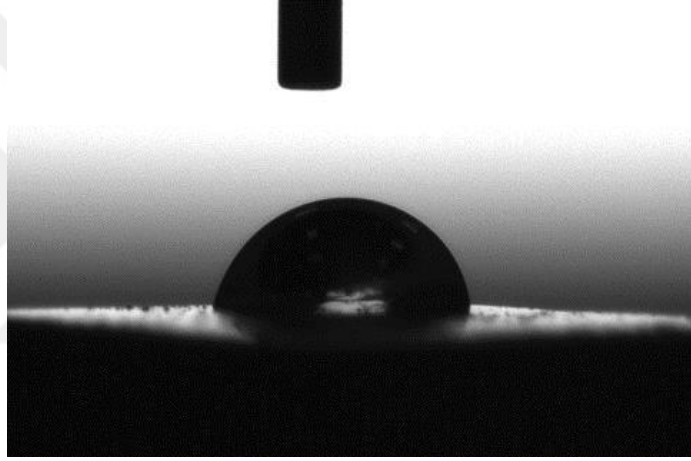


Şekil 3. 33 Grupların temas açısı ortalama ve standart deviasyon değerleri (°)

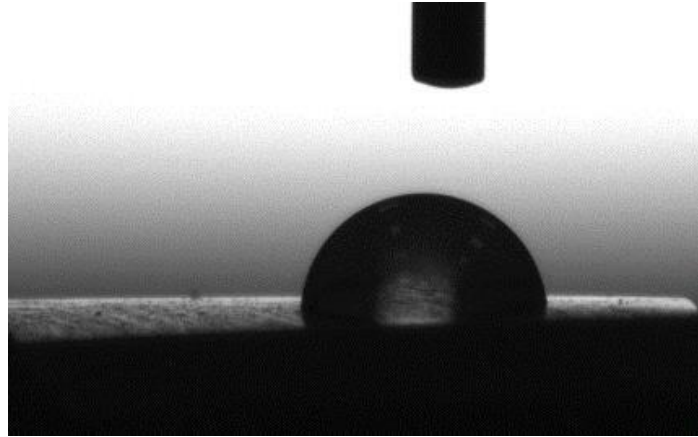
Tüm yüzey işlem gruplarına ait temas açılarının birer adet görüntüsü Şekil 3.34 – 3.49’da gösterilmiştir.



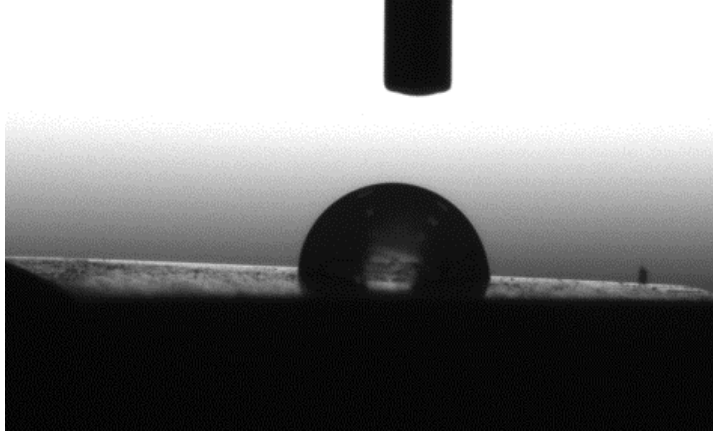
Şekil 3. 34 Kontrol grubu temas açısı görüntüsü



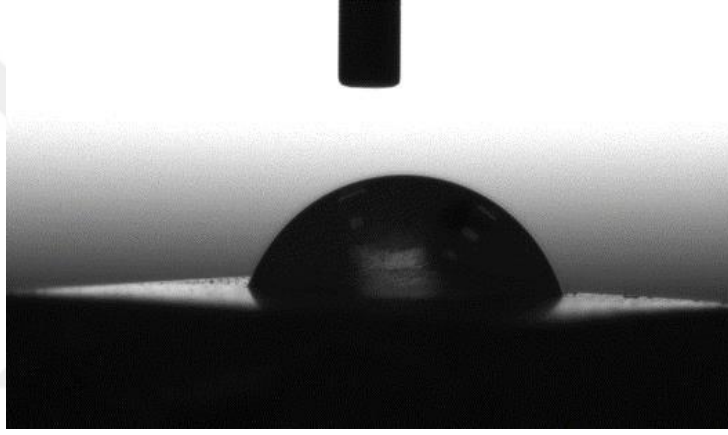
Şekil 3. 35 Kontrol + Bond grubu temas açısı görüntüsü



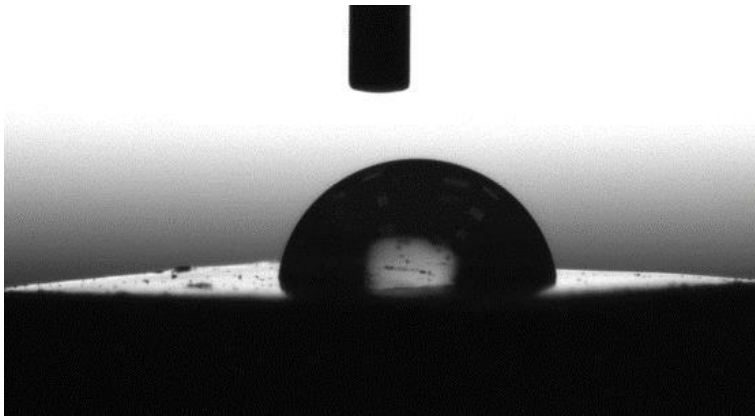
Şekil 3. 36 Kumlama grubu temas açısı görüntüsü



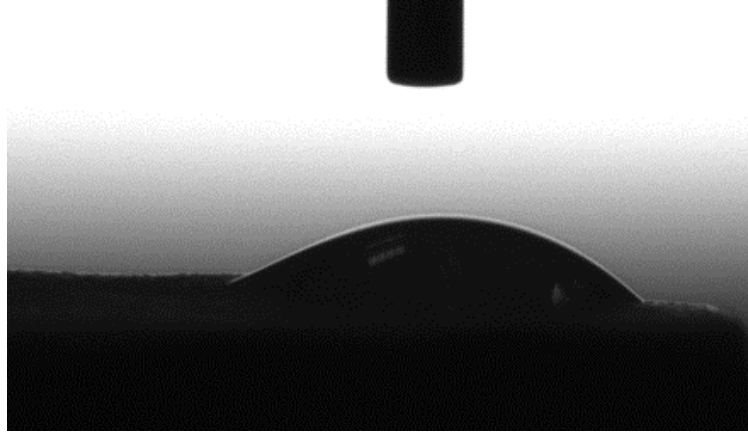
Şekil 3. 37 Kumlama + Bond grubu temas açısı görüntüsü



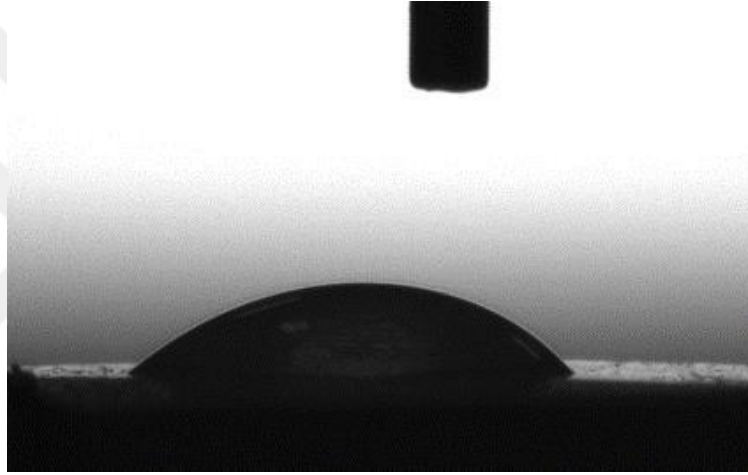
Şekil 3. 38 Asit grubu temas açısı görüntüsü



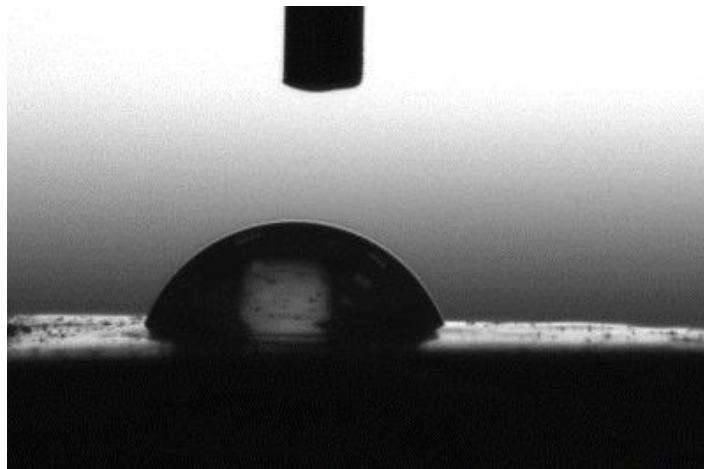
Şekil 3. 39 Asit + Bond grubu temas açısı görüntüsü



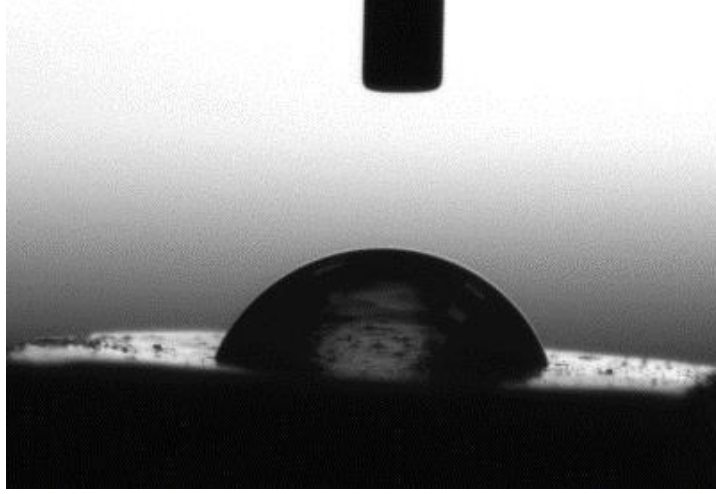
Şekil 3. 40 UV grubu temas açısı görüntüsü



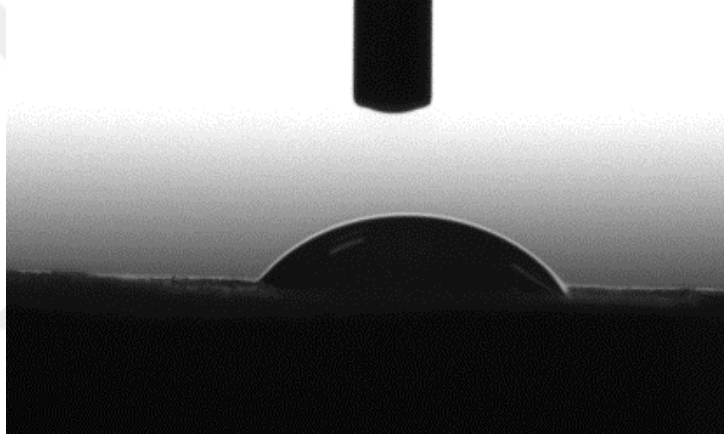
Şekil 3. 41 UV + Bond grubu temas açısı görüntüsü



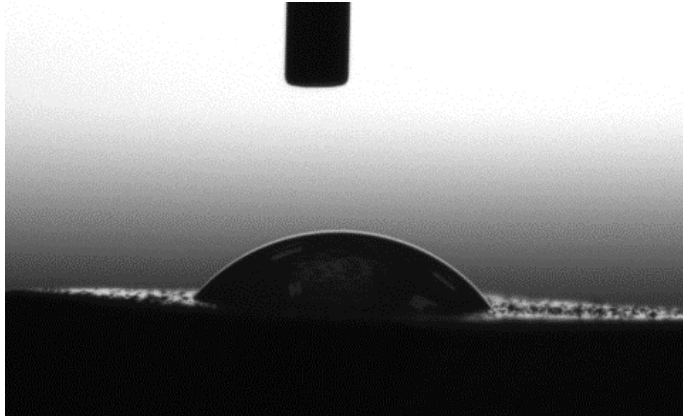
Şekil 3. 42 Kumlama + Asit grubu temas açısı görüntüsü



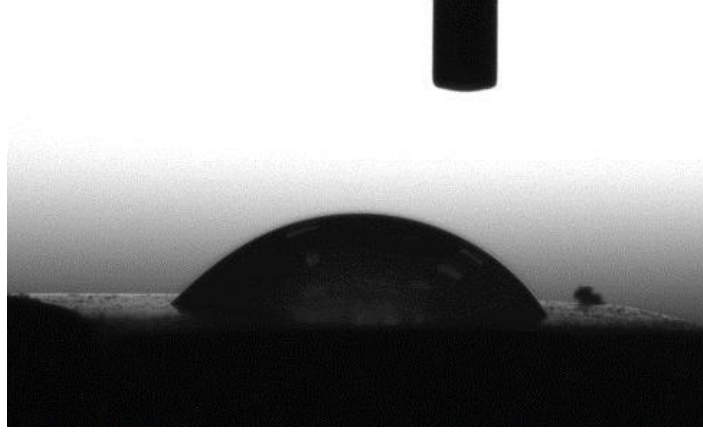
Şekil 3. 43 Kumlama + Asit + Bond grubu temas açısı görüntüsü



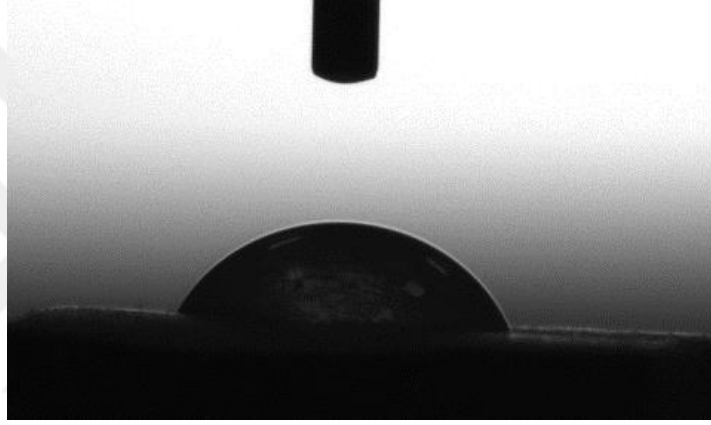
Şekil 3. 44 Asit + UV grubu temas açısı görüntüsü



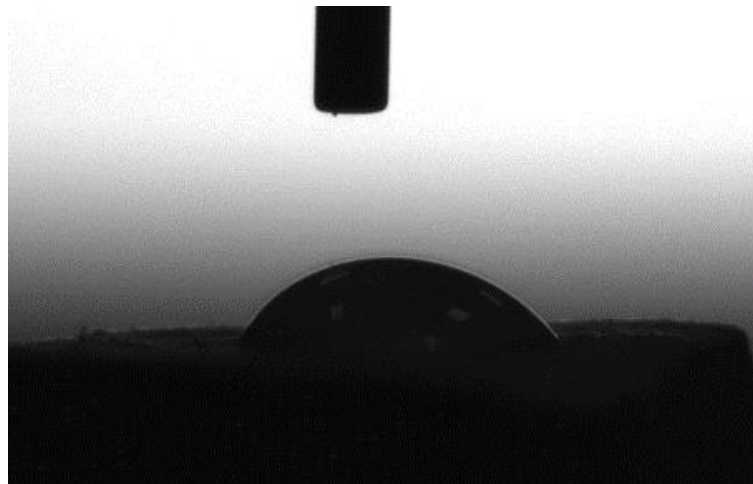
Şekil 3. 45 Asit + UV + Bond grubu temas açısı görüntüsü



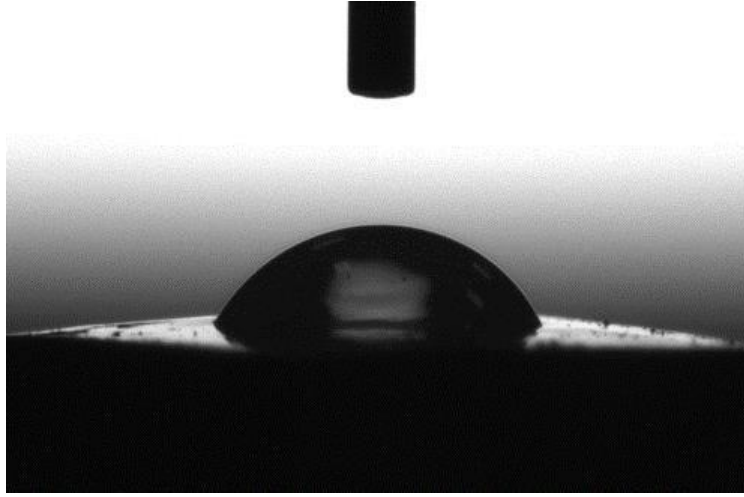
Şekil 3. 46 Kumlama + UV grubu temas açısı görüntüsü



Şekil 3. 47 Kumlama + UV + Bond grubu temas açısı görüntüsü



Şekil 3. 48 Kumlama + Asit + UV grubu temas açısı görüntüsü



Şekil 3. 49 Kumlama + Asit + UV + Bond grubu temas açısı görüntüsü

3.3. Yüzey Pürüzlülüğü Bulguları

İstatistiksel analiz sonucunda grupların varyans homojenliği “Levene testi” ile değerlendirilmiş ve veriler arasında homojenliğin sağlanamadığı izlenmiştir (Çizelge 3.15).

Çizelge 3. 15 Varyans homojenliği testi (Levene testi).

	Levene istatistik	df1	df2	<i>p</i>
Yüzey pürüzlülüğü	8,037	15	176	0,000

Verilerin gruplar arası istatistiksel olarak karşılaştırılması, gruplar arasında varyans homojenliği sağlanamadığı için ($p < 0.00$) ‘non-parametrik Kruskal-Wallis’ testi ile araştırılmıştır (Çizelge 3.16).

Çizelge 3. 16 Non-parametrik Kruskal-Wallis testi

	Chi-Square	df	<i>p</i>
Yüzey pürüzlülüğü	181,575	15	0,000

Non-parametrik Kruskal-Wallis testi sonucunda gruplar arasında yüzey pürüzlülüğü açısından farklılık olduğu bulunmuştur ($p = 0.000$).

PEEK örnekler farklı yüzey ön işleme uygulamalarından sonra, örneklerin yüzey pürüzlülüğü değerleri (R_a), kontak profilometre cihazı ile ‘ μm ’ biriminde ölçülmüştür.

16 farklı gruba ait yüzey pürüzlülük değerleri Çizelge 3.17’de gösterilmiştir. Ortanca değerler, ortalama yüzey pürüzlülük değerleri ve standart sapma göz önünde bulundurulduğunda, en yüksek yüzey pürüzlülüğünü Kumlama grubu ($2,020 \pm 0,206 \mu\text{m}$), en düşük yüzey pürüzlülüğünü Asit + UV + Bond grubu ($0,100 \pm 0,047 \mu\text{m}$) sergilemiş ve UV + Bond ($0,165 \pm 0,026 \mu\text{m}$), Asit + UV ($0,143 \pm 0,035 \mu\text{m}$), Kumlama + Asit + UV + Bond ($0,143 \pm 0,029 \mu\text{m}$) grupları ile arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark bulunamamıştır.

Çizelge 3. 17 Grupların yüzey pürüzlülüğü (μm) tanımlayıcı istatistikleri

GRUPLAR	n	Ortanca (Minimum-maksimum)	Ortalama $\pm$ Standart deviasyon
Kontrol	12	,482 ^(c) (0,44-0,51)	,479 $\pm$,020
Kontrol + Bond	12	,362 ^(d) (0,19-0,52)	,344 $\pm$,087
Kumlama	12	1,972 ^(a) (1,82-2,47)	2,020 $\pm$,206
Kumlama + Bond	12	,901 ^(b) (0,85-1,23)	,973 $\pm$,145
Asit	12	,318 ^(d) (0,24-0,38)	,316 $\pm$,052
Asit + Bond	12	,226 ^(d) (0,17-0,3)	,226 $\pm$,038
UV	12	,342 ^(d) (0,26-0,39)	,330 $\pm$,039
UV + Bond	12	,168 ^(e, f) (0,09-0,19)	,165 $\pm$,026
Kumlama + Asit	12	,968 ^(b) (0,69-1,27)	,971 $\pm$,153
Kumlama + Asit + Bond	12	,289 ^(d, e) (0,16-0,46)	,292 $\pm$,096
Asit + UV	12	,139 ^(f) (0,1-0,21)	,143 $\pm$,035
Asit + UV + Bond	12	,089 ^(f) (0,04-0,16)	,100 $\pm$,047
Kumlama + UV	12	1,812 ^(a) (1,64-2,12)	1,819 $\pm$,130
Kumlama + UV + Bond	12	,584 ^(c) (0,42-0,73)	,574 $\pm$,094
Kumlama + Asit + UV	12	1,277 ^(b) (0,87-1,46)	1,238 $\pm$,211
Kumlama + Asit + UV + Bond	12	,141 ^(f) (0,1-0,18)	,143 $\pm$,029

Farklı üst harfler gruplar arasında istatistiksel farklılık olduğunu gösterir ($p < 0,05$)

Hangi gruplar arasında farklılık olduğunu bulmak için Dunnet post-hoc testi kullanılarak gruplar karşılaştırılmıştır (Çizelge 3.18). Bazı grupların yüzey pürüzlülüğü ortalamalarının istatistiksel olarak birbirinden farklılık gösterdiği bulunmuştur ($p < 0,05$).

Çizelge 3. 18 Grupların yüzey pürüzlülüğü değerlerinin Dunnet post-hoc testi

Gruplar	Gruplar	Ortalama Fark	Standart Hata	p	%95 Güven Aralığı	
					Minimum	Maksimum
KONTROL	KONTROL + BOND	,13500(*)	,02588	,016	,0192	,2508
	KUMLAMA	-1,54158(*)	,05982	,000	-1,8142	-1,2690
	KUMLAMA + BOND	-,49425(*)	,04234	,000	-,6863	-,3022
	ASİT	,16258(*)	,01612	,000	,0928	,2324
	ASİT + BOND	,25283(*)	,01249	,000	,2003	,3054
	KUMLAMA + ASİT	-,49208(*)	,04468	,000	-,6950	-,2892
	KUMLAMA + ASİT + BOND	,18633(*)	,02857	,002	,0580	,3146
	UV	,14867(*)	,01278	,000	,0947	,2026
	UV + BOND	,31392(*)	,00955	,000	,2750	,3529
	ASİT + UV	,33525(*)	,01173	,000	,2862	,3843
	ASİT + UV + BOND	,37892(*)	,01487	,000	,3150	,4428
	KUMLAMA + UV	-1,34042(*)	,03826	,000	-1,5136	-1,1672
	KUMLAMA + UV + BOND	-,09500	,02794	,255	-,2204	,0304
	KUMLAMA + ASİT + UV	-,75967(*)	,06131	,000	-1,0391	-,4802
	KUMLAMA + ASİT + UV + BOND	,33558(*)	,01028	,000	,2934	,3778
KONTROL + BOND	KONTROL	-,13500(*)	,02588	,016	-,2508	-,0192
	KUMLAMA	-1,67658(*)	,06465	,000	-1,9545	-1,3987
	KUMLAMA + BOND	-,62925(*)	,04893	,000	-,8327	-,4258
	ASİT	,02758	,02935	1,000	-,0946	,1497
	ASİT + BOND	,11783	,02753	,050	-,0001	,2358
	KUMLAMA + ASİT	-,62708(*)	,05097	,000	-,8401	-,4141
	KUMLAMA + ASİT + BOND	,05133	,03766	1,000	-,1011	,2038
	UV	,01367	,02766	1,000	-,1046	,1319
	UV + BOND	,17892(*)	,02632	,001	,0628	,2951
	ASİT + UV	,20025(*)	,02719	,000	,0829	,3176
	ASİT + UV + BOND	,24392(*)	,02868	,000	,1235	,3644
	KUMLAMA + UV	-1,47542(*)	,04545	,000	-1,6626	-1,2882
	KUMLAMA + UV + BOND	-,23000(*)	,03718	,000	-,3804	-,0796
	KUMLAMA + ASİT + UV	-,89467(*)	,06603	,000	-1,1791	-,6102
	KUMLAMA + ASİT + UV + BOND	,20058(*)	,02660	,000	,0841	,3171
KUMLAMA	KONTROL	1,54158(*)	,05982	,000	1,2690	1,8142
	KONTROL + BOND	1,67658(*)	,06465	,000	1,3987	1,9545
	KUMLAMA + BOND	1,04733(*)	,07282	,000	,7487	1,3460
	ASİT	1,70417(*)	,06140	,000	1,4306	1,9777
	ASİT + BOND	1,79442(*)	,06055	,000	1,5215	2,0673
	KUMLAMA + ASİT	1,04950(*)	,07420	,000	,7463	1,3527
	KUMLAMA + ASİT + BOND	1,72792(*)	,06578	,000	1,4479	2,0080
	UV	1,69025(*)	,06061	,000	1,4173	1,9632
	UV + BOND	1,85550(*)	,06001	,000	1,5828	2,1282
	ASİT + UV	1,87683(*)	,06040	,000	1,6040	2,1497
	ASİT + UV + BOND	1,92050(*)	,06108	,000	1,6472	2,1938
	KUMLAMA + UV	,20117	,07052	,488	-,0906	,4929
	KUMLAMA + UV + BOND	1,44658(*)	,06550	,000	1,1671	1,7261
	KUMLAMA + ASİT + UV	,78192(*)	,08525	,000	,4373	1,1265
	KUMLAMA + ASİT + UV + BOND	1,87717(*)	,06013	,000	1,6045	2,1499
KUMLAMA + BOND	KONTROL	,49425(*)	,04234	,000	,3022	,6863
	KONTROL + BOND	,62925(*)	,04893	,000	,4258	,8327
	KUMLAMA	-1,04733(*)	,07282	,000	-1,3460	-,7487
	ASİT	,65683(*)	,04455	,000	,4627	,8510
	ASİT + BOND	,74708(*)	,04336	,000	,5543	,9399
	KUMLAMA + ASİT	,00217	,06100	1,000	-,2445	,2488
	KUMLAMA + ASİT + BOND	,68058(*)	,05041	,000	,4729	,8882

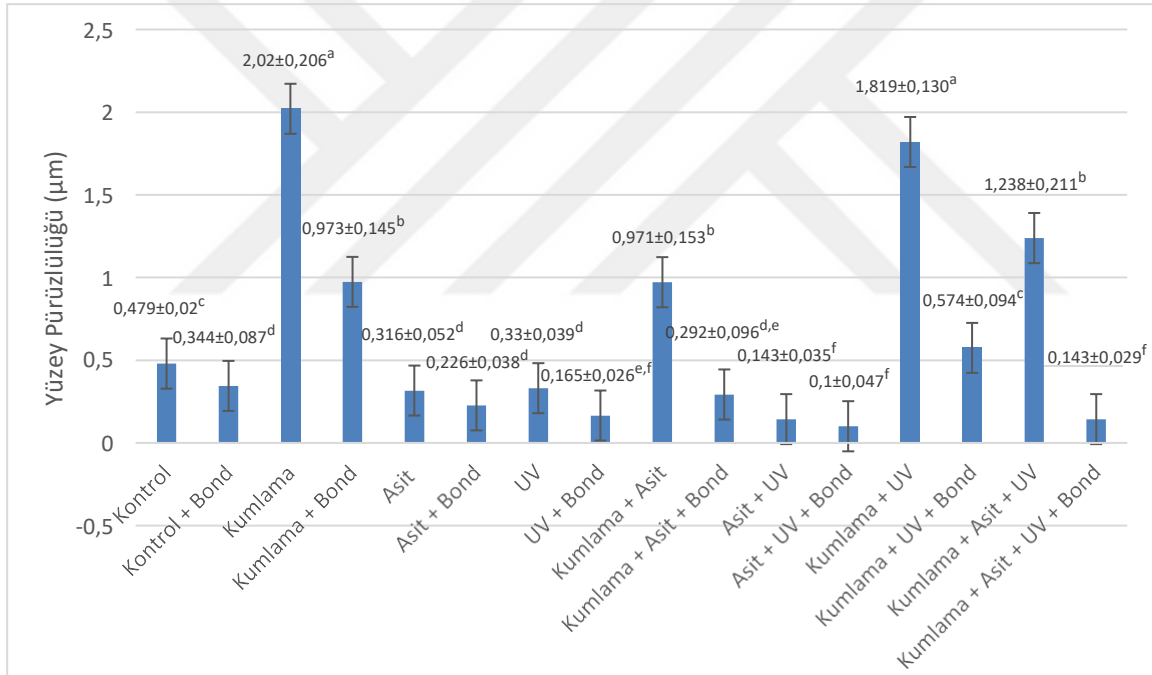
	UV	,64292(*)	,04345	,000	,4501	,8358
	UV + BOND	,80817(*)	,04261	,000	,6159	1,0004
	ASİT + UV	,82950(*)	,04315	,000	,6369	1,0221
	ASİT + UV + BOND	,87317(*)	,04411	,000	,6796	1,0667
	KUMLAMA + UV	-,84617(*)	,05646	,000	-1,0747	-,6176
	KUMLAMA + UV + BOND	,39925(*)	,05005	,000	,1926	,6059
	KUMLAMA + ASİT + UV	-,26542	,07405	,143	-,5697	,0389
	KUMLAMA + ASİT + UV + BOND	,82983(*)	,04278	,000	,6375	1,0222
ASİT	KONTROL	-,16258(*)	,01612	,000	-,2324	-,0928
	KONTROL + BOND	-,02758	,02935	1,000	-,1497	,0946
	KUMLAMA	-1,70417(*)	,06140	,000	-1,9777	-1,4306
	KUMLAMA + BOND	-,65683(*)	,04455	,000	-,8510	-,4627
	ASİT + BOND	,09025(*)	,01865	,010	,0140	,1665
	KUMLAMA + ASİT	-,65467(*)	,04678	,000	-,8594	-,4499
	KUMLAMA + ASİT + BOND	,02375	,03175	1,000	-,1097	,1572
	UV	-,01392	,01885	1,000	-,0908	,0630
	UV + BOND	,15133(*)	,01682	,000	,0802	,2225
	ASİT + UV	,17267(*)	,01815	,000	,0980	,2474
	ASİT + UV + BOND	,21633(*)	,02032	,000	,1341	,2986
	KUMLAMA + UV	-1,50300(*)	,04069	,000	-1,6789	-1,3271
	KUMLAMA + UV + BOND	-,25758(*)	,03119	,000	-,3884	-,1268
	KUMLAMA + ASİT + UV	-,92225(*)	,06285	,000	-1,2026	-,6419
	KUMLAMA + ASİT + UV + BOND	,17300(*)	,01725	,000	,1008	,2452
ASİT + BOND	KONTROL	-,25283(*)	,01249	,000	-,3054	-,2003
	KONTROL + BOND	-,11783	,02753	,050	-,2358	,0001
	KUMLAMA	-1,79442(*)	,06055	,000	-2,0673	-1,5215
	KUMLAMA + BOND	-,74708(*)	,04336	,000	-,9399	-,5543
	ASİT	-,09025(*)	,01865	,010	-,1665	-,0140
	KUMLAMA + ASİT	-,74492(*)	,04565	,000	-,9484	-,5414
	KUMLAMA + ASİT + BOND	-,06650	,03007	,872	-,1965	,0635
	UV	-,10417(*)	,01585	,000	-,1682	-,0401
	UV + BOND	,06108(*)	,01338	,019	,0061	,1161
	ASİT + UV	,08242(*)	,01501	,002	,0217	,1432
	ASİT + UV + BOND	,12608(*)	,01757	,000	,0546	,1975
	KUMLAMA + UV	-1,59325(*)	,03939	,000	-1,7674	-1,4191
	KUMLAMA + UV + BOND	-,34783(*)	,02947	,000	-,4750	-,2206
	KUMLAMA + ASİT + UV	-1,01250(*)	,06202	,000	-1,2922	-,7328
	KUMLAMA + ASİT + UV + BOND	,08275(*)	,01391	,001	,0260	,1395
UV	KONTROL	-,14867(*)	,01278	,000	-,2026	-,0947
	KONTROL + BOND	-,01367	,02766	1,000	-,1319	,1046
	KUMLAMA	-1,69025(*)	,06061	,000	-1,9632	-1,4173
	KUMLAMA + BOND	-,64292(*)	,04345	,000	-,8358	-,4501
	ASİT	,01392	,01885	1,000	-,0630	,0908
	ASİT + BOND	,10417(*)	,01585	,000	,0401	,1682
	KUMLAMA + ASİT	-,64075(*)	,04573	,000	-,8443	-,4372
	KUMLAMA + ASİT + BOND	,03767	,03019	1,000	-,0926	,1679
	UV + BOND	,16525(*)	,01365	,000	,1090	,2215
	ASİT + UV	,18658(*)	,01526	,000	,1248	,2484
	ASİT + UV + BOND	,23025(*)	,01779	,000	,1581	,3024
	KUMLAMA + UV	-1,48908(*)	,03948	,000	-1,6633	-1,3149
	KUMLAMA + UV + BOND	-,24367(*)	,02960	,000	-,3711	-,1163
	KUMLAMA + ASİT + UV	-,90833(*)	,06208	,000	-1,1881	-,6286
	KUMLAMA + ASİT + UV + BOND	,18692(*)	,01417	,000	,1290	,2448
UV + BOND	KONTROL	-,31392(*)	,00955	,000	-,3529	-,2750
	KONTROL + BOND	-,17892(*)	,02632	,001	-,2951	-,0628
	KUMLAMA	-1,85550(*)	,06001	,000	-2,1282	-1,5828
	KUMLAMA + BOND	-,80817(*)	,04261	,000	-1,0004	-,6159

	ASİT	-,15133(*)	,01682	,000	-,2225	-,0802
	ASİT + BOND	-,06108(*)	,01338	,019	-,1161	-,0061
	KUMLAMA + ASİT	-,80600(*)	,04494	,000	-1,0090	-,6030
	KUMLAMA + ASİT + BOND	-,12758	,02897	,053	-,2562	,0010
	UV	-,16525(*)	,01365	,000	-,2215	-,1090
	ASİT + UV	,02133	,01268	,997	-,0305	,0731
	ASİT + UV + BOND	,06500	,01563	,053	-,0005	,1305
	KUMLAMA + UV	-1,65433(*)	,03856	,000	-1,8277	-1,4809
	KUMLAMA + UV + BOND	-,40892(*)	,02835	,000	-,5346	-,2832
	KUMLAMA + ASİT + UV	-1,07358(*)	,06149	,000	-1,3531	-,7941
KUMLAMA + ASİT	KUMLAMA + ASİT + UV + BOND	,02167	,01135	,979	-,0243	,0676
	KONTROL	,49208(*)	,04468	,000	,2892	,6950
	KONTROL + BOND	,62708(*)	,05097	,000	,4141	,8401
	KUMLAMA	-1,04950(*)	,07420	,000	-1,3527	-,7463
	KUMLAMA + BOND	-,00217	,06100	1,000	-,2488	,2445
	ASİT	,65467(*)	,04678	,000	,4499	,8594
	ASİT + BOND	,74492(*)	,04565	,000	,5414	,9484
	KUMLAMA + ASİT + BOND	,67842(*)	,05239	,000	,4616	,8953
	UV	,64075(*)	,04573	,000	,4372	,8443
	UV + BOND	,80600(*)	,04494	,000	,6030	1,0090
	ASİT + UV	,82733(*)	,04545	,000	,6240	1,0307
	ASİT + UV + BOND	,87100(*)	,04636	,000	,6668	1,0752
	KUMLAMA + UV	-,84833(*)	,05824	,000	-1,0845	-,6122
	KUMLAMA + UV + BOND	,39708(*)	,05205	,000	,1812	,6130
	KUMLAMA + ASİT + UV	-,26758	,07541	,151	-,5762	,0410
KUMLAMA + ASİT + BOND	KUMLAMA + ASİT + UV + BOND	,82767(*)	,04510	,000	,6246	1,0308
	KONTROL	-,18633(*)	,02857	,002	-,3146	-,0580
	KONTROL + BOND	-,05133	,03766	1,000	-,2038	,1011
	KUMLAMA	-1,72792(*)	,06578	,000	-2,0080	-1,4479
	KUMLAMA + BOND	-,68058(*)	,05041	,000	-,8882	-,4729
	S _i	-,02375	,03175	1,000	-,1572	,1097
	ASİT + BOND	,06650	,03007	,872	-,0635	,1965
	KUMLAMA + ASİT	-,67842(*)	,05239	,000	-,8953	-,4616
	UV	-,03767	,03019	1,000	-,1679	,0926
	UV + BOND	,12758	,02897	,053	-,0010	,2562
	ASİT + UV	,14892(*)	,02976	,016	,0193	,2785
	ASİT + UV + BOND	,19258(*)	,03113	,001	,0605	,3246
	KUMLAMA + UV	-1,52675(*)	,04703	,000	-1,7190	-1,3345
ASİT + UV	KUMLAMA + UV + BOND	-,28133(*)	,03910	,000	-,4394	-,1233
	KUMLAMA + ASİT + UV	-,94600(*)	,06713	,000	-1,2325	-,6595
	KUMLAMA + ASİT + UV + BOND	,14925(*)	,02922	,016	,0204	,2781
	KONTROL	-,33525(*)	,01173	,000	-,3843	-,2862
	KONTROL + BOND	-,20025(*)	,02719	,000	-,3176	-,0829
	KUMLAMA	-1,87683(*)	,06040	,000	-2,1497	-1,6040
	KUMLAMA + BOND	-,82950(*)	,04315	,000	-1,0221	-,6369
	ASİT	-,17267(*)	,01815	,000	-,2474	-,0980
	ASİT + BOND	-,08242(*)	,01501	,002	-,1432	-,0217
	KUMLAMA + ASİT	-,82733(*)	,04545	,000	-1,0307	-,6240
	KUMLAMA + ASİT + BOND	-,14892(*)	,02976	,016	-,2785	-,0193
	UV	-,18658(*)	,01526	,000	-,2484	-,1248
	UV + BOND	-,02133	,01268	,997	-,0731	,0305
	ASİT + UV + BOND	,04367	,01705	,684	-,0260	,1133
	KUMLAMA + UV	-1,67567(*)	,03916	,000	-1,8495	-1,5018
	KUMLAMA + UV + BOND	-,43025(*)	,02916	,000	-,5570	-,3035
	KUMLAMA + ASİT + UV	-1,09492(*)	,06187	,000	-1,3746	-,8153
	KUMLAMA + ASİT + UV + BOND	,00033	,01323	1,000	-,0534	,0541
	KONTROL	-,37892(*)	,01487	,000	-,4428	-,3150

ASİT + UV + BOND	KONTROL + BOND	-,24392(*)	,02868	,000	-,3644	-,1235
	KUMLAMA	-1,92050(*)	,06108	,000	-2,1938	-1,6472
	KUMLAMA + BOND	-,87317(*)	,04411	,000	-1,0667	-,6796
	ASİT	-,21633(*)	,02032	,000	-,2986	-,1341
	ASİT + BOND	-,12608(*)	,01757	,000	-,1975	-,0546
	KUMLAMA + ASİT	-,87100(*)	,04636	,000	-1,0752	-,6668
	KUMLAMA + ASİT + BOND	-,19258(*)	,03113	,001	-,3246	-,0605
	UV	-,23025(*)	,01779	,000	-,3024	-,1581
	UV + BOND	-,06500	,01563	,053	-,1305	,0005
	ASİT + UV	-,04367	,01705	,684	-,1133	,0260
	KUMLAMA + UV	-1,71933(*)	,04021	,000	-1,8945	-1,5442
	KUMLAMA + UV + BOND	-,47392(*)	,03056	,000	-,6032	-,3446
	KUMLAMA + ASİT + UV	-1,13858(*)	,06254	,000	-1,4187	-,8585
	KUMLAMA + ASİT + UV + BOND	-,04333	,01608	,593	-,1100	,0234
KUMLAMA + UV	KONTROL	1,34042(*)	,03826	,000	1,1672	1,5136
	KONTROL + BOND	1,47542(*)	,04545	,000	1,2882	1,6626
	KUMLAMA	-,20117	,07052	,488	-,4929	,0906
	KUMLAMA + BOND	,84617(*)	,05646	,000	,6176	1,0747
	ASİT	1,50300(*)	,04069	,000	1,3271	1,6789
	ASİT + BOND	1,59325(*)	,03939	,000	1,4191	1,7674
	KUMLAMA + ASİT	,84833(*)	,05824	,000	,6122	1,0845
	KUMLAMA + ASİT + BOND	1,52675(*)	,04703	,000	1,3345	1,7190
	UV	1,48908(*)	,03948	,000	1,3149	1,6633
	UV + BOND	1,65433(*)	,03856	,000	1,4809	1,8277
	ASİT + UV	1,67567(*)	,03916	,000	1,5018	1,8495
	ASİT + UV + BOND	1,71933(*)	,04021	,000	1,5442	1,8945
	KUMLAMA + UV + BOND	1,24542(*)	,04665	,000	1,0544	1,4364
	KUMLAMA + ASİT + UV	,58075(*)	,07179	,000	,2831	,8784
	KUMLAMA + ASİT + UV + BOND	1,67600(*)	,03875	,000	1,5025	1,8495
KUMLAMA + UV + BOND	KONTROL	,09500	,02794	,255	-,0304	,2204
	KONTROL + BOND	,23000(*)	,03718	,000	,0796	,3804
	KUMLAMA	-1,44658(*)	,06550	,000	-1,7261	-1,1671
	KUMLAMA + BOND	-,39925(*)	,05005	,000	-,6059	-,1926
	ASİT	,25758(*)	,03119	,000	,1268	,3884
	ASİT + BOND	,34783(*)	,02947	,000	,2206	,4750
	KUMLAMA + ASİT	-,39708(*)	,05205	,000	-,6130	-,1812
	KUMLAMA + ASİT + BOND	,28133(*)	,03910	,000	,1233	,4394
	UV	,24367(*)	,02960	,000	,1163	,3711
	UV + BOND	,40892(*)	,02835	,000	,2832	,5346
	ASİT + UV	,43025(*)	,02916	,000	,3035	,5570
	ASİT + UV + BOND	,47392(*)	,03056	,000	,3446	,6032
	KUMLAMA + UV	-1,24542(*)	,04665	,000	-1,4364	-1,0544
	KUMLAMA + ASİT + UV	-,66467(*)	,06686	,000	-,9506	-,3787
	KUMLAMA + ASİT + UV + BOND	,43058(*)	,02860	,000	,3046	,5566
KUMLAMA + ASİT + UV	KONTROL	,75967(*)	,06131	,000	,4802	1,0391
	KONTROL + BOND	,89467(*)	,06603	,000	,6102	1,1791
	KUMLAMA	-,78192(*)	,08525	,000	-1,1265	-,4373
	KUMLAMA + BOND	,26542	,07405	,143	-,0389	,5697
	ASİT	,92225(*)	,06285	,000	,6419	1,2026
	ASİT + BOND	1,01250(*)	,06202	,000	,7328	1,2922
	KUMLAMA + ASİT	,26758	,07541	,151	-,0410	,5762
	KUMLAMA + ASİT + BOND	,94600(*)	,06713	,000	,6595	1,2325
	UV	,90833(*)	,06208	,000	,6286	1,1881
	UV + BOND	1,07358(*)	,06149	,000	,7941	1,3531
	ASİT + UV	1,09492(*)	,06187	,000	,8153	1,3746
	ASİT + UV + BOND	1,13858(*)	,06254	,000	,8585	1,4187
	KUMLAMA + UV	-,58075(*)	,07179	,000	-,8784	-,2831

	KUMLAMA + UV + BOND	,66467(*)	,06686	,000	,3787	,9506
	KUMLAMA + ASİT + UV + BOND	1,09525(*)	,06161	,000	,8157	1,3748
KUMLAMA + ASİT + UV + BOND	KONTROL	-,33558(*)	,01028	,000	-,3778	-,2934
	KONTROL + BOND	-,20058(*)	,02660	,000	-,3171	-,0841
	KUMLAMA	-1,87717(*)	,06013	,000	-2,1499	-1,6045
	KUMLAMA + BOND	-,82983(*)	,04278	,000	-1,0222	-,6375
	ASİT	-,17300(*)	,01725	,000	-,2452	-,1008
	ASİT + BOND	-,08275(*)	,01391	,001	-,1395	-,0260
	KUMLAMA + ASİT	-,82767(*)	,04510	,000	-1,0308	-,6246
	KUMLAMA + ASİT + BOND	-,14925(*)	,02922	,016	-,2781	-,0204
	UV	-,18692(*)	,01417	,000	-,2448	-,1290
	UV + BOND	-,02167	,01135	,979	-,0676	,0243
	ASİT + UV	-,00033	,01323	1,000	-,0541	,0534
	ASİT + UV + BOND	,04333	,01608	,593	-,0234	,1100
	KUMLAMA + UV	-1,67600(*)	,03875	,000	-1,8495	-1,5025
	KUMLAMA + UV + BOND	-,43058(*)	,02860	,000	-,5566	-,3046
	KUMLAMA + ASİT + UV	-1,09525(*)	,06161	,000	-1,3748	-,8157

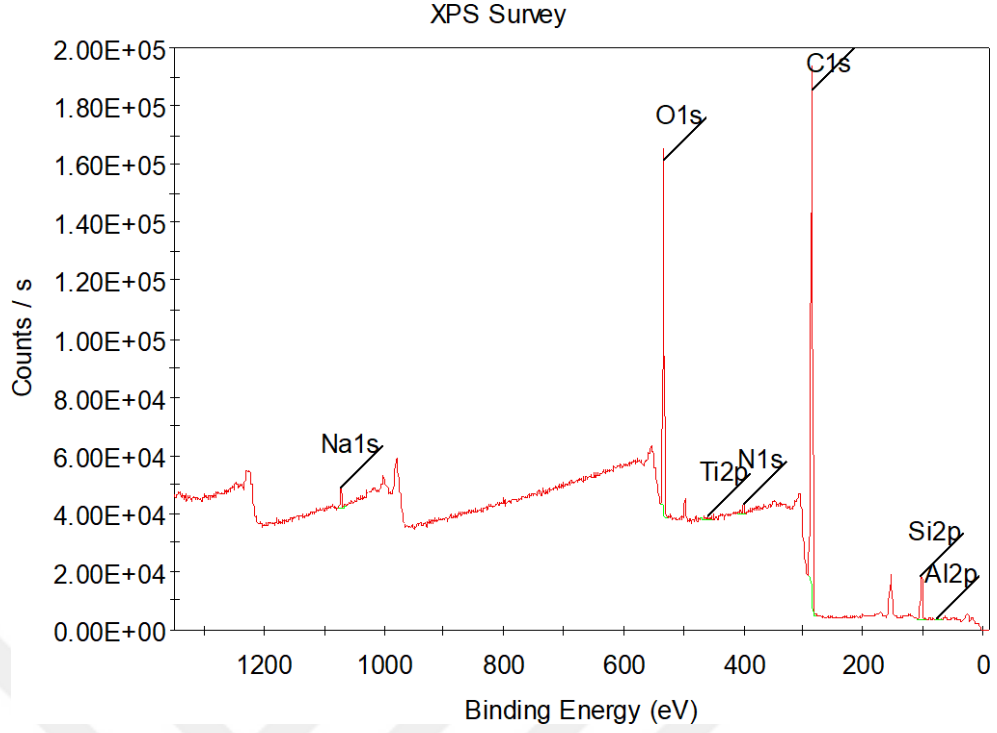
Grupların yüzey pürüzlülüğü değerleri ortalamaları ve standart deviasyonları sütun grafik ile verilmiştir (Şekil. 3.50).



Şekil 3. 50 Grupların yüzey pürüzlülüğü ortalama ve standart deviasyon değerleri (µm)

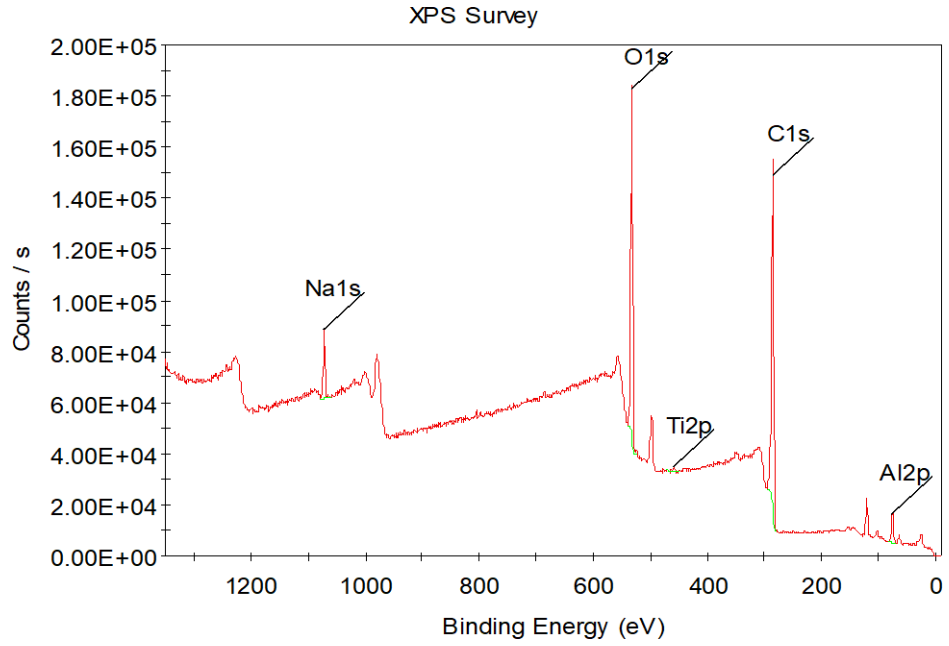
3.4. XPS Analizi Bulguları

Kontrol, Kuşlama, Asit ve UV gruplarının XPS genel spektrumları Şekil 3.51 - 3.54'de verilmiştir. Bütün PEEK örneklerde C, O, Al ve Ti tepe noktaları izlenmiştir.



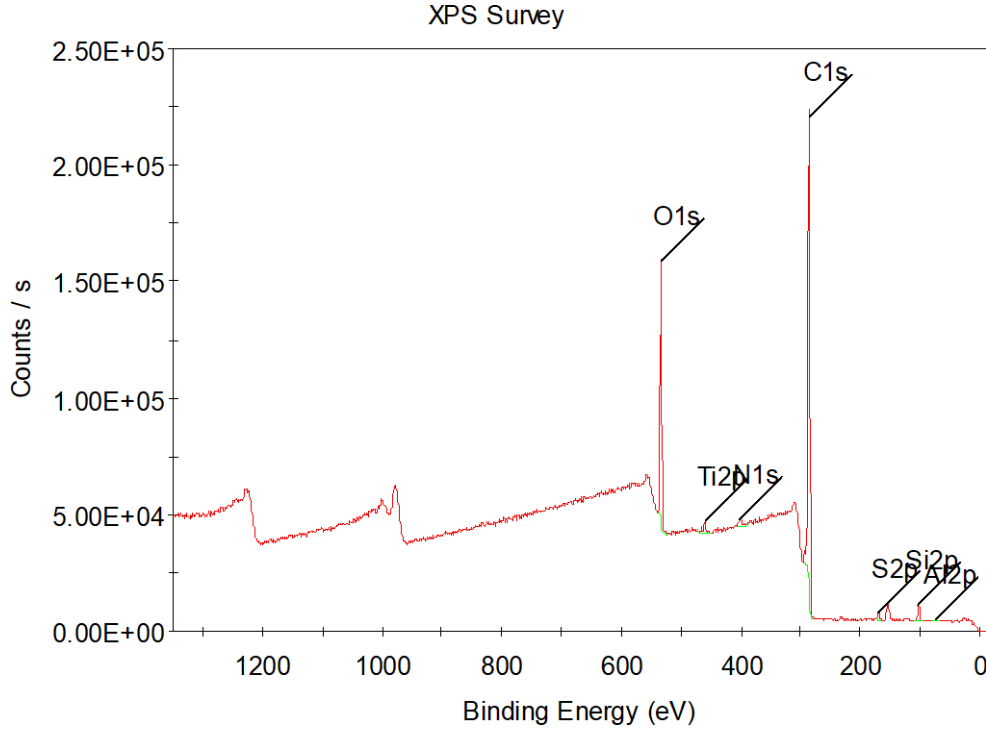
Şekil 3. 51 Kontrol grubu XPS genel spekturumu

Kontrol grubunda; C, O, Si, Na, N, Al ve Ti tepe noktaları gözlenmiştir. En yüksek tepe noktasını, 285,44 eV bağlanma enerjisiyle C göstermiştir ve onu 532,49 eV bağlanma enerjisiyle O takip etmiştir.



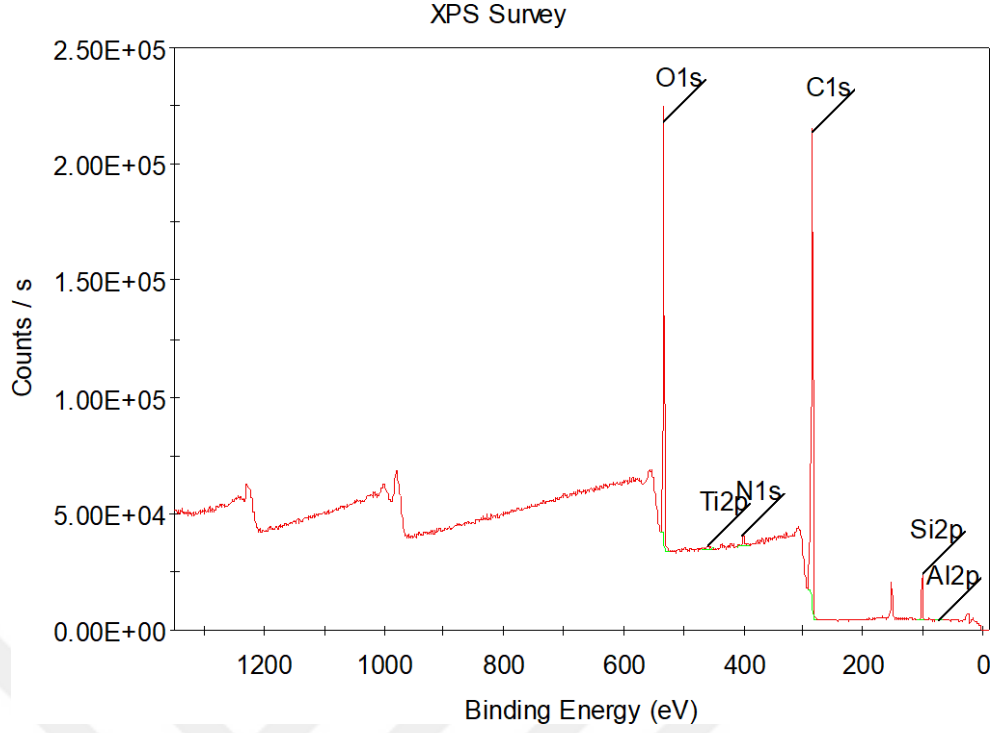
Şekil 3. 52 Kumlama grubu XPS genel spekturumu

Kumlama grubunda; C, O, Al, Na ve Ti tepe noktaları gözlenmiştir. En yüksek tepe noktasını 532,51 eV bağlanma enerjisiyle O gösterirken C 285,51 eV ile daha düşük bir tepe noktası sergilemiştir. Kontrol grubundan farklı olarak N ve Si tepe noktaları gözlenmemiştir. Al, 75,53 eV bağlanma enerjisi ile diğer tüm gruplardan çok daha yüksek bir tepe noktası göstermiştir.



Şekil 3. 53 Asit grubu XPS genel spektrumu

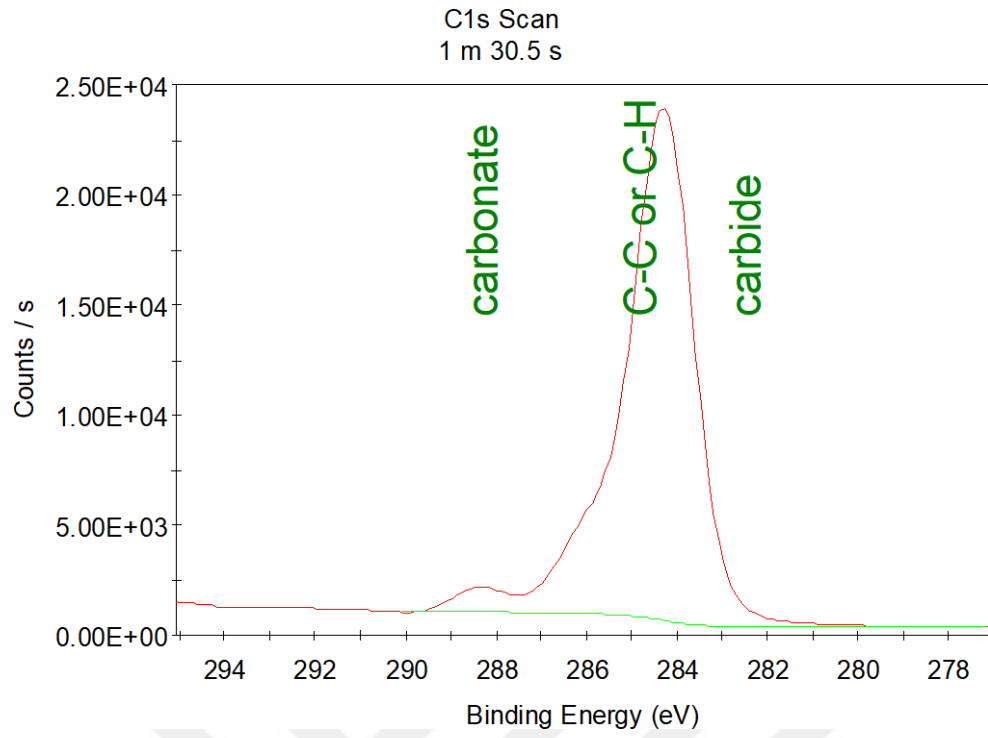
Asit grubunda; C, O, Si, N, Ti, S ve Al tepe noktaları gözlenmiştir. Kontrol grubuna benzer şekilde en yüksek tepe noktasını 285,94 eV bağlanma enerjisiyle C göstermiş ve O, 533,14 eV bağlanma enerjisiyle ikinci sırada yer almıştır. Diğer tüm gruplardan farklı olarak %98 sülfürik asit uygulanan grupta 169,79 eV bağlanma enerjisiyle S tepe noktası izlenmiştir. Kontrol ve Kumlama gruplarının aksine bu grupta, Na tepe noktası izlenmemiştir.



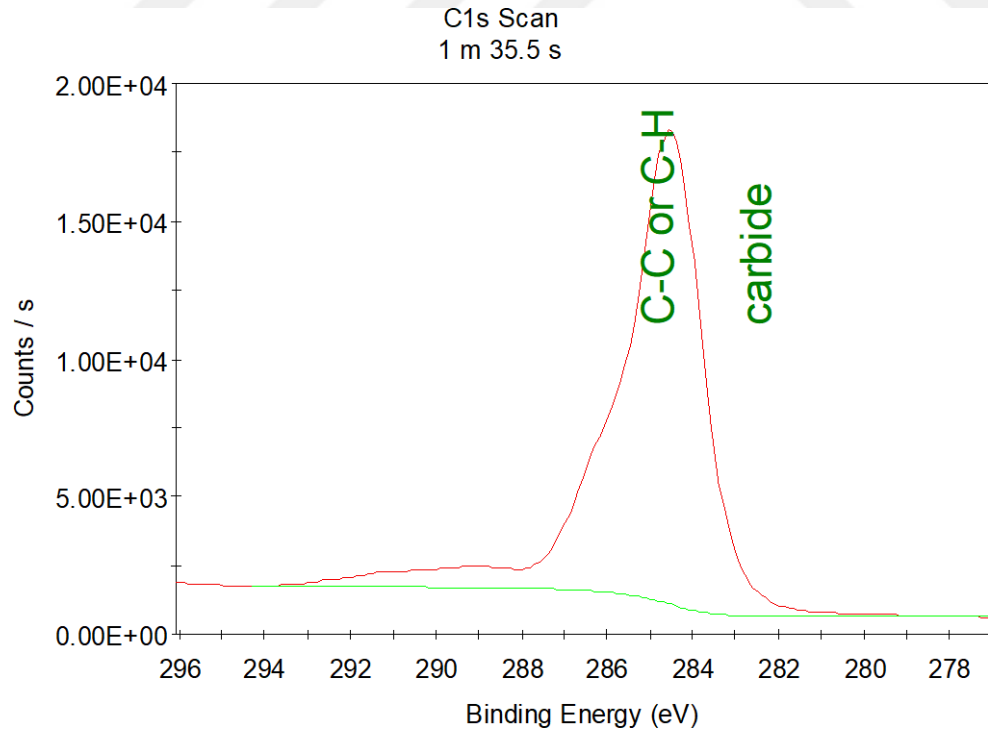
Şekil 3. 54 UV grubu XPS genel spektrumu

UV grubunda; O, C, Si, N, Al ve Ti tepe noktaları gözlenmiştir. O tepe noktası 532,27 eV bağlanma enerjisi ile ufak bir fark göstererek 285,02 eV bağlanma enerjisiyle C'dan daha yüksek bir tepe noktası sergilemiştir. Kontrol ve Kumlama grubundan farklı olarak Asit grubuna benzer şekilde bu grupta Na tepe noktası izlenmemiştir.

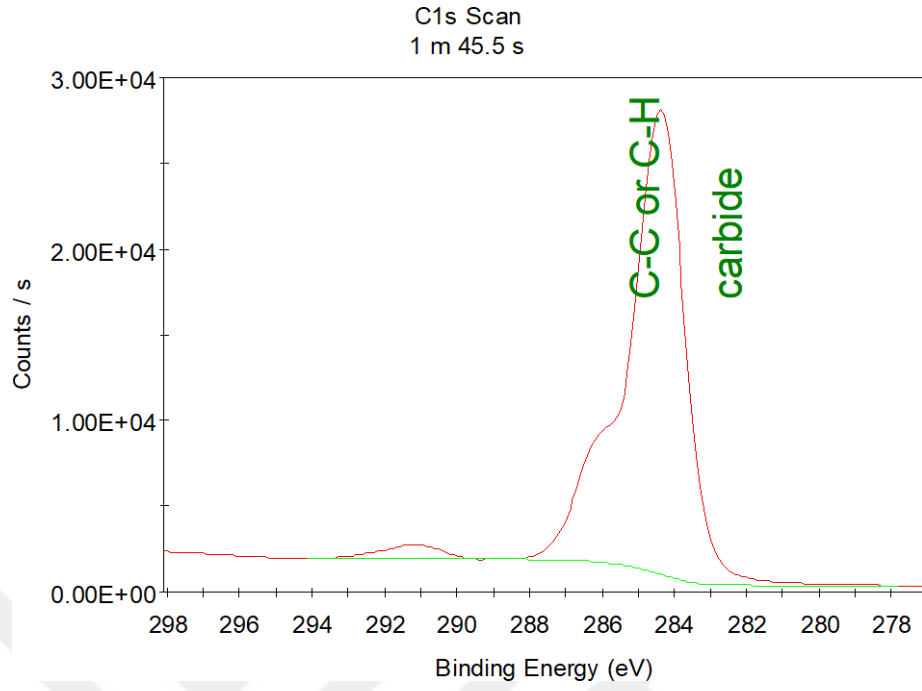
Kontrol, Kumlama, Asit ve UV gruplarının XPS C1 spektrumları Şekil 3.55 - 3.58'de verilmiştir.



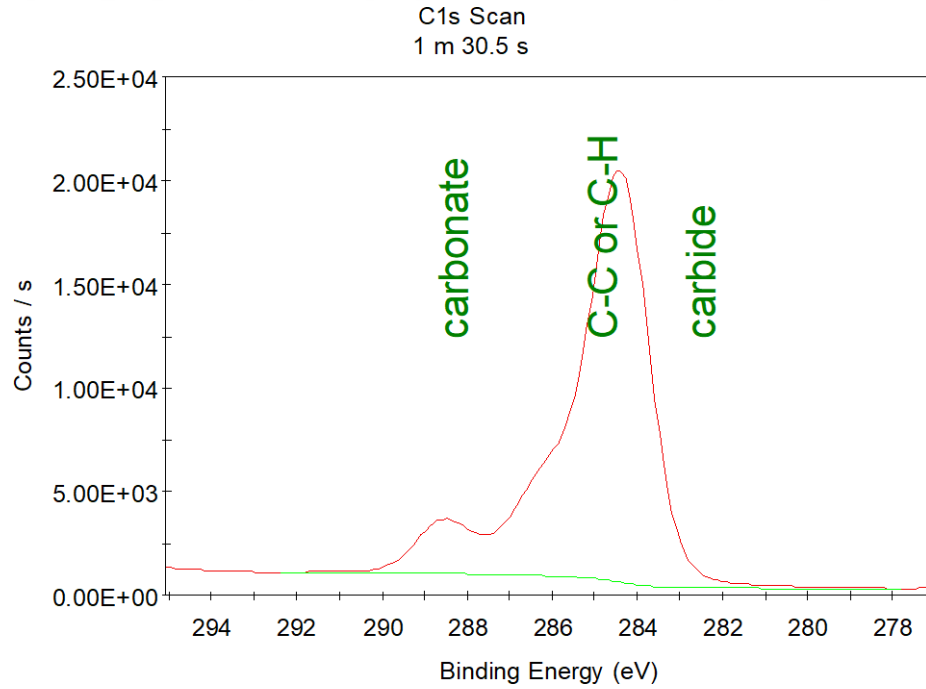
Şekil 3. 55 Kontrol grubu XPS C1 spektrumu



Şekil 3. 56 Kumlama grubu XPS C1 spektrumu



Şekil 3. 57 Asit grubu XPS C1 spektrumu



Şekil 3. 58 UV grubu XPS C1 spektrumu

Kontrol, Kumlama, Asit ve UV gruplarının elementel kompozisyonlarının atomik oranları (%) Çizelge 3.19’da verilmiştir.

Çizelge 3. 19 Kontrol, Kumlama, Asit ve UV gruplarının elementel kompozisyonlarının atomik oranları

Gruplar	C (%)	O (%)	Si (%)	Na (%)	N (%)	Al (%)	Ti (%)	S (%)
Kontrol	60.98	22.42	13.19	0.91	1.40	0.58	0.51	-
Kumlama	49.82	30.76	-	3.29	-	15.80	0.34	-
Asit	67.04	21.30	6.02	-	1.64	0.70	1.69	1.61
UV	59.05	28.09	10.08	-	1.83	0.43	0.51	-

Kontrol, Kumlama, Asit ve UV gruplarının XPS analizi sonucunda ortaya çıkan O:C oranları Çizelge 3.20’de verilmiştir.

Çizelge 3. 20 Kontrol, Kumlama, Asit ve UV gruplarının O:C oranları

	Kontrol	Kumlama	Asit	UV
O:C	0,36	0,61	0,31	0,47

3.5. FTIR Analizi Bulguları

Her gruptan birer adet örnek FTIR cihazında analiz edilmiştir ve spektrumları Şekil 3.59 – 3.74’de gösterilmiştir.



Şekil 3. 59 Kontrol grubu FTIR spektrumu

Karbonil grubunun (C=O) 1700 cm⁻¹ civarında titreşim verdiği bilinmektedir (Haji Badri vd., 2010). Aromatik C=C bağı, spektrumda 1700-1500 cm⁻¹ arasında yer alır ve aromatik C-H gerilmesi ise 3030 cm⁻¹ civarında görülmektedir (Mirghani vd., 2011). Kontrol grubunda; 3061,54 cm⁻¹ C-H gerilmesine, 1651,36 cm⁻¹ C=O bağına ve 1592,93 cm⁻¹ aromatik C=C bağına bağlı olarak oluşan tepe noktaları olarak yorumlanmıştır.



Şekil 3. 60 Kontrol + Bond grubu FTIR spektrumu

Alifatik C-H gruplarının gerilmesi $2950\text{-}2850\text{ cm}^{-1}$ aralığında görülmektedir (Mirghani vd., 2011). Kontrol + Bond grubundaki Visio.link içeriğinde yer alan PMMA'nın alifatik C-H gruplarının gerilmesinin $2930,24\text{ cm}^{-1}$ tepe noktasında gözlemlendiği düşünülmüştür.



Şekil 3. 61 Kumlama grubu FTIR spektrumu

Al-O-Al bağının 700 cm^{-1} , Al-O bağının 750 cm^{-1} parmak izi bölgesinde çıktığı bilinmektedir (Toledo vd., 2017). Kumlama grubunda bu bölgede görülen parmak izleri Al_2O_3 partiküllerinden kaynaklı olabilir.



Şekil 3. 62 Kumlama + Bond grubu FTIR spektrumu

Kumlama + Bond grubunda Visio.link kaynaklı 2930,33 cm⁻¹ bölgesinde alifatik C-H gerilmesi gözlenmiştir.



Şekil 3. 63 Asit grubu FTIR spektrumu

PEEK polimerin sülfürik asit le pürüzlendirilmesi sonucunda aromatik halkalarda oluşan sülfonil grubunun (SO₃H) O-H yayvan bantları 3364,42 cm⁻¹ bölgesinde görülmektedir. Sülfonil grubundaki O=S=O grubu 1200-1100 cm⁻¹ aralığında görülmektedir (Jaafar vd., 2007). Dolayısıyla 1277,37 cm⁻¹, 1219,89 cm⁻¹, 1185,89 cm⁻¹, 1157,61 cm⁻¹ tepe noktaları bu gruptan kaynaklı olabilir.



Şekil 3. 64 Asit + Bond grubu FTIR spektrumu

Asit + Bond grubunda, sülfürik asitten kaynaklanan $3383,80 \text{ cm}^{-1}$ 'de O-H bağı ve Visio.linkten kaynaklanan $2933,70 \text{ cm}^{-1}$ 'de alifatik C-H bağı görüldüğü düşünülmektedir.



Şekil 3. 65 UV grubu FTIR spektrumu

Aromatik eter bağındaki polimer zincir kırılmaları, doğrudan UV emiliminin bir sonucu olarak ortaya çıkabilir ve bunun sonucunda hidroksil grupları ($= OH$) ve ester grupları ($O=C-O$) oluşturulabilir (Nakamura, Nakamura, Noguchi, Imagawa, 2006). UV ışık ile polimer zincirinin ayrılmasından sonra ortaya çıkan yeni gruplardaki ester ($COOR$) ve eter (ROR) gruplarındaki C-H bantları 2950 cm^{-1} civarında görülmektedir. UV grubundaki $2929,72\text{ cm}^{-1}$ 'de C-H bantları izlendiği düşünülmüştür. 3150 ila 3700 cm^{-1} aralığında bir absorbans artışı gözlemlenmiştir ve maksimum 3400 cm^{-1} civarında bir değer göstermiştir. Maksimum, polimerik hidrojen bağlı O-H gerilmesi aralığındadır.



Şekil 3. 66 UV + Bond grubu FTIR spektrumu

UV + Bond grubunda 2933 cm^{-1} 'de görülen tepe noktasının daha derin olmasının nedeni hem UV ışık hem de Visio.link kullanımından kaynaklı C-H bantının oluşması olabilir.



Şekil 3. 67 Kumlama + Asit grubu FTIR spektrumu

Kumlama + asit grubunda, asit kaynaklı O-H bağının $3420,39\text{ cm}^{-1}$ 'de ve Al_2O_3 partiküllerinin 700 cm^{-1} civarında pik yaptığı düşünülmüştür.



Şekil 3. 68 Kumlama + Asit + Bond grubu FTIR spektrumu

Kumlama + Asit + Bond grubunda ilave olarak Visio.link kullanımıyla 2935,51 cm⁻¹ de C-H gerilmesi görülmüştür.



Şekil 3. 69 Asit + UV grubu FTIR spektrumu

Asit + UV grubunda, sülfürik asitin etkisiyle 3274,84 cm⁻¹'de O-H bandının yayvan spektrumu gözlenmiştir.



Şekil 3. 70 Asit + UV + Bond grubu FTIR spektrumu

Asit + UV + Bond grubunda ise, Asit + UV grubundan farklı olarak $2935,92 \text{ cm}^{-1}$ 'de Visio.link kaynaklı olduğu düşünülen alifatik C-H gerilmesi izlenmiştir.



Şekil 3. 71 Kumlama + UV grubu FTIR spektrumu

Kumlama + UV grubunda, UV ışığın polimer zincirini parçalamasına bağlı olarak 3065,30 cm⁻¹'de C-H gerilmesi görülmüştür.



Şekil 3. 72 Kumlama + UV + Bond grubu FTIR spektrumu

Kumlama + UV + Bond grubunda bu tepe noktası Visio.link'in de etkisiyle daha da derinlemiş ve 2943,54 cm⁻¹'de gözlenmiştir.



Şekil 3. 73 Kumlama + Asit + UV grubu FTIR spektrumu

Kumlama + Asit + UV grubunda, asit kullanımıyla yayvan bir O-H bandı $3502,75\text{ cm}^{-1}$ 'de, UV ışığa bağlı C-H bandı $3065,40\text{ cm}^{-1}$ 'de izlenmiştir.

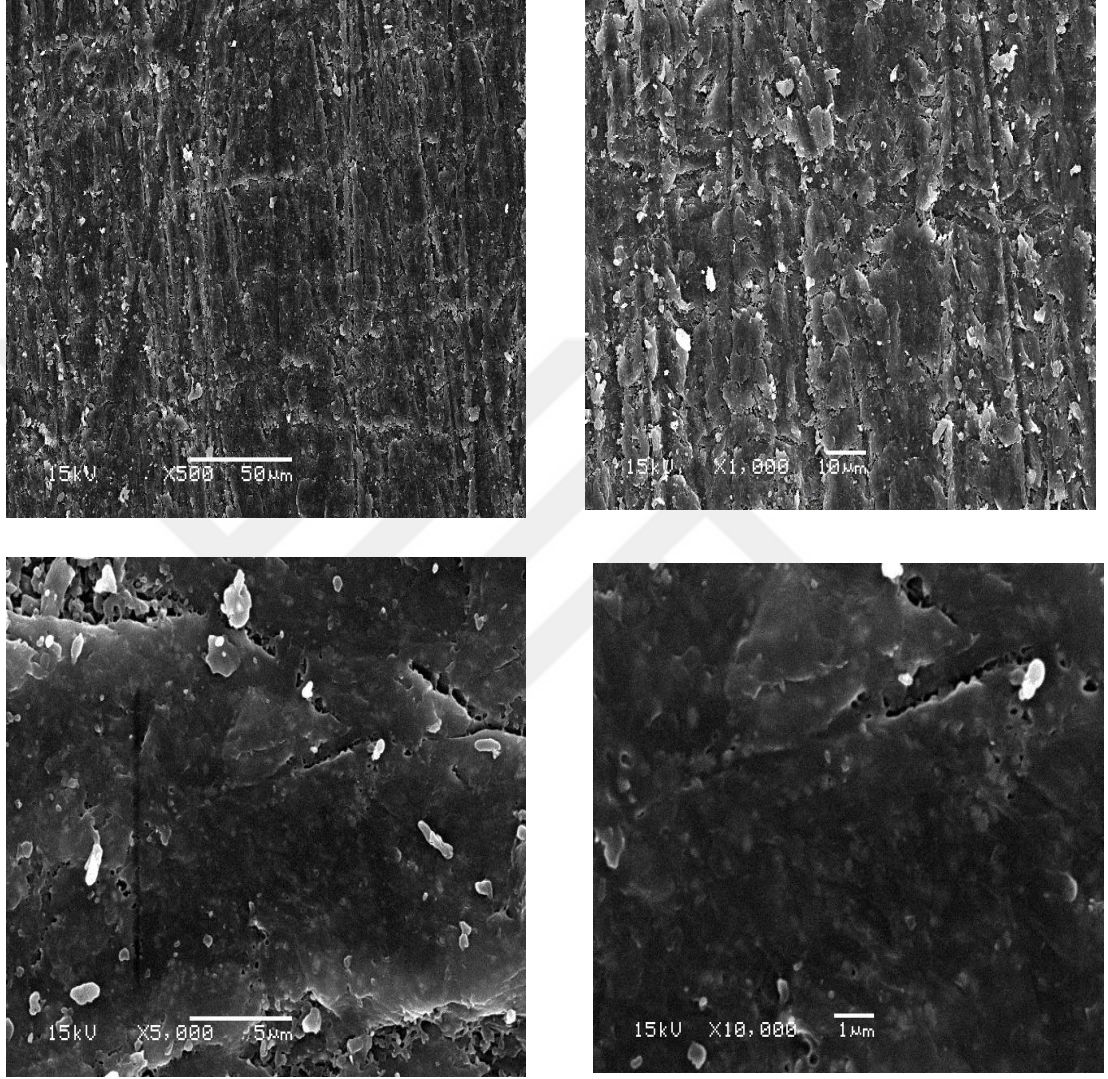


Şekil 3. 74 Kumlama + Asit + UV + Bond grubu FTIR spektrumu

Kumlama + Asit + UV + Bond grubunun 2935,41 cm⁻¹'deki C-H tepe noktasının daha da derinleşmiş olmasının Visio.link kullanımından kaynaklı olabileceği düşünülmüştür.

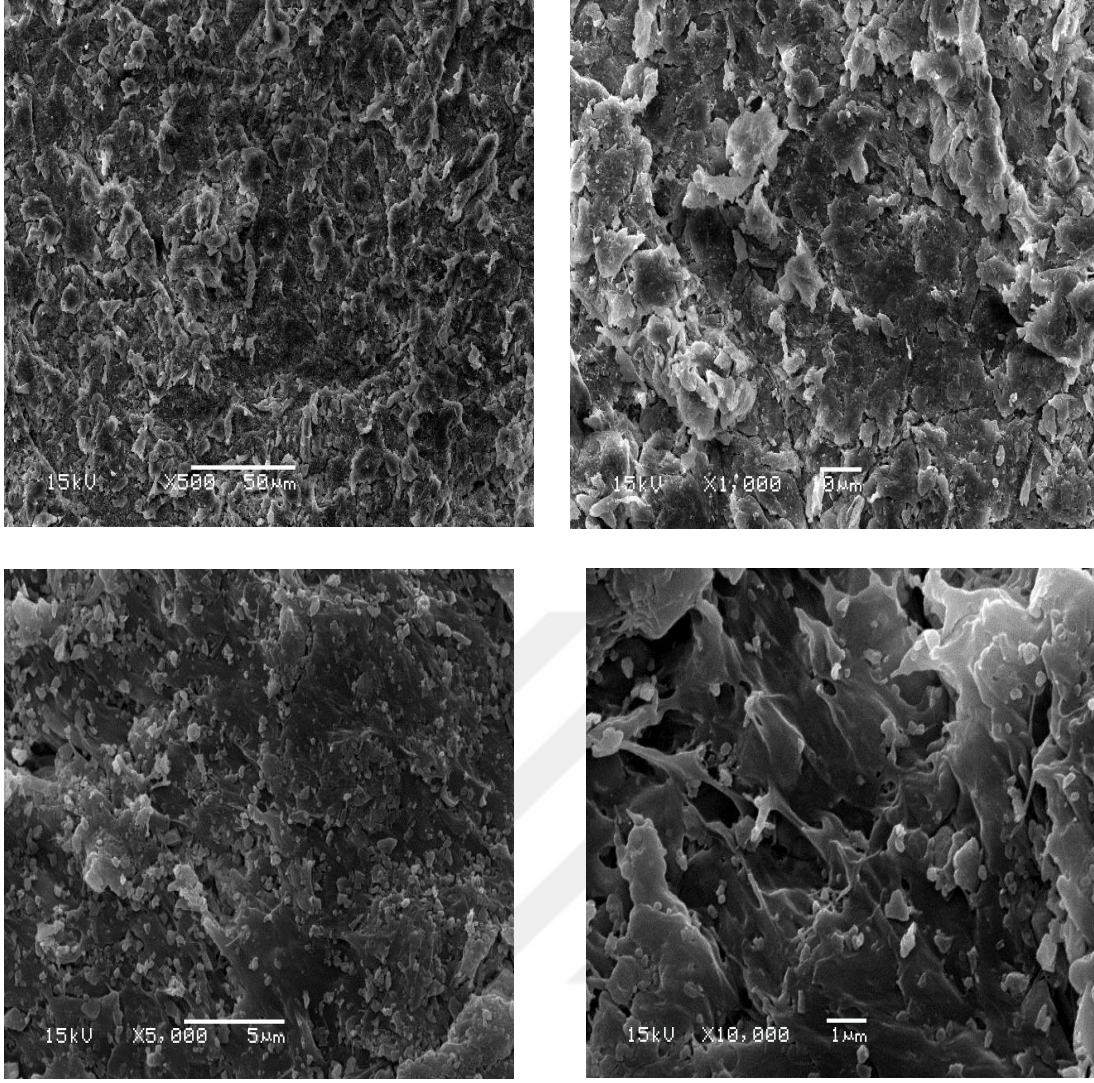
3.6. SEM Analizi Bulguları

Kontrol, Kumlama, Asit ve UV gruplarının yüzey topografyalarını gözlemlemek için x500, x1.000, x5.000 ve x10.000 büyütme altında alınan SEM görüntüleri Şekil 3.75 – 3.78 arasında verilmiştir.



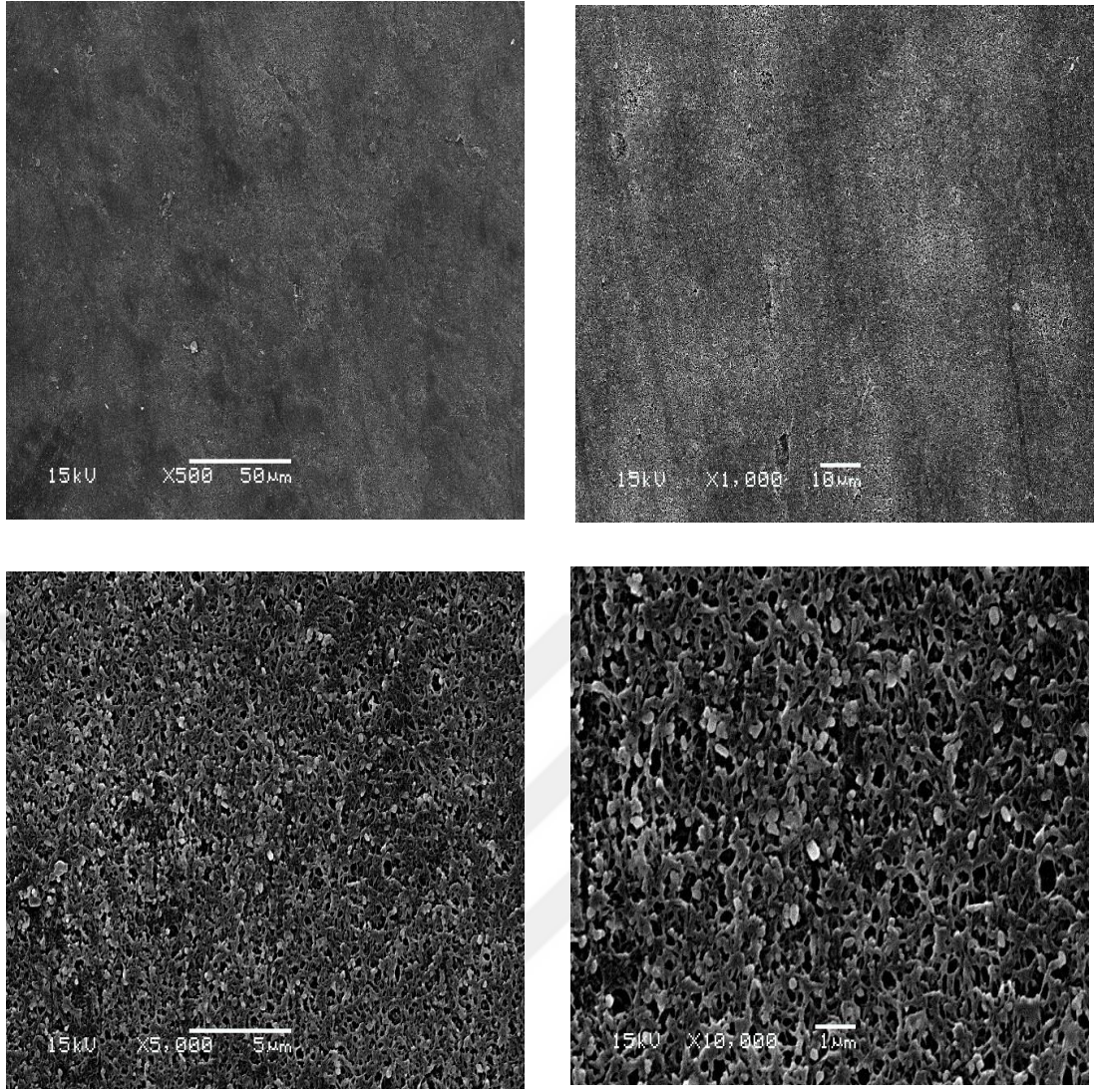
Şekil 3. 75 Kontrol grubu SEM görüntüleri

Kontrol grubuna ait örnek yüzeyinde hiçbir ön işlem yapılmamıştır ve homojen bir yüzey izlenmektedir.



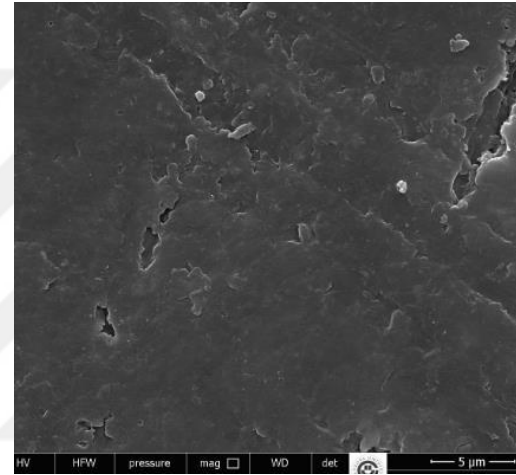
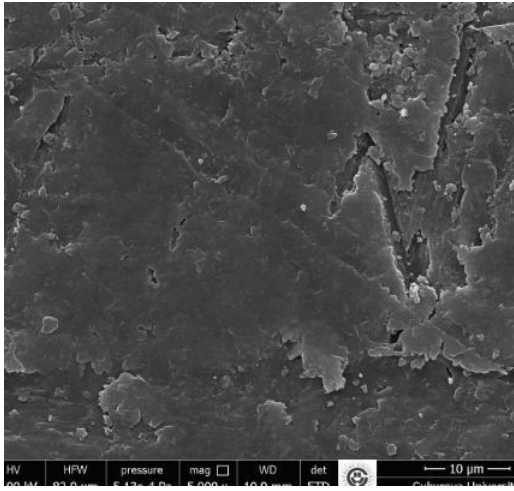
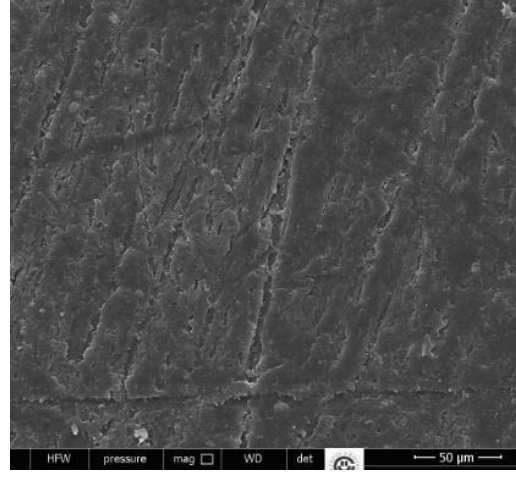
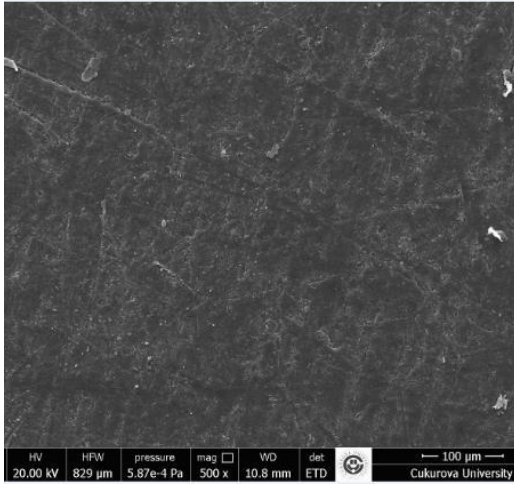
Şekil 3. 76 Kumlama grubu SEM görüntüleri

Kumlama grubunda; düzensiz, oluklar ve çukurlar içeren bir görüntü izlenmiştir.



Şekil 3. 77 Asit grubu SEM görüntüleri

Asit grubunda; pürüzlü, düzensiz ve gözenekli bir yapı izlenmiştir.



Şekil 3. 78 UV grubu SEM görüntüleri

UV grubunda; yüzeyde zımpara işleminden kaynaklı minimal çizikler dışında son derece homojen ve pürüzsüz bir görüntü izlenmiştir.

4. TARTIŞMA

Protetik diş hekimliğinin temel amacı, yapay materyaller kullanılarak dişler ve ağız dokularındaki eksikliklerin rehabilite edilmesidir (Raigrodski, 2004). Uzun yıllar boyunca metal alaşımlar, protetik diş hekimliğinde altın standart olarak kabul edilmiş olmakla birlikte metal alaşımlarının estetik ve biyolojik özellikleri yeni materyaller arayışına neden olmuştur (Norling ve Reisbick, 1979). Zirkonya gibi altyapılar, sabit protezlerde 1200 MPa'a ulaşan yüksek dayanımları nedeniyle en sık kullanılan materyallerdir (Mehl, Ludwig, Steiner ve Kern, 2010). İtiryum (Y_2O_3) ile stabilize edildiğinde, dental uygulamalar için iyi özellikler sunmasına rağmen, metastabilitenin doğası gereği, zirkonyum bazlı restorasyonlar, oda sıcaklığında “düşük sıcaklık bozulması” olarak bilinen istenmeyen faz dönüşümüne karşı hassastır (Chevalier, 2006; de Kok, Kleverlaan, de Jager, Kuijs ve Feilzer, 2015). Bu durum, yüzey pürüzlülüğü ve mikro çatlaklar oluşturarak su penetrasyonunu mümkün kılmakta ve sonuç olarak mekanik kuvvet kaybına yol açmaktadır (Chevalier, 2006; de Kok vd., 2015; Lameira, Silva, Silva ve de Souza, 2015). Mevcut materyallerdeki bu gibi problemlerin üstesinden gelmek ve biyomimetik yaklaşımla dentin ve kemiğe daha yakın elastik modülüne sahip PEEK adı verilen yüksek dirençli yeni nesil polimerler alternatif bir materyal olarak son yıllarda popülerite kazanmıştır (Kurtz ve Devine, 2007).

PAEK grubunda yer alan yüksek performanslı PEEK, lineer, aromatik, yarı kristalin yapıda termoplastik bir polimerdir. Üstün mekanik özellikleri, neredeyse tüm organik ve inorganik kimyasallara olan direnci, biyouyumluluğu ve stabilitesi (Toth vd., 2006; Kurtz ve Devine, 2007), PEEK'i diş hekimliği için dikkat çeken bir materyal haline getirmiştir (Stawarczyk vd., 2013a). Uygulama alanları arasında implant materyalleri, geçici ve daimi dayanaklar ve implant destekli bar malzemeleri bulunmakla beraber sabit protezler için de uygun bir polimerdir (Tetelman ve Babbush, 2008; Bayer vd., 2012; Santing, Meijer, Raghoobar ve Özcan, 2012; Tannous, Steiner, Shahin ve Kern, 2012; Atsü, Aksan ve Bulut, 2019; Türksayar ve Atsü, 2021). Bununla birlikte, PEEK'in monolitik restorasyonlar için klinik kullanımı, düşük yarı saydamlığı ve grimsi veya kar beyazı renk bileşeni nedeniyle sınırlıdır (Stawarczyk, 2013b). Bu nedenle, veneerleme için ilave olarak kompozit rezinlere ihtiyaç vardır. Bu doğrultuda, PEEK yüzeyi ile kompozit rezin arasında yeterli bir bağlantı kuvvetinin elde edilmesi,

PEEK'in düşük yüzey enerjisi, kimyasal ve mekanik işlemlere karşı yüksek direnci nedeniyle halen bir problem olarak karşımıza çıkmaktadır.

PEEK ve kompozit rezin arasındaki bağlanma özelliklerini araştıran çalışmalar, PEEK'e yüzey modifikasyonu uygulanmadığı sürece adezyon sağlanamayacağı veya yetersiz adezyon sağlanabileceğini bildirmiştir (Schmidlin vd., 2010; Kern ve Lehmann, 2012; Stawarczyk vd., 2014a). Bu sebeple, PEEK restorasyonu ve diş bağlantısının; dayanıklılık, uzun ömür ve stabilite gereksinimlerini karşılayabilmesi adına rezin malzemelerle reaksiyona girmesi için PEEK yüzeyinin modifiye edilmesi gerekmektedir (Schmidlin vd., 2010; Hallmann vd., 2012; Kern ve Lehmann, 2012; Stawarczyk vd., 2013a; Stawarczyk vd., 2013b; Keul vd., 2014; Stawarczyk vd., 2014a).

Çalışmamızda, PEEK yüzeyini modifiye eden mevcut ön işlemlere alternatif oluşturacak yeni veya kombine yüzey ön işlemlerinin değerlendirilmesi amaçlanmıştır. Bu in vitro çalışmada, PEEK yüzeyinin, %98 sülfürik asit ile pürüzlendirme, Al_2O_3 ile kumlama, UV ışığa maruz bırakma ve adeziv kullanımıyla modifiye edilerek 1 yıllık klinik kullanıma eş değer 5-55° arası 10.000 termal siklus ile yaşlandırıldıktan sonra kompozit rezin ve rezin siman ile bağlantı dayanımları incelenmiştir. Bağlantı dayanımı değeri bakımından gruplar arasında anlamlı fark görülmeyeceğine dair oluşturulan H_0 hipotezimiz reddedilmiştir. %98 sülfürik asitle pürüzlendirme, Al_2O_3 ile kumlama, UV ışık uygulaması ve adeziv kullanımının bağlantı dayanımını arttırdığı bulunmuştur.

Doldurucusuz, %20 TiO_2 dolduruculu ve %30 TiO_2 dolduruculu PEEK örnekler ile yapılan bir çalışmada en yüksek bağlantı dayanımı, %20 TiO_2 dolduruculu PEEK örneklerin olduğu grupta bulunmuştur (Lümkemann, Eichberger ve Stawarczyk, 2017). Bu çalışma referans alınarak çalışmamızda %20 TiO_2 dolduruculu PEEK blok kullanıldı.

PEEK yapısında aromatik halka bulunması, malzemenin mekanik kuvvetlere, radyasyon hasarına, oksidatif ve termal bozulmalara karşı direnç göstermesini sağlar (Toth vd., 2006). PEEK'in ıslanabilirliğini, kompozit rezin ve rezin simana bağlantı dayanımını artırmak için Al_2O_3 ile kumlama, asitle pürüzlendirme gibi çeşitli yüzey işlemleri incelenmiştir (Henriques vd., 2018). %98 sülfürik asitle pürüzlendirme, PEEK'in bağlanma özelliklerini arttırmanın etkili bir yöntemidir. Daha önce yapılan

çalışmalarda PEEK yüzeyine %98 sülfürik asit uygulanmış ve yüksek oranda gözenekli ve adezivlere karşı geçirgen bir yüzey olduğu dolayısıyla bağlantı dayanımının arttığı bildirilmiştir (Schmidlin vd., 2010; Stawarczyk vd., 2013a). Çalışmamızda benzer çalışmalar (Stawarczyk vd., 2012; Bähr vd., 2013; Stawarczyk vd., 2013a; Stawarczyk vd., 2014b; Uhrenbacher vd., 2014; Rosentritt vd., 2015; Stawarczyk vd., 2015; Rocha vd., 2016; Silthampitag vd., 2016) referans alınarak çalışma gruplarından biri olarak 60 sn %98 sülfürik asit (100 µL) kullanılmıştır. Chaijareenont ve arkadaşları (2018) da çalışmamızla aynı boyutlardaki örneklerle (5x5 mm²) 60 saniye süre ile sülfürik asit (100 µL) uygulamıştır. Yine benzer çalışmalar referans alınarak 60 saniye boyunca %98 sülfürik asit (100 µL) ile pürüzlendirilmiş örnekler, deiyonize su ile 1 dk durulandıktan sonra basınçlı havayla kurutulmuştur.

Yüksek konsantrasyonlu (%98) sülfürik asit kullanımı, mukozada ciddi hasara neden olan koroziv doğası nedeniyle risklidir. Sülfürik asit kullanımı sonucunda oluşan kükürt fonksiyonel gruplarının insan hücreleri üzerinde olumsuz etkileri olduğu, bunların serbest oksijen radikalleri, düşük değerli sülfür bileşikleri, zararlı hücreler (Meng, Liu ve Wu, 2005) ve kükürt dioksit (SO₂) üreterek, DNA hasarına neden olabileceği bildirilmiştir (Ouyang vd., 2016). Öte yandan, %98 konsantrasyona sahip sülfürik asidin klinik olarak uygulanmasının sakıncalı olduğu (Tsuka ve ark. 2017) ve cilde doğrudan temasının cilt üzerinde yanıklara neden olabileceği bildirilmiştir (Silthampitag vd., 2016). Bu nedenle, %98 sülfürik asit kullanımı, PEEK'e uygulanacak yüzey modifikasyonlarını sınırlamıştır. PEEK'in %98 sülfürik asit ile ön işleme tabi tutulması uygun bir yöntem olsa da laboratuvar ve muayenehanelerde kullanımı tehlikelidir ve dikkatli çalışma gerektirmektedir (Stawarczyk vd., 2013a).

Al₂O₃ ile kumlama işlemi, yüzey modifikasyonu için en kolay yöntem olarak kabul edilmektedir. Diş hekimliğinde kumlama, implantların yüzey modifikasyonu, ortodontik braketlerin simantasyonu, kırılmış porselen restorasyonu ve diğer parçalar için en yaygın kullanılan uygulamalardan biri haline gelmiştir. Kumlama, adeziv siman ile mikromekanik kenetlenme oluşturmak için kompozit malzeme yüzeyinden organik kirleticileri tamamen ortadan kaldırarak yüzey pürüzlülüğünü ve yüzeyin aktivasyonunu artırır (Eldin, Gorab ve Osman, 2021). 110 µm Al₂O₃ ile kumlama işleminin, PEEK'in farklı kompozit rezinlere çekme ve makaslama bağlantı dayanımını arttırdığı birçok araştırmacı tarafından bildirilmiştir (Schmidlin vd., 2010; Kern ve Lehmann, 2012; Stawarczyk vd., 2013a; Rosentritt vd., 2015; Stawarczyk vd.,

2018). Mayinger ve ark. (2021), çalışmalarında kullandıkları polimer materyali, 110 μm Al_2O_3 partikülleri ile 0.2 MPa basınçla 10 mm mesafeden 45° açıyla kumlama işlemine tabi tutmuştur. Çalışmamızda PEEK örnekler, bu çalışmalar referans alınarak 110 μm Al_2O_3 partikülleri ile 0.2 MPa basınçla 10 mm mesafeden 45° açıyla 20 saniye boyunca kumlama cihazında kumlama işlemine tabi tutulmuştur.

TiO_2 partikülleri, yoğun UV absorpsiyonu ve üstün hidrofilikliği ile bilinir (Chen ve Mao, 2007). Tıbbi uygulamalar için, ışınlanmış TiO_2 malzemelerinin antibakteriyel özellikleri özellikle ilgi çekicidir (Visai vd., 2011). Nano- TiO_2 ile güçlendirilmiş PEEK/polieterimid (PEI) karışımlarının iki bakteriye karşı antibakteriyel aktivitesi araştırıldığında, UV ışınlamı sonrası bakterilerin hayatta kalma oranlarının azaldığı bulunmuştur (Díez-Pascual ve Díez-Vicente, 2015). Bu etki, TiO_2 malzemelerin, UV ışığıyla ışınlandığında reaktif radikallerin (oksijen türleri) oluşumu ile ilişkilendirilmiştir (Neal, 2008).

Zirkonya, titanyum alaşımları ve PEEK örneklerin yüzeyine 12 dk süreyle UV-C ışık uygulandıktan sonra temas açılarındaki ve XPS ile yüzey kimyasındaki değişimlerin gözlemlendiği bir çalışmada, PEEK materyalindeki hidrokarbon kaybı 2 kat, TiO_2 ve ZrO_2 materyallerindeki hidrokarbon kaybı 3 kat olmuştur. Ayrıca PEEK'teki H-O-C=O bağlarında artış görülmüştür. Temas açısı, UV-C ışık uygulanmadan önce 71-74° iken UV-C ışık uygulandıktan sonra 27-33°'ye düşmüştür (Roy vd., 2017).

PEEK yüzeyine UV-C ışık uygulama süresi, temas açısı, yüzey kimyası ve karakterizasyonundaki değişimlerle ilgili literatür oldukça kısıtlıdır. Öte yandan UV-C ışık uygulandıktan sonra bağlantı dayanımını ölçen bir çalışma bulunmuştur (Okawa, Taka ve Aoyagi, 2020). Literatür eksikliği nedeni ile çalışmamıza başlamadan önce UV-C ışığın ne kadar süreyle uygulanacağı konusunda pilot çalışma yapılmıştır. Bu pilot çalışmada, PEEK örnekler; kontrol grubu, 5dk, 10 dk, 15 dk, 30 dk ve 45 dk UV-C ışık uygulanacak şekilde 3'er örnekle gruplandırılmıştır. Kontrol grubunun temas açısı 96.1°; 5 dk UV-C grubunun temas açısı 80.8°; 10 dk UV-C grubunun temas açısı 61.1°; 15 dk UV-C grubunun temas açısı 39.3°; 30 dk UV-C grubunun temas açısı 64.1°; 45 dk UV-C grubunun temas açısı ise 57.8° olarak ölçülmüştür. Ayrıca 45 dk UV-C ışığa maruz kalan gruptaki PEEK örneklerin renkleri sarımsı bir renk almıştır. Bu ön çalışma sonrasında ıslanabilirliği en çok artıran süre

olan 15 dk 256 nm UV-C ışık uygulamasına karar verilerek çalışmamızda uygulanmıştır.

Genel olarak, inert PEEK yüzeyinin rezine adezyonunu iyileştirmek için dental adezivler kullanılır (Çağlar vd., 2019). Adeziv sistemin içeriği ve solventleri, PEEK ile bağlantı oluşturma üzerinde önemli rol oynar. Signum PEEK Bond (Heraeus Kulzer, Hanau, Almanya) ve Visio.link (Bredent, Senden, Almanya) MMA içeriğine sahip olmasına rağmen Visio.link ek olarak PETIA ve dimetakrilat içermektedir. MMA, PEEK yüzeyini genişletirken dimetakrilat monomerlerinin de 2-karboksil grubu ile kompozit rezinlere bağlandığı bildirilmiştir (Uhrenbacher ve ark. 2014). Ayrıca pentaeritritol triakrilatın PEEK yüzeyini değiştirme kapasitesi nedeniyle, Visio.link PEEK restorasyonlara daha yüksek bağlanma gücü göstermektedir (Çağlar ve ark. 2018). Önceki çalışmalar, PEEK malzemelerinin bağlantı dayanımı özelliklerini incelemiş ve Visio.link gibi MMA monomerleri içeren adeziv sistemlerin daha yüksek bağlantı dayanımı ile sonuçlandığını bulmuştur (Stawarczyk vd., 2013b; Keul vd., 2014; Stawarczyk vd., 2014a). Geçmiş çalışmalar referans alınarak çalışmamızda adeziv uygulanan gruptaki PEEK örnekler, yüzey işlemlerinden sonra üretici firmanın talimatları doğrultusunda 5 saniye süreyle Visio.link uygulandı ve hava ile inceltildikten sonra 90 saniye boyunca LED ışıklı polimerizasyon cihazı ile polimerize edildi.

Yapılan farklı yüzey ön işlemlerinin PEEK materyalinin bağlanma dayanımı ve yüzey topografyası üzerindeki etkilerini değerlendirmek için yüzey analizi yapılmaktadır. Benzer çalışmalar (Kern ve Lehmann, 2012; Akkan vd., 2013; Stawarczyk vd., 2013a; Sproesser vd., 2014; Zhou vd., 2014; Dupuis vd., 2015; Silthampitag vd., 2016; Lümekmann vd., 2018) dikkate alınarak, çalışmamızda farklı yüzey ön işlemlerinin PEEK materyalinin yüzey morfolojisi ve bağlanma dayanımı üzerindeki etkilerini, ince yapısal detayları ayrıntılı olarak inceleyebilmek amacıyla, her gruptan bir adet örnek seçilerek SEM ile incelenmiştir.

SEM görüntülerinde, Kontrol grubunda; homojen, Kumlama grubunda; düzensiz, oluklar ve çukurlar, Asit grubunda; düzensiz, gözenekli ve UV grubunda pürüzsüz, homojen bir görüntü izlenmiştir. Kontrol, Kumlama ve Asit grupları için geçmiş çalışmalarda da çok benzer görüntüler elde edilmiştir (Schmidlin vd., 2010; Silthampitag vd., 2016; Villefort vd., 2021; Kimura vd., 2022). Yapılan bir çalışmada,

1056 saatlik 340 nm UV-A ışığa maruz kalan PEEK fiberlerin SEM görüntüsünde düz ve homojen bir model izlenmiştir (Mylläri, Ruoko ve Jarvela, 2014).

Klinik öneriler sunulmadan önce, oral koşulların uzun süreli simülasyonundan sonra in vitro bağlantı testi gereklidir (Kern ve Lehmann, 2012). Termal siklus, bağlantı dayanımının in vitro testi için en sık kullanılan yapay yaşlandırma yöntemidir (Kern, 2009; Yang, Barloi ve Kern, 2010). Termal siklus prosedürü ile yapay yaşlandırma, bağlantı dayanımı üzerinde iki farklı şekilde etki edebilir. Bir tarafta PEEK yüzeyinin, adeziv ve simanın temas alanındaki post polimerizasyonun neden olduğu bağlantı dayanımında bir artışa yol açabilir. Öte yandan, termal stres, ilgili malzemelerin farklı hacimsel değişimlerinden kaynaklanan bağlantı bölgesinin mekanik stresine neden olabilir (Stawarczyk vd., 2013b). Literatürde, 10.000 termal siklusun, ağız ortamında yaklaşık 1 yıla karşılık geldiği belirtilmiştir (Gale ve Darvell, 1999). Güncel çalışmalarda, test örnekleri 5°C - 55°C su banyolarında 30'ar saniye bekleyecek ve banyolar arası geçiş 10 saniye olacak şekilde 10.000 termal siklus uygulanmış olup (Cayo-Rojas, Hernández-Caba, Aliaga-Mariñas, Ladera-Castañeda ve Cervantes-Ganoza, 2021; Freifrau von Maltzahn, Holstermann, Stiesch ve Kohorst, 2021; Hong, Choi, Lee, Lee ve Ahn, 2021) bu çalışmalar referans alınarak çalışmamızda, kompozit rezin ve rezin siman ile bağlanan PEEK örnekler, termal siklus cihazı kullanılarak sırası ile 5°C - 55°C ($\pm 2^\circ\text{C}$) su banyolarında 30'ar saniye bekleyecek ve banyolar arası geçiş 10 saniye olacak şekilde, 1 yıllık klinik kullanıma eş değer olan 10.000 termal döngüye maruz bırakıldı.

Dental materyallerin klinik performanslarını değerlendirmek için bağlantı dayanımı testleri sıklıkla kullanılmaktadır. Makaslama bağlantı dayanımı testi, klinikte oluşabilecek kuvvetleri gerçeğe yakın şekilde taklit edebilmesi ve pratik olması nedeniyle en çok tercih edilen test yöntemlerinin başında gelmektedir (Derand, Molin ve Kvam, 2005). Materyallerin bağlantı yüzeyinde homojen olmayan gerilim dağılımlarına neden olan makaslama bağlantı dayanımı testinde, bu sorun spesifik parçalar kullanılarak bağlanma alanının standardize edilmesiyle çözülebilir ve daha sağlıklı sonuçlar elde edilebilir (Braga, Meira, Boaro ve Xavier, 2010). Çalışmamızda, PEEK ile kompozit rezin ve PEEK ile rezin siman arasındaki bağlantı dayanımı testi için önceki çalışmalar (Schmidlin vd., 2010; Stawarczyk vd., 2013a; Stawarczyk vd., 2014a; Schwitalla vd., 2017; Bötzel vd., 2018; Tsuka vd., 2019) referans alınmış, bağlanma ara yüzeyine 1 mm/dk hızla makaslama kuvveti uygulanarak universal test

cihazı (Lloyd-LRX, Lloyd Instruments, Fareham, İngiltere) kullanılmıştır. Yaklaşma hızının yüksek olduğu durumlarda, ayırıcı uç, adeziv ya da rezin materyal içinde koheziv kırık oluşturarak yüksek bağlantı dayanımı değerlerine dolayısıyla yanlış sonuçların ortaya çıkmasına neden olduğu için çalışmamızda 1 mm/dk hızla makaslama kuvveti uygulanmıştır (Piwowarczyk, Lauer ve Sorensen, 2004).

Sülfürik asit, PEEK matrisini sülfonasyon etkisiyle çözdüğü için yüksek pürüzlendirme kabiliyetinden dolayı PEEK yüzeyinde mikro gözenekler oluşturur, bu da PEEK polimerik zincirlerinden sülfonat gruplarının (-SO₃) kimyasal olarak sızmasına neden olur ve metilmetakrilat bazlı adeziv rezin siman ile çapraz bağlantı oluşturarak mikromekanik retansiyon oluşur (Kern, Barloi ve Yang, 2009). Dolayısıyla, PEEK yüzeyinin sınırlı çözünmesi nedeniyle yüksek bağlantı değerleri sergilerken orta derecede yüzey pürüzlülüğü ve temas açısı sergilenmektedir. Bununla birlikte, PEEK yüzeyinin kimyasal şartlandırma ile oksidasyonunun aromatik halkayı çözdüğü, polaritede bir artışa ve yüksek bağlantı dayanımı ve yüksek topografik değişikliklerle sonuçlanan bonding ajanına bağlanan reaktif fonksiyonel grupların eklenmesine neden olduğu da bildirilmiştir (Sproesser vd., 2014). Bu, PEEK yüzeyinin sülfürik asit ile pürüzlendirilmesinin gözenekli bir yüzey oluşturan çözünmeye neden olduğunu, rezin simanın daha derine nüfuz etmesini kolaylaştırdığını ve dolayısıyla adezyon kabiliyetini güçlendirdiğini göstermektedir (Zhou vd., 2014).

Kumlama, yüzey pürüzlülüğünü ve yüzey alanını yoğunlaştırdığı ve ince aşındırıcıların yüksek hızda çarpması nedeniyle PEEK yüzeyinden organik artıkları uzaklaştırarak simana mikromekanik kenetlenmeyi desteklediği için diş hekimliğinde etkin bir yüzey işleme yöntemi olarak kabul edilir (Schmidlin vd., 2010; Sproesser vd., 2014). Bununla birlikte, çalışmamızda, kumlama ile yüzey işleminin, incelenen bazı grupların aksine düşük bağlantı dayanımı sergilediği gözlenmiştir. Yüksek hızlı aşındırıcı parçacıkların çarpışması nedeniyle yüksek gözeneklilik ve pürüzlü yüzeylerin oluşması PEEK'in rezin siman ile bağ etkileşiminin zayıflamasına neden olarak siman penetrasyonu üzerinde olumsuz etkiye neden olabilir. Bununla birlikte kumlama, örneğin mekanik dayanımını etkileyen klinik adaptasyon üzerinde etkisi olabilecek restorasyonlardan önemli miktarda materyal uzaklaştırır (Karakoca ve Yılmaz, 2009). Partikül büyüklüğü, maruz kalma süresi, çalışma mesafesi, püskürtme basıncı ve püskürtme açısı kumlama sırasında dikkate alınması gereken faktörlerdir (Guazzato, Quach, Albakry ve Swain, 2005).

Al₂O₃ ile kumlama işlemi yapılan bir çalışmanın deneyleri sırasında, kumlama ile ön işlem gerçekleştirildikten sonra PEEK yüzey özelliklerinin birkaç dakika içinde değiştiği tespit edilmiştir. Kumlama işleminden sonra daha uzun bir bekleme süresi, ön işlemten hemen sonra veneer kompozit rezin uygulanan örnekler göre daha düşük gerilme bağlantı dayanımı değerleri ile sonuçlanmıştır. Bu durumun, PEEK yüzeylerinin nemlenmesi ile açıklanabileceği bildirilmiştir. Özellikle yüksek basınç değerlerinde kumlama, PEEK yüzeyinde yüksek sıcaklıklara yol açar ve yüzey çok kuru bir hava akımına maruz kalır. Bir süre sonra yüzey tekrar ortam nemine maruz kalır. Adeziv sistemlerindeki metakrilatlar hidrofobik olduğundan, nem, bağlantı dayanımını güçlü bir şekilde etkileyebilir. Dolayısıyla, ön işlem ve kompozit rezin uygulanması ile ilgili iş akışı hızlı olmalıdır (Stawarczyk, Tauball, Roos, Schmidlin, ve Lückemann, 2018).

Çalışmamızın bağlantı dayanımı değerlerini kendi içinde değerlendirdiğimizde; kompozit rezin ile bağlanan gruplarda en yüksek bağlantı dayanımı Asit + Bond grubunda ($19,53 \pm 1,94$ MPa) bulunmakla beraber ($p < 0,000$) Kumlama + UV + Bond ($14,87 \pm 3,60$ MPa) ve Kumlama + Asit + UV + Bond ($14,84 \pm 2,91$ MPa) grupları ile arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark bulunamamıştır. En düşük bağlantı dayanımı ise Kontrol grubunda ($1,57 \pm 0,75$ MPa) görülüp ($p < 0,05$) Kumlama ($2,03 \pm 0,63$ MPa), UV ($1,93 \pm 0,53$ MPa), Kumlama + UV ($2 \pm 0,65$ MPa), Kumlama + Asit + UV ($2,09 \pm 0,67$ MPa) grupları ile arasında istatistiksel olarak anlamlı fark bulunamamıştır.

Rezin siman ile bağlanan gruplarda en yüksek bağlantı dayanımı değeri Kumlama + Asit + Bond grubunda ($14,67 \pm 1,68$ MPa) bulunmuş ($p < 0,05$) ve Asit + Bond ($12,22 \pm 1,56$ MPa), UV + Bond ($13,31 \pm 2,19$ MPa) ve Kumlama + Asit + UV + Bond ($11,20 \pm 3,49$ MPa) grupları ile arasında anlamlı bir fark bulunamamıştır. En düşük bağlantı dayanımı ise Kontrol grubunda bulunmuştur ($p < 0,001$).

10 MPa kritik makaslama bağlantı dayanımı değeridir ve 10 MPa'dan yüksek değerler klinik olarak kabul edilebilir olarak bildirilmiştir (Behr vd., 2011). Bu sonuçlardan hareketle, klinik kullanımı toksik olması nedeni ile riskli olan sülfürik asite alternatif olarak UV ışık uygulamasının MMA, PETIA ve dimetakrilat içeren adeziv ajanlar ile kullanımı önerilebilir.

Yüzey pürüzlülüğü, mikro pöröziteler oluşturarak yüzey alanını artırdığı için rezin siman ve PEEK arasındaki mikro mekanik bağlantıyı kuvvetlendirir (Özel ve Kara, 2020). Farklı yüzey ön işlemleri uygulandıktan sonra her gruptan bir örneğin pürüzlülük ve ıslanabilirlik ölçümleri yapılmıştır. Profilometre cihazları, kullanımlarının kolay olması, doğru ve etkili ölçüm yapmaları nedeniyle dental materyallerin yüzey pürüzlülüğü ölçümleri için oldukça sık bir şekilde tercih edilmektedirler (Whitehead, Shearer ve Watts, 1995). Ayrıca aşınma miktarını nicel veriler halinde sundukları için yüzey hakkında önemli bilgiler verirler (Cha vd., 2004). Bu nedenle, çalışmamızda, örneklerin yüzey pürüzlülüğü ölçümleri için benzer çalışmalar (Stawarczyk vd., 2014b; Bötzel, Zimmermann, Sütel, Müller ve Schwitalla, 2018; Lümekemann, Strickstroock, Eichberger, Zylla ve Stawarczyk, 2018; Tsuka vd., 2019) göz önünde bulundurularak, profilometre cihazı (Perthometer M2, Mahr, Gottingen, Almanya) kullanılmıştır.

Çalışmamızın yüzey pürüzlülüğü verileri incelendiğinde en yüksek yüzey pürüzlülüğünü Kumlama grubu ($2,020 \pm 0,206 \mu\text{m}$) ($p < 0,000$), en düşük yüzey pürüzlülüğünü Asit + UV + Bond grubu ($0,100 \pm 0,047 \mu\text{m}$) sergilemiş ($p < 0,01$) ve UV + Bond ($0,165 \pm 0,026 \mu\text{m}$), Asit + UV ($0,143 \pm 0,035 \mu\text{m}$), Kumlama + Asit + UV + Bond ($0,143 \pm 0,029 \mu\text{m}$) grupları ile arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark bulunamamıştır.

Bağlantı dayanımı ve yüzey pürüzlülüğün ölçüldüğü ve ilişkilendirildiği çok sayıda çalışma yapılmıştır. Parkar ve ark. (2021), PEEK örnekleri kontrol, 10 mm mesafeden 10 saniye süreyle 0.1 MPa basınçla 110 μm Al_2O_3 ile kumlama, %98 sülfürik asitle pürüzlendirme ve 10 mm mesafeden 10 saniye süreyle 0.1 MPa basınçla 10–20 μm sentetik elmas partikülleri ile kumlama olmak üzere 4 gruba ayırmış ve makaslama bağlantı dayanımı ile yüzey pürüzlülüğünü ölçmüştür. Bizim çalışmamızın aksine en yüksek yüzey pürüzlülüğü sülfürik asit grubunda ($2.106 \pm 0.186 \mu\text{m}$) bulunurken Al_2O_3 ile kumlama grubu ($1.706 \pm 0.160 \mu\text{m}$) ikinci sırada yer almış ve elmas ile kumlama grubundan ($1.101 \pm 0.167 \mu\text{m}$) daha yüksek değer almıştır. En düşük yüzey pürüzlülüğünü ise kontrol grubu ($0.147 \pm 0.0238 \mu\text{m}$) sergilemiştir. Bu farklılığın sebebinin; bizim çalışmamızda kumlama süresi 20 sn ve basıncı 0.2 MPa olarak belirlenirken bu çalışmada daha düşük basınç ve süre tercih edilmesinden kaynaklı olabileceği düşünülmektedir. Örnekler kompozit bloklara rezin siman ile bağlanmadan önce Monobond (Monobond-N; Ivoclar-Vivadent, Liechtenstein, Germany) isimli bir

adeziv ajan kullanılmıştır. Bağlama prosedürünün ardından örnekler, 5°C - 55°C su banyolarında 15'er sn bekleyecek ve geçiş süresi 15 sn olacak şekilde 5.000 termal siklusa maruz bırakılmıştır. En yüksek bağlantı dayanımını, çalışmamıza benzer şekilde sülfürik asit grubu (7.52 ± 1.20 MPa) göstermiştir. Sülfürik asit grubunu, Al_2O_3 ile kumlama grubu (3.91 ± 0.59 MPa) takip etmiştir. Bizim çalışmamıza göre daha düşük değerler sergilenmesinin sebebinin; termal siklus prosedüründeki farklılık, universal test cihazında 0,5 mm/dk yük uygulanması, MMA ve PETIA içermeyen farklı bir adeziv kullanılmasından kaynaklanabileceği düşünülmüştür.

Adeziv rezin simanlar; düşük çözünürlüğe, yeterli elastik modülüne ve çekme dayanımına, düşük polimerizasyon büzülme streslerine sahiptir. Bunun sonucunda yüksek marjinal bütünlük, minimum mikro sızıntı ve dayanıklı bağlar oluşturması beklenir (Hooshmand, Noort ve Keshvad, 2002; Peutzfeldt, Sahafi ve Flury, 2011). Zhou ve ark. (2014), 100 adet PEEK örneği; kontrol, %98 sülfürik asitle pürüzlendirme, %9,5 HF asit ile pürüzlendirme, argon plazma, 50 μm Al_2O_3 ile 10 mm mesafeden 15 saniye süreyle 0,4 MPa basınçla kumlama olmak üzere 5 gruba ayırmıştır ve alt gruplarda RelyXTM Unicem rezin siman ile bağlama ve SE Bond/Clearfil AP-XTM adeziv ve kompozit rezin ile bağlama prosedürleri yer almıştır. Örneklerle yaşlandırma işlemi uygulanmadan makaslama bağlantı dayanımları test edilmiştir. %98 sülfürik asit (7.4 ± 0.6 MPa, 8.7 ± 0.2 MPa) ve argon plazma (4.0 ± 0.2 MPa, 6.8 ± 0.7 MPa) uygulaması, RelyXTM Unicem veya SE Bond/Clearfil AP-XTM'nin PEEK'e bağlantı gücünü kontrol (0.0 ± 0.0 MPa, 5.2 ± 0.6 MPa), hidroflorik asit (0.0 ± 0.0 MPa, 2.8 ± 0.2 MPa) veya kumlama grubuna (1.4 ± 0.2 MPa, 5.3 ± 0.6 MPa) kıyasla önemli ölçüde güçlendirmiştir. SE Bond/Clearfil AP-XTM kullanmanın makaslama bağlantı dayanımı değeri, aynı yüzey işlemi yöntemiyle RelyXTM Unicem kullanmanınkinden daha yüksek bulunmuştur. Çalışmamızda da benzer şekilde adeziv kullanılan gruplarda daha yüksek bağlantı dayanımı sonuçları elde edilirken sülfürik asitle pürüzlendirme grubu en yüksek değerleri göstermiştir. Bu çalışmadaki makaslama bağlantı değerlerinin bizim çalışmamızdan daha düşük olmasının sebebi; kullanılan adezivin MMA ve PETIA içermemesi, bağlama işlemi yaparken örnekler üzerine standart bir kuvvet uygulanmaması olabilir. Ayrıca termal siklus prosedürü ile yapay yaşlandırma, PEEK yüzeyinin, adeziv ve rezinin temas alanındaki post polimerizasyona neden olarak bağlantı dayanımında artışa yol açabilir (Stawarczyk, 2013b).

Stawarczyk ve ark. (2014b), 1 dk %98 sülfürik asit ve 30 sn piranha solüsyonu ile pürüzlendirilen PEEK örneklerin kompozit rezinle çekme bağlantı dayanımı ve yüzey pürüzlülüğünü değerlendirdiği çalışmada, sülfürik asit uygulanan grup; kontrol grubu ve piranha solüsyonu uygulanan gruptan daha yüksek yüzey pürüzlülüğü değerleri göstermiştir. Visio.link ve Signum PEEK Bond adeziv ajanlarının kullanıldığı gruplarda bağlantı dayanımının önemli ölçüde arttığını bulmuşlardır. Tek başına sülfürik asit veya piranha solüsyonu uygulaması bağlantı dayanımını bir miktar artırsa da tek başına kullanımlarının yeterli bağlantı dayanımı değerleri sağlamadığını ve bu yüzey ön işlemlerine ilave olarak adeziv bir ajan kullanımının gerektiğini belirtmişlerdir. Bu çalışmaya benzer olarak çalışmamızda sülfürik asit kullanılan grupta yüzey pürüzlülüğü kontrol grubundan daha yüksek bulunmuştur. Visio.link kullandığımız gruplarda bu çalışmaya paralel şekilde bağlantı dayanımı daha yüksek bulunmuştur.

Adem ve ark. (2021) yaptığı çalışmada, PEEK örnekler, yüzey işlemi yapılmayan kontrol grubu, 1 dk %98 sülfürik asitle pürüzlendirme, 50 μm Al_2O_3 partikülleri ile 10 saniye 0.2 MPa basınçla kumlama ve kumlama + sülfürik asit uygulaması şeklinde 4 gruba ayrılmış ve kompozit rezin silindirler ile bağlanmıştır. Çalışmada termal siklus prosedürü uygulanmamıştır. En yüksek makaslama bağlantı dayanımı, %98 sülfürik asit uygulaması yapılan grupta (13.43 ± 1.42 MPa) bulunmuştur. Kumlama + sülfürik asit uygulaması yapılan grubun makaslama bağlantı dayanımı değerleri (11.72 ± 1.69 MPa); kumlama grubu (6.43 ± 1.05 MPa) ve kontrol grubundan (5.39 ± 1.36 MPa) daha yüksek bulunmuş, kumlama grubu ve kontrol grubu arasında anlamlı bir fark bulunmamıştır. Bu çalışmada adeziv kullanılmamıştır. Bizim çalışmamızdan daha yüksek bağlantı değerlerine sahip olmasının nedeni, klinik kullanımı simüle eden termal siklus prosedürünün uygulanmamış olması olabilir.

Binhasan ve ark. (2022), makaslama bağlantı dayanımı ve profilometre ile yüzey pürüzlülüğü değerlendirdikleri çalışmalarında, PEEK örnekleri; kontrol grubu, 180 sn 480 nm ışık ile fotodinamik tedavi, 110 μm Al_2O_3 partikülleri ile 10 saniye 0.1 MPa basınçla kumlama, 1 dk %98 sülfürik asit uygulaması ve 10–20 μm elmas partikülleri ile 10 saniye 0.1 MPa basınçla kumlama olmak üzere 5 gruba ayırmıştır ve bir adeziv ajan (Monobond N; Ivoclar Vivadent, Liechtenstein, Germany) kullanarak kompozit rezin ile bağlamıştır. Çalışma örnekleri, 5°C - 55°C su banyolarında 15'er sn bekleyecek ve banyolar arası geçiş 15 sn olacak şekilde 10.000 termal sıklusa maruz

bırakılmıştır. En yüksek bağlantı dayanımı %98 sülfürik asit uygulaması yapılan grupta (19.25 ± 0.68 MPa), en düşük bağlantı dayanımı ise 480 nm ışık uygulaması yapılan grupta (11.69 ± 0.12 MPa) bulunmuş ve 10–20 μm elmasla kumlama yapılan grupta (11.25 ± 0.33 MPa) arasında anlamlı bir fark bulunmamıştır. 110 μm Al_2O_3 partikülleri ile kumlama yapılan grubun bağlantı dayanımı ise 14.55 ± 1.25 MPa olarak bulunmuştur. Sülfürik asit grubunun, bizim çalışmamızla hemen hemen aynı değeri gösteriyor olmasına rağmen kumlama grubunun, bizim çalışmamızda daha düşük bir değer göstermesinin sebebi kumlama işleminin basınç ve süre farkından kaynaklanıyor olabilir. Benzer şekilde bu çalışmada sülfürik asit grubunun (2.658 ± 0.658 μm) bizim çalışmamızdan farklı olarak kumlama grubundan (1.552 ± 0.002 μm) daha yüksek yüzey pürüzlülüğü göstermesinin sebebi yine kumlama işleminin daha kısa süre ve daha düşük basınçla yapılmasından kaynaklanmış olabilir.

Silthampitag ve ark. (2016), çalışmalarında farklı yüzey işlemleri uyguladıkları PEEK örneklerin makaslama bağlantı dayanımı, yüzey pürüzlülüğü ve FTIR spektrumlarını incelemişlerdir. Örnekler; kontrol grubu, 1 dk %98 sülfürik asit ile pürüzlendirme, 30 sn piranha solüsyonu ile pürüzlendirme, 50 μm Al_2O_3 partikülleri ile 10 saniye 0.2 MPa basınçla kumlama yapılacak şekilde 4 gruba ayrılmış ve kompozit rezin uygulanarak bağlantı dayanımı değerlendirilmiştir. Çalışmada termal yaşlandırma işlemi yapılmamıştır. En yüksek makaslama bağlantı dayanımı, Heliobond kullanılan %98 sülfürik asit ile pürüzlendirme yapılan grupta (27.36 ± 4.44 MPa) bulunmuştur. Heliobond kullanılan grupların tümü, kullanılmayan gruplardan daha yüksek bağlantı dayanımı sergilemiştir. Sülfürik asitle pürüzlendirme yapılan grubu piranha solüsyonu ile pürüzlendirme (15.90 ± 2.90 MPa), kumlama (5.60 ± 2.26 MPa) ve kontrol grubu (1.14 ± 0.72 MPa) takip etmiştir. Bizim çalışmamızdaki bağlantı dayanımı sıralamasıyla bu çalışma paralellik göstermekle beraber değerler arasındaki farkın bu çalışmadaki örneklerin, termal siklusa maruz bırakılmamasıyla ilgili olabileceği düşünülmüştür. Profilometrede en yüksek yüzey pürüzlülüğünü sülfürik asit grubu (0.38 ± 0.01 μm) ve kumlama (0.37 ± 0.05 μm) grubu göstermiş aralarında istatistiksel olarak anlamlı bir fark bulunamamış aynı şekilde onları takip eden piranha solüsyonu (0.05 ± 0.01 μm) ve kontrol grubu (0.04 ± 0.01 μm) arasında da anlamlı bir fark bulunamamıştır. Bizim çalışmamızla kıyasladığımızda bu çalışmada, kumlama grubunun, daha düşük yüzey pürüzlülüğü göstermesi, Al_2O_3 partiküllerinin 50 μm , bizim çalışmamızda 110 μm olmasıyla ve kumlama süresi farkıyla ilgili olabilir.

Bununla birlikte, FTIR analizi sonucunda, sülfonik asit fonksiyonel grubunun alkol grubu bağıını temsil ettiği iddia edilen 3.440 cm^{-1} civarında herhangi bir yeni pik tespit edilememiştir. Bu nedenle, 1 dk %98 sülfürik asit ve 30 sn piranha solüsyonu uygulamasının herhangi bir yeni fonksiyonel grup oluşturmada sadece yüzey özelliklerinde değişikliklere neden olabileceği varsayılmıştır.

Bağlantı dayanımını arttırmak için yüksek miktarda basınç dayanımına sahip olan adeziv rezin simanlar önerilmektedir. Resin simanlar yapılarındaki MDP, HEMA veya 4-META gibi bileşenleri sayesinde adeziv özellik gösterirler (Kelly, 2004; Rohr, Brunner, Märtin ve Fischer, 2018). Resin simanın düşük çözünürlüğe, orta düzeyde elastik modülüne ve gerilme dayanımına, düşük polimerizasyon büzülmesine sahip olması, yüksek marjinal bütünlük, minimum mikrosızıntı ve dayanıklı bağlar oluşturmalarını sağlar. PEEK'in beyazımsı opak rengini kamufle etmek için resin siman gerekli estetik özelliklerini sağlayabilecek bir materyaldir (Shabib, 2022). PEEK polimerinden hazırlanan post (Monteiro vd., 2022), endokron (Zoidis vd., 2017) ve adeziv köprüler (Rajagopal vd., 2021) gibi restorasyonların simantasyonu için sıklıkla resin simanlar kullanılmaktadır. Benzer çalışmalar göz önünde bulundurularak çalışmamızda dual-cure adeziv resin siman (Panavia SA) kullanılmıştır (Lümkemann vd., 2017; Çağlar vd., 2019).

Shabib (2022), kontrol grubu, 180 sn 480 nm ışıkla fotodinamik tedavi, Nd:YVO₄ lazer uygulaması, 1 dk %98 sülfürik asitle pürüzlendirme ve 50 µm Al₂O₃ ile 10 sn 0.1 MPa basınçla kumlama işlemi olarak ayırdığı PEEK örneklerin resin siman makaslama bağlantı dayanımı ve profilometre ile yüzey pürüzlülüğünü değerlendirmiştir. Adeziv ajan olarak Visio.link kullanılmıştır. En yüksek bağlantı dayanımı Nd:YVO₄ lazer grubunda (16.33 ± 0.71 MPa), en düşük bağlantı dayanımı ise kontrol grubunda (9.4 ± 1.02 MPa) bulunmuştur. Bununla birlikte, Nd:YVO₄ lazer grubu ile 480 nm ışıkla fotodinamik tedavi uygulanan grubu (16.21 ± 0.14 MPa) ve sülfürik asit grubu (15.23 ± 0.63 MPa), arasında anlamlı bir fark bulunamamıştır. Kumlama grubunun sonuçları ise 10.71 ± 0.52 MPa olarak belirlenmiştir. Makaslama bağlantı dayanımı değerleri sülfürik asit ve kumlama grubu için bizim çalışmamızdaki sonuçlara büyük oranda benzerlik göstermektedir. En yüksek yüzey pürüzlülüğü Nd:YVO₄ lazer grubunda (15.252 ± 1.581 µm) bulunmuş, 480 nm ışıkla fotodinamik tedavi uygulanan grup (14.254 ± 0.217 µm) arasında anlamlı bir fark bulunamamıştır. Sülfürik asit (0.617 ± 0.147 µm), kumlama (0.921 ± 0.12 µm) ve kontrol grupları

($0.655 \pm 0.01 \mu\text{m}$) arasında anlamlı bir fark bulunamamıştır. Yüzey pürüzlülüğündeki kumlama, sülfürik asit ve kontrol grubu sıralaması bizim çalışmamıza paraleldir.

Schmidlin ve ark. (2010), çalışmalarında PEEK örnekleri 5 gruba ayırmışlardır. Bunlar; kontrol grubu, %98 sülfürik asitle pürüzlendirme, $50 \mu\text{m Al}_2\text{O}_3$ ile 10 sn 2 bar basınçla kumlama, $110 \mu\text{m Al}_2\text{O}_3$ ile 10 sn 2 bar basınçla kumlama ve silika kaplamadır. Her grupta örneklerin yarısını rezin siman (RelyX Unicem) ile bağlarken diğer yarısını adeziv bir ajan (Heliobond) ve kompozit rezin (Tetric) ile bağlamışlardır. Herhangi bir termal siklus prosedürü uygulanmamıştır. Tek başına rezin siman kullanılarak bağlanan gruplardan, %98 sülfürik asitle pürüzlendirilen grup ($19.0 \pm 3.4 \text{ MPa}$) haricindeki gruplarda hiçbir bağlanma gözlenmemiştir. Adeziv ajan ve kompozit rezinle bağlanan gruplarda ise en yüksek bağlantı dayanımı %98 sülfürik asitle pürüzlendirme yapılan grupta ($18.2 \pm 5.4 \text{ MPa}$) bulunurken $50 \mu\text{m Al}_2\text{O}_3$ ile kumlama ($13.5 \pm 2.4 \text{ MPa}$), $110 \mu\text{m Al}_2\text{O}_3$ ile kumlama ($11.9 \pm 3.7 \text{ MPa}$) ve silika kaplama ($11.5 \pm 3.2 \text{ MPa}$) yapılan gruplar arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark bulunamamıştır. Adeziv ve kompozit rezin ile bağlanan sülfürik asit ve $110 \mu\text{m Al}_2\text{O}_3$ ile kumlama grubu bizim çalışmamızla hemen hemen aynı değerleri sergilemiştir. Tek başına rezin siman ile bağlanan sülfürik asit grubunun bizim çalışmamızdan daha yüksek bağlantı değeri göstermesinin sebebi termal siklus prosedürünün uygulanmamış olmasından kaynaklanabileceği düşünülmüştür.

Attia ve ark. (2020), 60 adet çekilmiş maksiller santral dişe kanal tedavisi yaptıktan sonra standart post preparasyonu yapmıştır. CAD/CAM yöntemi ile 60 adet PEEK post üretilmiş ve kontrol grubu, %98 sülfürik asitle pürüzlendirme, $50 \mu\text{m Al}_2\text{O}_3$ ile 10 sn 0.2 MPa basınçla kumlama, termal olmayan plazma işlemi olmak üzere 4 farklı gruba ayrılmıştır. Push-out bağlantı dayanımı testi için çıkan sonuçlarda sülfürik asit ile pürüzlendirme grubu ($11 \pm 2 \text{ MPa}$) en yüksek değeri sergilerken diğer gruplar için sıralama, $50 \mu\text{m Al}_2\text{O}_3$ ile kumlama ($6 \pm 1 \text{ MPa}$), termal olmayan plazma ($5 \pm 1 \text{ MPa}$) ve kontrol grubu ($3 \pm 1 \text{ MPa}$) şeklinde olmuştur. Bu çalışmanın bağlantı dayanımı sonuçlarında da çalışmamıza paralel şekilde sülfürik asit, kumlama ve kontrol grubu şeklinde bir sıralama sergilemiştir.

Ahmed ve ark. (2021), 80 adet PEEK örneği, kontrol, %98 sülfürik asit ile pürüzlendirme, 10 mm mesafeden 15 saniye boyunca 0,4 MPa basınçla $50 \mu\text{m Al}_2\text{O}_3$ ile kumlama ve nitrojen plazma uygulaması olarak 4 gruba ayırmıştır. Profilometre ile

yüzey pürüzlülüğünü ve herhangi bir adeziv kullanmadan dentine rezin siman ile bağlayarak makaslama bağlantı dayanımını ölçmüştür. En yüksek yüzey pürüzlülüğünü bizim çalışmamıza benzer şekilde kumlama yapılan grupta ($3.465 \pm 0.203 \mu\text{m}$) bulmuştur. Bunu sülfürik asit ile pürüzlendirme yapılan grubun ($0.764 \pm 0.317 \mu\text{m}$) yüzey pürüzlülüğü takip etmiş ve nitrojen plazma ($0.146 \pm 0.035 \mu\text{m}$) ile kontrol grubu ($0.133 \pm 0.014 \mu\text{m}$) arasında anlamlı bir fark bulunamamıştır. Çalışma örnekleri, 5°C - 55°C su banyolarında 20'şer sn bekleyecek şekilde 5.000 termal siklusa maruz bırakılmıştır. En yüksek bağlantı dayanımı yine çalışmamızla paralel şekilde sülfürik asitle pürüzlendirme yapılan grupta ($16.69 \pm 5.233 \text{ MPa}$) bulunmuştur. Kumlama grubunun bağlantı dayanımı, $5.636 \pm 1.245 \text{ MPa}$ olarak bulunurken bunu, plazma ($3.517 \pm 0.442 \text{ MPa}$) ve kontrol grubu ($2.06 \pm 0.559 \text{ MPa}$) takip etmiştir. Bu çalışmadaki değerlerin bizim çalışmamızdaki değerlerden çok az miktarda yüksek olmasının sebebi termal siklus sayısının daha az olmasından kaynaklanıyor olabilir.

Katıların ıslanma özellikleri, adeziv bağlanma ve veneerleme gibi çeşitli teknik uygulamalarda çok önemli faktörlerdir (Borruto, Crivellone ve Marani 1998; Genzer ve Efimenko, 2006). Katı bir yüzeyin ıslanabilirliği hem yüzey kimyası hem de morfolojisi tarafından belirlenir (Kubiak, Wilson, Mathia ve Carval, 2011). Islanabilirliği karakterize etme yöntemleri çeşitlidir, ancak katı kompozitler üzerinde sıvının ara yüzey özellikleri ölçümleri için en basit ve popüler olan, sessile drop tekniğidir (Chow, 1998). Katı yüzey üzerinde biriken damla, sıvının kohezyonu (iç kuvvetleri), yerçekimi kuvvetleri ve kılcal (yüzey gerilimi) kuvvetleri dengede olana ve bir denge durumuna ulaşılan kadar yayılma eğilimindedir. Temas açısı; bir sıvının, katı bir yüzeyi ıslatma yeteneğini karakterize eder ve katı-sıvı ve gaz fazları arasındaki üçlü noktada çizilen teğet ile substrat yüzeyi arasındadır. Ayrıca, ıslanma derecesinin tahmini için en yaygın kullanılan parametredir (Ourahmoune vd., 2011). Bir yüzeyin, ıslanabilirliğini belirleyen en önemli faktör pürüzlülük ve yüzey enerjisidir. Yüzeyin ıslanabilirliği, genel olarak temas açısı cinsinden ölçülmektedir (Sarbada ve Shin, 2017). Phillips ve ark. (1991), yüzey enerjisinin belirlenmesinde, temas açısı ölçümünün, en güvenilir sonuçları sağladığını bildirmiştir. Çalışmamızda, güvenilir ve tekrar edilebilir veriler elde etmek amacıyla (Mondon ve Ziegler, 2003) geçmiş çalışmalarda da (Akkan vd., 2013; Stawarczyk vd., 2013a; Sproesser vd., 2014; Stawarczyk vd., 2014b; Rymuska, Terpiłowski, Hołysz ve Mańko, 2015; Schwitalla, Bötzel, Zimmermann, Sütel ve Müller, 2017; Bötzel et al., 2018; Lümekmann vd., 2018)

kullanılmış olan sessile drop tekniği tercih edilerek gonyometre cihazı (Krüss GmbH, Hamburg, Almanya) ile temas açısı ölçümü yapılmıştır.

Çalışmamızdaki temas açısı değerlerini incelediğimizde en yüksek temas açısı değerinin Kumlama + Bond grubunda ($80,61 \pm 4^\circ$) bulunduğu ($p < 0,05$) ve Kontrol ($75,24 \pm 7,52^\circ$), Kontrol + Bond ($74,21 \pm 4,53^\circ$), Kumlama ($80,35 \pm 9,94^\circ$) Asit ($73,27 \pm 4,28^\circ$), Asit + Bond ($75,50 \pm 1,27^\circ$) grupları ile arasında istatistiksel olarak anlamlı fark olmadığı görülmüştür. En düşük temas açısı değerini ise, UV grubu ($38,32 \pm 4,71^\circ$) sergilemiş ($p < 0,001$) ve UV + Bond ($38,61 \pm 4,08^\circ$), Asit + UV ($50,87 \pm 5,70^\circ$), Asit + UV + Bond ($53,45 \pm 9,42^\circ$), Kumlama + UV + Bond ($51,44 \pm 9,10^\circ$) grupları ile arasında anlamlı bir fark bulunmamıştır.

PEEK yüzeyindeki kimyasal gruplar, kimyasal etkileşimlere katkıda bulunan temas açısı değerleriyle bağlantılıdır (Ourahmoune, Salvia, Mathia ve Mesrati, 2014). Çulhaoğlu ve ark. (2020), PEEK örnekler üzerinde yaptıkları çalışmada kontrol grubunda $79.67 \pm 4.97^\circ$ temas açısı ölçümlemişlerdir. Sülfürik asitle pürüzlendirilen grupta, temas açısı bir miktar düşerek $76.07 \pm 6.61^\circ$ olarak ölçülmüş ve Al_2O_3 ile kumlama grubunda temas açısı artarak $84.83 \pm 4.56^\circ$ olarak bulunmuştur. Bu çalışmanın sonuçları, çalışmamızdaki sonuçlara paralellik göstermektedir.

Stawarczyk ve ark. (2014), yaptıkları çalışmada 1 dk %98 sülfürik asit ile pürüzlendirilen ve kontrol grubundaki PEEK örneklerin yüzey enerjileri ölçmüştür ve bizim çalışmamızdaki gibi yüzey enerjisi, sülfürik asit ile pürüzlendirme sonrasında bir miktar artsa da kontrol grubu ile arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark bulunamamıştır.

Schwitalla ve ark. (2017), doldurucu içermeyen, %20 TiO_2 dolduruculu ve %1 renk pigmenti içeren %20 TiO_2 dolduruculu PEEK örneklerle Al_2O_3 ile kumlama yaptıktan sonra temas açılarını ölçmüştür. Kumlama yapılan tüm PEEK materyallerinin temas açıları kontrol grubundakilerden daha yüksek çıkmıştır. Kumlama işlemi 3 farklı PEEK materyalinde de temas açısını bizim çalışmamızda olduğu gibi arttırmıştır.

Yapılan bir çalışmada; PEEK, karbonla güçlendirilmiş PEEK ve camla güçlendirilmiş PEEK örneklerle, farklı partikül büyüklüklerine (50 μm , 110 μm ve 250 μm) sahip Al_2O_3 ile kumlama işlemi yapıldıktan sonra temas açıları ölçülmüştür ve tüm PEEK

örneklerin temas açısı artmıştır. Partikül boyutu arttıkça temas açısı daha fazla artmıştır (Ourahmoune vd., 2011).

Ultraviyole (UV) ışığa maruz kaldığında PEEK, kimyasal değişime uğrar. Aromatik eter bağındaki polimer zincir kırılmaları, doğrudan UV emiliminin bir sonucu olarak ortaya çıkabilir ve bunun sonucunda hidroksil grupları ($= OH$) ve ester grupları ($O=C-O$) oluşturulabilir. Böylece renkte ve mekanik özelliklerde bir değişim meydana gelir (Nakamura, Nakamura, Noguchi, Imagawa, 2006). PEEK yapısındaki hidroksil gruplarındaki artışın, yüzeyin hidrofilikliğini arttırdığı bildirilmiştir (Guo vd., 2019). PEEK kimyasal yapısı, polietilen gibi alifatik polimerlerden yaklaşık iki kat daha düşük radikal oluşum değerleri ile gama ve elektron ışını radyasyonlarına karşı çok iyi direnç gösterir. Bu davranış, PEEK zincirindeki aril halkalarının, halkanın karşıt uçlarında bulunan keton ve eter grupları vasıtasıyla birbirine bağlandığı ve dolayısıyla tüm makromolekül boyunca stabilize edilmiş bir kimyasal yapıya yol açtığı göz önünde bulundurularak açıklanmaktadır (Sasuga ve Hagiwara, 1987). TiO_2 , yarı iletken ve foto-duyarlı bir malzeme olduğu için sıklıkla kullanılır (Fujishima, Rao ve Tryk, 2000; Gaya ve Abdullah, 2008). Görünür ışığın tüm dalga boylarını verimli bir şekilde dağıtma yeteneğine ek olarak, TiO_2 parçacıkları UV (280-400 nm) ışığın güçlü emilimini gösterir. Güneş ışığının bu UV dalga boyu absorpsiyonu, fotokimyasal bozulmaya neden olduğundan polimerik malzemelere zararlıdır (White ve Turnbull, 1994; Yuan vd., 2018). Titanyum dioksitin dolgu maddesi olarak, polimerik filmlerde kullanımı araştırılmıştır ve polimer matrisinin kristal formuna bağlı olarak fotokimyasal bozunma reaksiyonlarından korunmasını sağladığı bildirilmiştir. (Day, 1990; Christensen, Dilks, Egerton, Temperley, 1999; Katangur, Patra ve Warner, 2006).

Yapılan bir çalışmada, mikro pürüzlü titanyum ve zirkonya yüzeylerinin 12 dk UV-C ışığa (200-280 nm) maruz bırakılmasıyla ıslanabilirliğinin ve oksijen içeriğinin önemli ölçüde arttığı ve karbon kalıntılarının miktarının azaldığı bildirilmiştir (Henningsen vd., 2018). Dental implant yüzeyinin ıslanabilirliği UV ışınlaması ile artırılabilir (Rahmitasari vd., 2017). Qahtani ve ark. (2015), UV-A ve UV-C ile ışınlamadan sonra PEEK de dahil olmak üzere 4 orijinal vidalı tip implantın ıslanabilirliğindeki değişiklikleri karşılaştırmış ve başlangıçta temas açısı $109.1 \pm 4.3^\circ$ olan PEEK implantlarının 10 dk UV-C (260 nm) ile ışınlama sonrasında hafifçe hidrofille

olduğunu ($79.3 \pm 18.0^\circ$) bildirmiştir. Bizim çalışmamızda da bu çalışmaya uygun olarak temas açısı, UV işleminden sonra azalmıştır.

Quan ve ark. (2020) yaptığı çalışmada, ortalama çapı 30 μm olan PEEK fiberlere, UV ışık [(UVV (395-445 nm), UVA (320-390 nm), UVB (280-320 nm) ve UVC (250-260 nm)] ile yüzey aktivasyonu sağladıktan sonra bu fiberleri karbon fiber/epoksi kompozitlerin ara katmanlarına yerleştirmiştir. Ardından çekme testi yapılan örneklerde, kontrol grubuna (0.6–0.7 MPa) kıyasla çekme dayanımının arttığı (7.6 MPa) görülmüştür.

Bir başka çalışmada, 100 μm kalınlığında PEEK fiberlere farklı sürelerle UV ışık uygulandıktan sonra karbon/epoksi ara yüzüne yerleştirilmesiyle mekanik dayanıklılığı hesaplanmıştır. Temas açıları ışınlamadan önce 94.6° olarak bulunurken 5dk ışınlama ile 39.0° , 15dk ışınlama ile 30.8° , 30dk ışınlama ile 19.2° , 60dk ışınlama ile 15.2° şeklinde bulunarak süreyle orantılı şekilde azalmıştır. Öte yandan mekanik dayanıklılık en yüksek 30 dk UV ışık uygulanan grupta bulunurken en düşük 5 dk UV ışık uygulanan grupta bulunmuştur. UV ışık görmemiş bir PEEK fiber kullanıldığında, arayüzde adezyon elde edilemezken, 15 ila 30 dakika arasında orta ışınlama süresine sahip UV gören bir PEEK fiber, arayüzde güçlü adezyon ile sonuçlanmıştır. Daha kısa bir işlem süresi, yani 5 dakika, PEEK'te daha az yüzey modifikasyonuna neden olarak yetersiz adezyon ile sonuçlanmıştır. Bununla birlikte, çok uzun bir işlem süresi, yani 60 dakika, PEEK yüzeyinin çok fazla bozulmasına neden olmuş ve adezyon kalitesinde düşüşe neden olmuştur. Arayüzde UV ışık almayan PEEK fiber olan örneklerde gözlenen arayüzey kırık tipi yerine, arayüzde UV ışık alan PEEK fiber kullanılan örnekler için baskın kırılma tipi koheziv olarak bulunmuştur (Shi vd., 2017). Bizim çalışmamızda da bu çalışmaya benzer şekilde UV ışık uygulanan gruplarda makaslama bağlantı dayanımı artmıştır, temas açısı azalmıştır ve kumlama işlemi ile kombine olarak UV ışık uygulanan gruplar dışında karışık ve koheziv kırılma tipinde artış görülmüştür.

Yüzey karbon kontaminasyon bileşiklerinin uzaklaştırılmasında UVC fotofonksiyonelleşmesinin etkinliğinin değerlendirildiği bir çalışmada; zirkonya, titanyum alaşımları ve PEEK örneklerin her biri 12 dakika boyunca UV-C ışığa maruz bırakılmıştır. PEEK grubunda, UV-C ışınlaması ile hidrokarbonların miktarının azaldığı ve aynı zamanda H-O-C=O bağlarının arttığı görülmüştür. Bununla beraber

ışınlama öncesinde 71-74° olan temas açısı 12 dk ışınlama sonrasında 27-33°'ye düşmüştür (Roy vd., 2021). Bu çalışma ile bizim çalışmamızdaki sonuçlar benzerlik göstermiş, çalışmamızda Kontrol grubunda temas açısı $75,24 \pm 7,52^\circ$ olarak ölçülürken UV grubunda $38,32 \pm 4,71^\circ$ olarak ölçülmüştür.

Literatürde PEEK yüzeyinin UV ışık ile modifiye edildikten sonra makaslama bağlantı dayanımı ölçen sadece bir çalışma bulunabilmektedir. Bu çalışmada, 60 sn helyum atmosferik basınçlı plazma veya 172 nm derin UV ışık uygulamasının yapıldığı GPEEK ve CPEEK örneklerin yüzey enerjileri ve rezin simanla bağlandıktan sonra makaslama bağlantı dayanımları araştırılmıştır. CPEEK'in başlangıçta $88,6 \pm 0,9^\circ$ olan temas açısı UV uygulamasından sonra $23,8 \pm 2^\circ$ olarak ölçülmüştür. GPEEK'in başlangıçta $74,4 \pm 3^\circ$ olan temas açısı UV uygulamasının ardından $51,4 \pm 1,6^\circ$ olarak ölçülmüştür. Plazma işlemi sonucunda hem GPEEK hem CPEEK'in bağlantı dayanımları artarken UV ışık uygulaması sonrasında sadece GPEEK'in bağlantı dayanımı artmıştır. Bunun nedeniyse, CPEEK karbon lifleri içerdiğinden UV ışık tarafından oluşturulan ozon ve aktif oksijen, karbon ve CO₂ oluşturmak üzere karbon lifleriyle reaksiyona girmesi olarak açıklanmıştır. Dolayısıyla düşük molekül ağırlıklı ürünler oluşabilir ve bu da bağlantı dayanımını düşürür (Okawa vd., 2020).

XPS, malzeme yüzeylerinin atomik durumunu araştırmak için sıklıkla birincil yöntem olarak kullanılır (al Lafi, 2018). Bunun nedeni, 100 ile 1500 eV arasındaki enerji elektronları için esnek olmayan saçılma olayları arasında kat edilen λ mesafesinin 1 nm düzeyinde olmasıdır (Tanuma, Powell ve Penn, 2011). Geçmiş çalışmalar (Tsuka vd., 2019; Kimura vd., 2022) referans alınarak çalışmamızda atomik oranların belirlenebilmesi için XPS analizi yapılmıştır.

Çalışmamızda Kontrol, Kumlama, Asit ve UV gruplarından alınan XPS sonuçlarında; atomik oranlarda, C elementinin en yoğun olduğu Asit grubu, en düşük O oranını sergilemiştir. C elementinin en az seviyede olduğu grup, Kumlama grubu olmakla beraber en yüksek O elementinin izlendiği gruptur. Al₂O₃ ile kumlama işlemine bağlı olarak Kumlama grubunda diğer gruplardan daha yüksek Al elementi gözlenmiştir ve bu grupta bütün gruplarda bulunan, muhtemelen SiC zımpara ile parlatma artışı olarak kalan Si elementinin görülmemesinin sebebi, kumlama işleminin artıkları uzaklaştırma özelliğinden kaynaklı olabilir (Yang vd., 2007). Bununla beraber %98 sülfürik asit ile

pürüzlendirilen grupta, hiçbir grupta izlenmeyen Sülfür (S) elementi izlenmiştir. UV ve Kumlama grupları C miktarını azaltırken O miktarını arttırmıştır.

Kimura ve ark. (2022) yaptıkları çalışmanın XPS analizinde, bizim çalışmamıza benzer şekilde, Al_2O_3 ile kumlama işlemi yaptıkları grupta C yoğunluğunda azalma O yoğunluğunda artış gözlemlenmiş ve diğer gruplarda görülmeyen Al elementine rastlamışlardır. Ayrıca kontrol ile sülfürik asit grubunda görülen N elementi izlenmemiştir. Bu çalışmanın bizim çalışmamızdan farklı yanı, sülfürik asit grubunda kontrol grubuna kıyasla C miktarının azalıp O miktarının artmasıdır.

Tsuka ve ark. (2019) çalışmalarındaki XPS analizinde, çalışmamıza benzer şekilde Al_2O_3 ile kumlama işlemi yapılan grupta O:C oranı kontrol grubunun O:C oranından fazladır ve kontrol grubunda izlenmeyen Al tepe noktası gözlenmiştir.

Roy ve ark. (2021) çalışmalarındaki XPS analizinde; kontrol grubunda %76,1 C, %23 O elementi görülürken, 12 dk UV-C ışık ile yüzey modifikasyonu yapılan grupta %57,8 C, %40,3 O elementi görülmüştür. UV-C ışık uygulaması, çalışmamızdaki gibi PEEK yüzeyindeki C konsantrasyonunu azaltmış, O konsantrasyonunu arttırmıştır.

Okawa ve ark. (2020) çalışmalarındaki XPS analizinde; CPEEK polimerinin O:C oranını, kontrol grubunda 0.20, 172 nm UV ışık uyguladıktan sonra 0,61 olarak bulmuştur. GPEEK kontrol grubunda bu oran 0,26 iken 172 nm UV ışık uygulamasından sonra 0,61 olarak bulunmuştur. Bizim çalışmamızda da benzer şekilde UV ışık uygulaması ile artan O:C oranı Kontrol grubunda 0,36 olarak bulunurken 256 nm UV ışık uygulaması sonrası 0,47 olarak bulunmuştur.

PEEK örneklerine uygulanan farklı yüzey ön işlemlerinin kızılötesi spektrumlarını ölçmek için FTIR kullanılabilir (Silthampitag vd., 2016). Fonksiyonel grupların, bağ türlerinin ve moleküler yapıların araştırılmasına izin veren bir yöntem olduğu için çalışmamızda yüzey işlemlerinden sonra karakterizasyonun belirlenebilmesi adına FTIR kullanılmıştır. FTIR analizinde, geçmiş çalışmalarda da olduğu gibi çalışmamızda sülfürik asit ile pürüzlendirilen grupta PEEK zincirler arası etkileşimler, polimer zincirlerinin yeni yapılar oluşturmak üzere yeniden düzenlenmesine yol açan SO_3H polar grubunun varlığını işaret etmektedir (Almasi vd., 2014; Escobar vd., 2021; dos Santos vd., 2021). Bununla beraber, çalışmamızın aksine, sülfürik asitin PEEK üzerinde herhangi bir kimyasal değişime neden olmadığını çünkü FTIR spektrumunda

yeni bir tepe noktası oluşturmadiğini savunan çalışmalar da mevcuttur (Silthampitag vd., 2016). Nakamura ve ark. (2006), çalışmalarında UV ışık ile muamele edilen PEEK örneklerin kimyasal yapısını FTIR ile incelemiştir ve bizim çalışmamıza benzer şekilde O-H gerilmesi tepe noktasını 3400 cm^{-1} civarında gözlemlemişlerdir.

In vitro koşullarda ağız ortamının ısı ve nem şartlarının tam olarak sağlanamaması, mekanik yaşlandırma işleminin yapılmamış olması ve termal siklus ile yaşlandırma işleminin yalnızca 1 seneye eşdeğer süreyle yapılmış olması bu çalışmanın sınırlamaları olabilir.

In vitro çalışmamız sınırları dahilinde şu sonuçlar elde edilmiştir:

- 1- Kompozit rezin ile bağlanan gruplarda en yüksek bağlantı dayanımı Asit + Bond grubunda ($19,53 \pm 1,94\text{ MPa}$) bulunmakla ($p<0,000$) beraber Kumlama + UV + Bond ($14,87 \pm 3,60\text{ MPa}$) ve Kumlama + Asit + UV + Bond ($14,84 \pm 2,91\text{ MPa}$) grupları ile arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark bulunamamıştır. En düşük bağlantı dayanımı ise Kontrol grubunda ($1,57 \pm 0,75\text{ MPa}$) görülüp ($p<0,05$) Kumlama ($2,03 \pm 0,63\text{ MPa}$), UV ($1,93 \pm 0,53\text{ MPa}$), Kumlama + UV ($2 \pm 0,65\text{ MPa}$), Kumlama + Asit + UV ($2,09 \pm 0,67\text{ MPa}$) grupları ile arasında istatistiksel olarak anlamlı fark bulunamamıştır.
- 2- Resin siman ile bağlanan gruplarda en yüksek bağlantı dayanımı değeri Kumlama + Asit + Bond grubunda ($14,67 \pm 1,68\text{ MPa}$) gözlenirken ($p<0,05$) Asit + Bond ($12,22 \pm 1,56\text{ MPa}$), UV + Bond ($13,31 \pm 2,19\text{ MPa}$) ve Kumlama + Asit + UV + Bond ($11,20 \pm 3,49\text{ MPa}$) grupları ile arasında anlamlı bir fark bulunamamıştır. En düşük bağlantı dayanımı ise Kontrol grubunda ($0,26 \pm 0,21\text{ MPa}$) bulunmuştur ($p<0,001$).
- 3- Klinik kullanımda makaslama bağlantı dayanımı için kabul edilebilir alt sınır değeri 10 MPa olarak bildirilmiştir. Çalışmamızda bu değerin üzerinde bağlantı değeri gösteren gruplar kompozit rezin ile bağlantıda; Asit + Bond ($19,53 \pm 1,94\text{ MPa}$), Kumlama + UV + Bond ($14,87 \pm 3,60\text{ MPa}$), Kumlama + Asit + UV + Bond ($14,84 \pm 2,91\text{ MPa}$), Kumlama + Asit + Bond ($13,84 \pm 1,42\text{ MPa}$), Kumlama + Bond ($10,92 \pm 1,36\text{ MPa}$), Asit + UV + Bond ($10,37 \pm 3,42\text{ MPa}$) grupları olmuştur.
- 4- Resin siman ile PEEK bağlantısında 10 MPa klinik olarak kullanılabilir değerin üzerinde şu gruplar bulunmuştur; Kumlama + Asit + Bond ($14,67 \pm$

- 1,68 MPa), UV + Bond ($13,31 \pm 2,19$ MPa), Asit + Bond ($12,22 \pm 1,56$ MPa), Kumlama + Asit + UV + Bond ($11,20 \pm 3,49$ MPa), Kumlama + Bond ($11,10 \pm 1,09$ MPa), Asit + UV + Bond ($10,09 \pm 2,81$ MPa).
- 5- Asit uygulaması, Kontrol grubuna kıyasla hem rezin siman hem kompozit rezin bağlantısını artırmıştır ($p<0,000$).
 - 6- MMA, PETIA ve dimatakrilat içeren adeziv ajan kullanımı PEEK grupların kompozit rezin ve rezin simana olan bağlantı dayanımını belirgin olarak artırmıştır ($p<0,05$). Sadece Kumlama + Asit + UV grubunda adeziv ajan kullanımı bağlantı değerlerini belirgin artırsa da istatistiksel olarak anlamlı fark bulunamamıştır.
 - 7- Kompozit rezin ve rezin siman bağlantısındaki kırılma tipleri değerlendirildiğinde; bağlantı dayanımının düşük olduğu gruplarda adeziv kırılma tipi daha sık görülürken, bağlantı dayanımının arttığı gruplarda koheziv ve karışık kırılma tipi daha sık görülmüştür. Kontrol gruplarında %100 adeziv kırılma tipi gözlenirken Kumlama + Bond, Kumlama + Asit + Bond gruplarında %100 karışık kırılma tipi gözlenmiştir.
 - 8- UV ışık uyguladığımız grupların tamamı diğer gruplardan daha düşük temas açısı değeri sergilemiştir ($p<0,001$).
 - 9- En yüksek temas açısı değerini Kumlama + Bond grubu ($80,61 \pm 4^\circ$) sergilerken en düşük değeri ise UV grubu ($38,32 \pm 4,71^\circ$) sergilemiştir ($p<0,05$).
 - 10- UV uygulaması PEEK yüzeyinin ıslanabilirliğini artırırken tek başına kullanımda kompozit bağlantı değerinin artırılmasında kontrol grubuna göre fark oluşturamamıştır. Buna karşın rezin siman bağlantısında kontrol grubuna göre anlamlı fark ortaya koyarak bağlantıyı olumlu yönde etkilemiştir ($p<0,001$).
 - 11- En yüksek yüzey pürüzlülük değerini Kumlama grubu ($2,020 \pm 0,21 \mu\text{m}$) ($p<0,000$), en düşük değeri ise Asit + UV + Bond grubu ($0,100 \pm 0,05 \mu\text{m}$) sergilemiştir ($p<0,01$).
 - 12- Kumlama işlemi PEEK yüzeyinin pürüzlülüğünü artırırken tek başına kullanımda kompozit bağlantı değerinin artırılmasında kontrol grubuna göre fark oluşturamamıştır ($p>0,05$). Buna karşın rezin siman bağlantısında kontrol grubuna göre anlamlı fark ortaya koyarak bağlantıyı olumlu yönde etkilemiştir ($p<0,001$).

- 13- XPS analizinde; Kumlama ve UV grubunda C elementi atomik konsantrasyonunun düştüğü, O elementi atomik konsantrasyonunun arttığı bulunmuştur.
- 14- FTIR analizi; sülfürik asit ve UV ışık uygulanan gruplarda O-H yayvan bantları izlenmesiyle bu yüzey işlemlerinin PEEK'in kimyasal yapısını değiştirdiğini ortaya koymuştur.
- 15- SEM analizinde; Kumlama grubunda; düzensiz, oluklar ve çukurlar içeren, Asit grubunda; pürüzlü, düzensiz ve gözenekli bir görüntü izlenirken UV grubunda; homojen ve pürüzsüz bir görüntü izlenmiştir.
- 16- Çalışmamızın sonuçları klinik olarak değerlendirildiğinde; PEEK polimerinin kompozit rezin veya rezin simana bağlantı dayanımının artırılması için, toksik olan sülfürik asite alternatif olarak UV ışık uygulamasının kumlama ve MMA içerikli adeziv ajanlar ile kullanımı kompozit rezin için, UV ışık ve adeziv ajanın birlikte kullanımı ise rezin siman için kullanımı önerilebilir. Bununla beraber, rutin kullanım için daha fazla in vitro ve klinik çalışmaya ihtiyaç vardır.

KAYNAKÇA

- Aboushelib, M. N., de Jager, N., Kleverlaan, C. J., & Feilzer, A. J. (2007). Effect of loading method on the fracture mechanics of two layered all-ceramic restorative systems. *Dental Materials*, 23(8), 952–959. <https://doi.org/10.1016/j.dental.2006.06.036>
- Abreu, A., Loza, M. A., Elias, A., Mukhopadhyay, S., Looney, S., & Rueggeberg, F. A. (2009). Tensile bond strength of an adhesive resin cement to different alloys having various surface treatments. *Journal of Prosthetic Dentistry*, 101(2), 107–118. [https://doi.org/10.1016/S0022-3913\(09\)60004-4](https://doi.org/10.1016/S0022-3913(09)60004-4)
- Adem, N., Bal, B., & Kazazoğlu, E. (2021). Comparative Study of Chemical and Mechanical Surface Treatment Effects on The Shear Bond Strength of Polyether-Ether-Ketone to Veneering Resin. *The International Journal of Prosthodontics*. <https://doi.org/10.11607/ijp.6938>
- Ahmed M . Shehab-Eldin , El-Sayed M. Gorab , Manal F. Osman. (2021). Effect of surface pretreatments on the surface roughness and shear bond strength of a modified polyetheretherketone (PEEK) material. *Mansoura Journal of Dentistry*, 8(28):8-16.
- Akkan, C. K., Hammadeh, M., Brück, S., Park, H. W., Veith, M., Abdul-Khaliq, H., & Aktas, C. (2013). Plasma and short pulse laser treatment of medical grade PEEK surfaces for controlled wetting. *Materials Letters*, 109, 261–264. <https://doi.org/10.1016/j.matlet.2013.07.030>
- al Lafi, A. G. (2018). Application of 2D correlation methods to the analysis of XPS spectra of ion irradiated poly (ether ether ketone). *Journal of Polymer Research*, 25(4). <https://doi.org/10.1007/s10965-018-1504-8>
- al Qahtani, M. S. A., Wu, Y., Spintzyk, S., Krieg, P., Killinger, A., Schweizer, E., Stephan, I., Scheideler, L., Geis-Gerstorfer, J., & Rupp, F. (2015). UV-A and UV-C light induced hydrophilization of dental implants. *Dental Materials*, 31(8), e157–e167. <https://doi.org/10.1016/j.dental.2015.04.011>
- Al-Dohan, H. M., Yaman, P., Dennison, J. B., Razzoog, M. E., & Lang, B. R. (2004). Shear strength of core-veneer interface in bi-layered ceramics. *The Journal of prosthetic dentistry*, 91(4), 349–355. <https://doi.org/10.1016/j.prosdent.2004.02.009>
- Ali, Z., Baker, S., Sereno, N., & Martin, N. (2020). A Pilot Randomized Controlled Crossover Trial Comparing Early OHRQoL Outcomes of Cobalt-Chromium Versus PEEK Removable Partial Denture Frameworks. *The International Journal of Prosthodontics*, 33(4), 386–392. <https://doi.org/10.11607/ijp.6604>
- Almasi, D., Izman, S., Assadian, M., Ghanbari, M., & Abdul Kadir, M. R. (2014). Crystalline ha coating on peek via chemical deposition. *Applied Surface Science*, 314, 1034–1040. <https://doi.org/10.1016/j.apsusc.2014.06.074>
- Alt, V., Hannig, M., Wöstmann, B., & Balkenhol, M. (2011). Fracture strength of temporary fixed partial dentures: CAD/CAM versus directly fabricated

restorations. *Dental Materials*, 27(4), 339–347.
<https://doi.org/10.1016/j.dental.2010.11.012>

Altmann, B., Kohal, R. J., Steinberg, T., Tomakidi, P., Bächle-Haas, M., Wennerberg, A., & Att, W. (2013). Distinct cell functions of osteoblasts on uv-functionalized titanium- and zirconia-based implant materials are modulated by surface topography. *Tissue Engineering - Part C: Methods*, 19(11), 850–863.
<https://doi.org/10.1089/ten.tec.2012.0695>

Andreasson, H., Boman, A., Johnsson, S., Karlsson, S., & Barregård, L. (2003). On permeability of methyl methacrylate, 2-hydroxyethyl methacrylate and triethyleneglycol dimethacrylate through protective gloves in dentistry.

Anguiano-Sanchez, J., Martinez-Romero, O., Siller, H. R., Diaz-Elizondo, J. A., Flores-Villalba, E., & Rodriguez, C. A. (2016). Influence of PEEK Coating on Hip Implant Stress Shielding: A Finite Element Analysis. *Computational and Mathematical Methods in Medicine*, 2016.
<https://doi.org/10.1155/2016/6183679>

Ates, S. M., Caglar, I., & Yesil Duymus, Z. (2018). The effect of different surface pretreatments on the bond strength of veneering resin to polyetheretherketone. *Journal of Adhesion Science and Technology*, 32(20), 2220–2231.
<https://doi.org/10.1080/01694243.2018.1468534>

Atkinson, J. R., Hay, J. N., & Jenkins, M. J. (2002). Enthalpic relaxation in semi-crystalline PEEK. www.elsevier.com/locate/polymer

Att, W., Hori, N., Iwasa, F., Yamada, M., Ueno, T., & Ogawa, T. (2009). The effect of UV-photofunctionalization on the time-related bioactivity of titanium and chromium-cobalt alloys. *Biomaterials*, 30(26), 4268–4276.
<https://doi.org/10.1016/j.biomaterials.2009.04.048>

Attia, M. A., Shokry, T. E., & Abdel-Aziz, M. (2020). Effect of different surface treatments on the bond strength of milled polyetheretherketone posts.

Atsü, S., & Berksun, S. (2000). Bond strength of three porcelains to two forms of titanium using two firing atmospheres. *The Journal of prosthetic dentistry*, 84(5), 567–574. <https://doi.org/10.1067/mpr.2000.110267>

Atsü, S. S., Aksan, M. E., & Bulut, A. C. (2019). Fracture Resistance of Titanium, Zirconia, and Ceramic-Reinforced Polyetheretherketone Implant Abutments Supporting CAD/CAM Monolithic Lithium Disilicate Ceramic Crowns After Aging. *The International journal of oral & maxillofacial implants*, 34(3), 622–630. <https://doi.org/10.11607/jomi.7036>

Bähr, N., Keul, C., Edelhoff, D., Eichberger, M., Roos, M., Gernet, W., & Stawarczyk, B. (2013). Effect of different adhesives combined with two resin composite cements on shear bond strength to polymeric CAD/CAM materials. *Dental Materials Journal*, 32(3), 492–501. <https://doi.org/10.4012/dmj.2012-329>

Bayer, S., Komor, N., Kramer, A., Albrecht, D., Mericske-Stern, R., & Enkling, N. (2012). Retention force of plastic clips on implant bars: A randomized

- controlled trial. *Clinical Oral Implants Research*, 23(12), 1377–1384.
<https://doi.org/10.1111/j.1600-0501.2011.02312.x>
- Berkmen, D., Yamanel, K., Arhun, N., Üniversitesi, B., Hekimliği Fakültesi, D., & Diş Tedavisi, R. A. (2019). Adeziv sistemlerin sınıflandırılması Classification of Adhesive Systems. In *Fak. Derg* (Vol. 46, Issue 2).
- Behr, M., Proff, P., Kolbeck, C., Langrieger, S., Kunze, J., Handel, G., & Rosentritt, M. (2011). The bond strength of the resin-to-zirconia interface using different bonding concepts. *Journal of the Mechanical Behavior of Biomedical Materials*, 4(1), 2–8. <https://doi.org/10.1016/j.jmbbm.2010.08.002>
- Beuer, F., Stimmelmayer, M., Gueth, J. F., Edelhoff, D., & Naumann, M. (2012). In vitro performance of full-contour zirconia single crowns. *Dental Materials*, 28(4), 449–456. <https://doi.org/10.1016/j.dental.2011.11.024>
- Bhatnagar, N., Jha, S., & Bhowmik, S. (2011). Energy dispersive spectroscopy study of surface modified PEEK. *Advanced Materials Letters*, 2(1), 52–57.
<https://doi.org/10.5185/amlett.2010.12188>
- Bigelow, W. C., Pickett, D. L., & Zisman, W. A. (1946). Oleophobic monolayers: I. Films adsorbed from solution in non-polar liquids. *Journal of Colloid Science*, 1(6), 513-538.
- Binhasan, M., Alhamdan, M. M., Al-Aali, K. A., Vohra, F., & Abduljabbar, T. (2022). Shear bond characteristics and surface roughness of poly-ether-ether-ketone treated with contemporary surface treatment regimes bonded to composite resin. *Photodiagnosis and photodynamic therapy*, 38, 102765. Advance online publication. <https://doi.org/10.1016/j.pdpdt.2022.102765>
- Bok, S., Lim, G. H., & Lim, B. (2017). UV/ozone treatment for adhesion improvement of copper/epoxy interface. *Journal of Industrial and Engineering Chemistry*, 46, 199–202. <https://doi.org/10.1016/j.jiec.2016.10.031>
- Borruto, A., Crivellone, G., & Marani, F. (1998). Influence of surface wettability on friction and wear tests. *Wear*, 222(1), 57-65.
- Bötel, F., Zimmermann, T., Sütel, M., Müller, W. D., & Schwitalla, A. D. (2018). Influence of different low-pressure plasma process parameters on shear bond strength between veneering composites and PEEK materials. *Dental Materials*, 34(9), e246–e254. <https://doi.org/10.1016/j.dental.2018.06.004>
- Bourauel, C., Fries, T., Drescher, D., Plietsch, R. (1998). Surface roughness of orthodontic wires via atomic force microscopy, laser specular reflectance, and profilometry. *European Journal of Orthodontics* 20 (1998) 79–92.
- Braga, R. R., Meira, J. B. C., Boaro, L. C. C., & Xavier, T. A. (2010). Adhesion to tooth structure: A critical review of “macro” test methods. In *Dental Materials* (Vol. 26, Issue 2). <https://doi.org/10.1016/j.dental.2009.11.150>
- Brezavšek, M., Fawzy, A., Bächle, M., Tuna, T., Fischer, J., & Att, W. (2016). The effect of UV treatment on the osteoconductive capacity of zirconia-based materials. *Materials*, 9(12). <https://doi.org/10.3390/ma9120958>

- Briem, D., Strametz, S., Schröder, K., Meenen, N. M., Lehmann, W., Linhart, W., ... & Rueger, J. M. (2005). Response of primary fibroblasts and osteoblasts to plasma treated polyetheretherketone (PEEK) surfaces. *Journal of Materials Science: Materials in Medicine*, 16(7), 671-677.
- Brundle, C. R., Wilson, L., Evans, C. A., Wilson, S., & Wilson, G. (1992). *Encyclopedia of materials characterization: surfaces, interfaces, thin films*. Gulf Professional Publishing.
- Bulut, A.C. ve Atsü, S.S. (2016). Diş hekimliğinde restoratif materyallerin yaşlandırma işlemleri ve çığneme simülörleri. *J Dent Fac Atatürk Uni*, 26. 180-186.
- Caglar, I., Ates, S. M., & Yesil Duymus, Z. (2019). An In Vitro Evaluation of the Effect of Various Adhesives and Surface Treatments on Bond Strength of Resin Cement to Polyetheretherketone. *Journal of Prosthodontics*, 28(1), e342–e349. <https://doi.org/10.1111/jopr.12791>
- Cayo-Rojas, C. F., Hernández-Caba, K. K., Aliaga-Mariñas, A. S., Ladera-Castañeda, M. I., & Cervantes-Ganoza, L. A. (2021). Microleakage in class II restorations of two bulk fill resin composites and a conventional nanohybrid resin composite: an in vitro study at 10,000 thermocycles. *BMC Oral Health*, 21(1). <https://doi.org/10.1186/s12903-021-01942-0>
- Cekic-Nagas, I., Egilmez, F., Ergun, G., Vallittu, P. K., & Lassila, L. V. J. (2018). Load-bearing capacity of novel resin-based fixed dental prosthesis materials. *Dental Materials Journal*, 37(1), 49–58. <https://doi.org/10.4012/dmj.2016-367>
- Cha, H. S., Lee, Y. K., Lim, B. S., Rhee, S. H., & Yang, H. C. (2004). Evaluation of wear resistance of dental resin composites with a 3D profilometer. *Journal of Biomedical Materials Research - Part B Applied Biomaterials*, 71(2), 414–420. <https://doi.org/10.1002/jbm.b.30108>
- Chaijareenont, P., Prakhamchai, S., Silthampitak, P., Takahashi, H., & Arksornnukit, M. (2018). Effects of different sulfuric acid etching concentrations on PEEK surface bonding to resin composite. *Dental Materials Journal*, 37(3), 385–392. <https://doi.org/10.4012/dmj.2017-141>
- Chen, X., & Mao, S. S. (2007). Titanium dioxide nanomaterials: Synthesis, properties, modifications and applications. In *Chemical Reviews* (Vol. 107, Issue 7, pp. 2891–2959). <https://doi.org/10.1021/cr0500535>
- Chevalier, J. (2006). What future for zirconia as a biomaterial? *Biomaterials*, 27(4), 535–543. <https://doi.org/10.1016/j.biomaterials.2005.07.034>
- Chow, T. S. (1998). Wetting of rough surfaces. In *J. Phys.: Condens. Matter* (Vol. 10).
- Christensen, P. A., Dilks, A., Egerton, T. A., & Temperley, J. (1999). Infrared spectroscopic evaluation of the photodegradation of paint Part I The UV degradation of acrylic films pigmented with titanium dioxide. *Journal of Materials Science*, 34(23), 5689-5700.

- Chu, X. X., Wu, Z. X., Huang, R. J., Zhou, Y., & Li, L. F. (2010). Mechanical and thermal expansion properties of glass fibers reinforced PEEK composites at cryogenic temperatures. *Cryogenics*, 50(2), 84–88. <https://doi.org/10.1016/j.cryogenics.2009.12.003>
- Culbertson, B. M., Wan, Q., & Tong, Y. (1997). Preparation and evaluation of visible light-cured multi-methacrylates for dental composites. In *Journal of Macromolecular Science - Pure and Applied Chemistry* (Vol. 34, Issue 12, pp. 2405–2421). Marcel Dekker Inc. <https://doi.org/10.1080/10601329708010056>
- Çulhaoğlu, A. K., Özkır, S. E., Şahin, V., Yılmaz, B., & Kılıçarslan, M. A. (2020). Effect of Various Treatment Modalities on Surface Characteristics and Shear Bond Strengths of Polyetheretherketone-Based Core Materials. *Journal of Prosthodontics*, 29(2), 136–141. <https://doi.org/10.1111/jopr.12702>
- Dallı, M., Şahbaz, C., Bahşi, E., İnce, B., Zorba, Y. O., & Ercan, E. (2009). Dört Farklı Self-etching Adeziv Sistemlerin Dentine Makaslama Dayanımlarının İncelenmesi: In vitro çalışma. *Selçuk Üniv Diş Hek Fak Derg*, 18, 20-26.
- de Kok, P., Kleverlaan, C. J., de Jager, N., Kuijs, R., & Feilzer, A. J. (2015). Mechanical performance of implant-supported posterior crowns. *Journal of Prosthetic Dentistry*, 114(1), 59–66. <https://doi.org/10.1016/j.prosdent.2014.10.015>
- Derand, T., Molin, M., & Kvam, K. (2005). Bond strength of composite luting cement to zirconia ceramic surfaces. *Dental Materials*, 21(12), 1158–1162. <https://doi.org/10.1016/j.dental.2005.02.005>
- Díez-Pascual, A. M., & Díez-Vicente, A. L. (2015). Nano-TiO₂ reinforced PEEK/PEI blends as biomaterials for load-bearing implant applications. *ACS Applied Materials and Interfaces*, 7(9), 5561–5573. <https://doi.org/10.1021/acsami.5b00210>
- Gouveia, D., Razzoog, M. E., Sierraalta, M., & Alfaro, M. F. (2021). Effect of surface treatment and manufacturing process on the shear bond strength of veneering composite resin to polyetherketoneketone (PEKK) and polyetheretherketone (PEEK). *The Journal of prosthetic dentistry*, S0022-3913(21)00069-X. Advance online publication. <https://doi.org/10.1016/j.prosdent.2021.02.003>
- dos Santos, F. S. F., Vieira, M., da Silva, H. N., Tomás, H., & Fook, M. V. L. (2021). Surface bioactivation of polyether ether ketone (Peek) by sulfuric acid and piranha solution: Influence of the modification route in capacity for inducing cell growth. *Biomolecules*, 11(9). <https://doi.org/10.3390/biom11091260>
- Dupuis, A., Ho, T. H., Fahs, A., Lafabrier, A., Louarn, G., Bacharouche, J., Airoudj, A., Aragon, E., & Chailan, J. F. (2015). Improving adhesion of powder coating on PEEK composite: Influence of atmospheric plasma parameters. *Applied Surface Science*, 357, 1196–1204. <https://doi.org/10.1016/j.apsusc.2015.09.148>
- Elawadly, T., Radi, W. I. A., el Khadem, A., & Osman, R. B. (2017). Can PEEK be an implant material? evaluation of surface topography and wettability of filled

- versus unfilled peek with different surface roughness. *Journal of Oral Implantology*, 43(6), 456–461. <https://doi.org/10.1563/aaid-joi-D-17-00144>
- Eldin, A., Gorab, S., Osman, M. (2021). Effect of surface pretreatments on the surface roughness and shear bond strength of a modified polyetheretherketone (PEEK) material. *Mansoura Journal of Dentistry*, 8(28):8-16
- Eschbach, L. Y. (2000). Nonresorbable polymers in bone surgery. *Injury*, 31, D22–D27.
- Escobar, M., Souza, J. C. M., Barra, G. M. O., Fredel, M. C., Özcan, M., & Henriques, B. (2021). On the synergistic effect of sulfonic functionalization and acidic adhesive conditioning to enhance the adhesion of PEEK to resin-matrix composites. *Dental Materials*, 37(4), 741–754. <https://doi.org/10.1016/j.dental.2021.01.017>
- Fedel, M., Micheli, V., Thaler, M., & Awaja, F. (2020). Effect of nitrogen plasma treatment on the crystallinity and self-bonding of polyetheretherketone (PEEK) for biomedical applications. *Polymers for Advanced Technologies*, 31(2), 240–247. <https://doi.org/10.1002/pat.4764>
- Fehrenbach, J., Isolan, C. P., & Münchow, E. A. (2021). Is the presence of 10-MDP associated to higher bonding performance for self-etching adhesive systems? A meta-analysis of in vitro studies. In *Dental Materials* (Vol. 37, Issue 10, pp. 1463–1485). Elsevier Inc. <https://doi.org/10.1016/j.dental.2021.08.014>
- Felipe Valandro, L., della Bona, A., Antonio Bottino, M., & Piero Neisser, M. (2005). The effect of ceramic surface treatment on bonding to densely sintered alumina ceramic *The Journal Of Prosthetic Dentistry* 253.
- Ferracane, J. L., Stansbury, J. W., & Burke, F. J. T. (2011). Self-adhesive resin cements - chemistry, properties and clinical considerations. In *Journal of Oral Rehabilitation* (Vol. 38, Issue 4, pp. 295–314). <https://doi.org/10.1111/j.1365-2842.2010.02148.x>
- Fokas, G., Guo, C. Y., & Tsoi, J. K. H. (2019). The effects of surface treatments on tensile bond strength of polyether-ketone-ketone (PEKK) to veneering resin. *Journal of the Mechanical Behavior of Biomedical Materials*, 93, 1–8. <https://doi.org/10.1016/j.jmbbm.2019.01.015>
- Freifrau von Maltzahn, N., Holstermann, J., Stiesch, M., & Kohorst, P. (2021). In vitro evaluation of the influence of titanium nitride coating on the retention force between components of two-part abutments. *BMC Oral Health*, 21(1). <https://doi.org/10.1186/s12903-021-01636-7>
- Fujishima, A., Rao, T. N., & Tryk, D. A. (2000). Titanium dioxide photocatalysis. In *Journal of Photochemistry and Photobiology C: Photochemistry Reviews* (Vol. 1).
- Gale, M. S., & Darvell, B. W. (1999). Thermal cycling procedures for laboratory testing of dental restorations. *Journal of dentistry*, 27(2), 89-99.
- Gan, K., Liu, H., Jiang, L., Liu, X., Song, X., Niu, D., Chen, T., & Liu, C. (2016). Bioactivity and antibacterial effect of nitrogen plasma immersion ion

- implantation on polyetheretherketone. *Dental Materials*, 32(11), e263–e274.
<https://doi.org/10.1016/j.dental.2016.08.215>
- Gaya, U. I., & Abdullah, A. H. (2008). Heterogeneous photocatalytic degradation of organic contaminants over titanium dioxide: A review of fundamentals, progress and problems. In *Journal of Photochemistry and Photobiology C: Photochemistry Reviews* (Vol. 9, Issue 1, pp. 1–12).
<https://doi.org/10.1016/j.jphotochemrev.2007.12.003>
- Genzer, J., & Efimenko, K. (2006). Recent developments in superhydrophobic surfaces and their relevance to marine fouling: A review. In *Biofouling* (Vol. 22, Issue 5, pp. 339–360). <https://doi.org/10.1080/08927010600980223>
- Georgiev, J., Vlahova, A., Kissov, H., Aleksandrov, S., & Kazakova, R. (2018). Possible application of biohpp in prosthetic dentistry: a literature review. *Journal of IMAB - Annual Proceeding (Scientific Papers)*, 24(1), 1896–1898.
<https://doi.org/10.5272/jimab.2018241.1896>
- Goracci, C., Tavares, A. U., Fabianelli, A., Monticelli, F., Raffaelli, O., Cardoso, P. C., & Ferrari, M. (2004). The adhesion between fiber posts and root canal walls: comparison between microtensile and push-out bond strength measurements. *European journal of oral sciences*, 112(4), 353–361.
- Guastaldi, F. P. S., Yoo, D., Marin, C., Jimbo, R., Tovar, N., Zanetta-Barbosa, D., & Coelho, P. G. (2013). Plasma treatment maintains surface energy of the implant surface and enhances osseointegration. *International Journal of Biomaterials*, 2013. <https://doi.org/10.1155/2013/354125>
- Guazzato, M., Quach, L., Albakry, M., & Swain, M. v. (2005). Influence of surface and heat treatments on the flexural strength of Y-TZP dental ceramic. *Journal of Dentistry*, 33(1), 9–18. <https://doi.org/10.1016/j.jdent.2004.07.001>
- Guo, L., Smeets, R., Kluwe, L., Hartjen, P., Barbeck, M., Cacaci, C., Gosau, M., & Henningsen, A. (2019). Cytocompatibility of titanium, zirconia and modified PEEK after surface treatment using UV light or non-thermal plasma. *International Journal of Molecular Sciences*, 20(22).
<https://doi.org/10.3390/ijms20225596>
- Ha, S. W., Hauert, R., Ernst, K. H., & Wintermantel, E. (1997). Surface analysis of chemically-etched and plasma-treated polyetheretherketone (PEEK) for biomedical applications. *Surface and coatings technology*, 96(2-3), 293–299.
- Hahnel, S., Wieser, A., Lang, R., & Rosentritt, M. (2015). Biofilm formation on the surface of modern implant abutment materials. *Clinical Oral Implants Research*, 26(11), 1297–1301. <https://doi.org/10.1111/clr.12454>
- Haji Badri, K., Chee Sien, W., Binti Haji Badri, K., Shahrom Binti Raja Shahrom, M., Chi Hao, L., Yuhana Baderuliksani, N., Rabbi, N., & Norzali, A. (2010). FTIR spectroscopy analysis of the prepolymerization of palm-based polyurethane. *Solid State Science and Technology*, 18(2), 1–8.
<https://www.researchgate.net/publication/258338299>

- Hallmann, L., Mehl, A., Sereno, N., & Hämmerle, C. H. F. (2012). The improvement of adhesive properties of PEEK through different pre-treatments. *Applied Surface Science*, 258(18), 7213–7218. <https://doi.org/10.1016/j.apsusc.2012.04.040>
- Han, C. M., Lee, E. J., Kim, H. E., Koh, Y. H., Kim, K. N., Ha, Y., & Kuh, S. U. (2010). The electron beam deposition of titanium on polyetheretherketone (PEEK) and the resulting enhanced biological properties. *Biomaterials*, 31(13), 3465–3470. <https://doi.org/10.1016/j.biomaterials.2009.12.030>
- Han, L., Okamoto, A., Fukushima, M., & Okiji, T. (2007). Evaluation of Physical Properties and Surface Degradation of Self-adhesive Resin Cements. In *Dental Materials Journal* (Vol. 26, Issue 6).
- Han, X., Yang, D., Yang, C., Spintzyk, S., Scheideler, L., Li, P., Li, D., Geis-Gerstorfer, J., & Rupp, F. (2019). Carbon fiber reinforced PEEK composites based on 3D-printing technology for orthopedic and dental applications. *Journal of Clinical Medicine*, 8(2). <https://doi.org/10.3390/jcm8020240>
- Harb, I. E., Abdel-Khalek, E. A., & Hegazy, S. A. (2019). CAD/CAM Constructed Poly(etheretherketone) (PEEK) Framework of Kennedy Class I Removable Partial Denture: A Clinical Report. *Journal of Prosthodontics*, 28(2), e595–e598. <https://doi.org/10.1111/jopr.12968>
- Hebbar, R. S., Isloor, A. M., & Ismail, A. F. (2017). Contact Angle Measurements. In *Membrane Characterization* (pp. 219–255). Elsevier Inc. <https://doi.org/10.1016/B978-0-444-63776-5.00012-7>
- Hench, L. L., & Andersson, Ö. (1993). Bioactive glasses. In *An introduction to bioceramics* (pp. 41-62).
- Henningsen, A., Smeets, R., Heuberger, R., Jung, O. T., Hanken, H., Heiland, M., Cacaci, C., & Precht, C. (2018). Changes in surface characteristics of titanium and zirconia after surface treatment with ultraviolet light or non-thermal plasma. *European Journal of Oral Sciences*, 126(2), 126–134. <https://doi.org/10.1111/eos.12400>
- Henriques, B., Fabris, D., Mesquita-Guimarães, J., Sousa, A. C., Hammes, N., Souza, J. C. M., Silva, F. S., & Fredel, M. C. (2018). Influence of laser structuring of PEEK, PEEK-GF30 and PEEK-CF30 surfaces on the shear bond strength to a resin cement. *Journal of the Mechanical Behavior of Biomedical Materials*, 84, 225–234. <https://doi.org/10.1016/j.jmbbm.2018.05.008>
- Hepdarcan, S. S., Yilmaz, R. B. N., & Nalbantgil, D. (2016). Which Orthodontic Wire and Working Sequence Should be Preferred for Alignment Phase? A Review. *Turkish Journal of Orthodontics*, 29(2), 47–50. <https://doi.org/10.5152/turkjorthod.2016.160009>
- Hervás García, A., Lozano, M., Cabanes Vila, J., Barjau Escribano, A., & Fos Galve, P. (2006). Composite resins: a review of the materials and clinical indications. *Clinical Dentistry*, E215-E220.

- Hofmann, N., Hugo, B., & Klaiber, B. (2002). Effect of irradiation type (LED or QTH) on photo-activated composite shrinkage strain kinetics, temperature rise, and hardness. *European journal of oral sciences*, 110(6), 471-479.
- Hong, M. S., Choi, Y. S., Lee, H. H., Lee, J. H., & Ahn, J. (2021). Comparison of mechanical properties of chairside cad/cam restorations fabricated using a standardization method. *Materials*, 14(11). <https://doi.org/10.3390/ma14113115>
- Hooshmand, T., van Noort, R., & Keshvad, A. (2002). Bond durability of the resin-bonded and silane treated ceramic surface. *Dental Materials*, 18(2), 179-188.
- Ierardo, G., Luzzi, V., Lesti, M., Vozza, I., Brugnoletti, O., Polimeni, A., & Bossù, M. (2017). Peek polymer in orthodontics: A pilot study on children. *Journal of Clinical and Experimental Dentistry*, 9(10), e1271–e1275. <https://doi.org/10.4317/jced.54010>
- Inoue, S., Koshiro, K., Yoshida, Y., de Munck, J., Nagakane, K., Suzuki, K., Sano, H., & van Meerbeek, B. (2005). Hydrolytic stability of self-etch adhesives bonded to dentin. *Journal of Dental Research*, 84(12), 1160–1164. <https://doi.org/10.1177/154405910508401213>
- Inoue, S., Van Meerbeek, B., Abe, Y., Yoshida, Y., Lambrechts, P., Vanherle, G., & Sano, H. (2001). Effect of remaining dentin thickness and the use of conditioner on micro-tensile bond strength of a glass-ionomer adhesive. *Dental Materials*, 17(5), 445-455.
- Jaafar, J., Ismail, A. F., & Mustafa, A. (2007). Physicochemical study of poly(ether ether ketone) electrolyte membranes sulfonated with mixtures of fuming sulfuric acid and sulfuric acid for direct methanol fuel cell application. *Materials Science and Engineering A*, 460–461, 475–484. <https://doi.org/10.1016/j.msea.2007.02.095>
- Jahandideh, Y., Falahchai, M., & Pourkhalili, H. (2020). Effect of surface treatment with Er:Yag and CO2 lasers on shear bond strength of polyether ether ketone to composite resin veneers. *Journal of Lasers in Medical Sciences*, 11(2), 153–159. <https://doi.org/10.34172/JLMS.2020.26>
- Jesson, D. A., & Watts, J. F. (2012). The interface and interphase in polymer matrix composites: Effect on mechanical properties and methods for identification. In *Polymer Reviews* (Vol. 52, Issues 3–4, pp. 321–354). <https://doi.org/10.1080/15583724.2012.710288>
- Jin, J., Takahashi, H., & Iwasaki, N. (2004). Effect of Test Method on Flexural Strength of Recent Dental Ceramics. In *Dental Materials Journal* (Vol. 23, Issue 4).
- Joniot, S., Salomon, J. P., Dejou, J., & Grégoire, G. (2006). Use of two surface analyzers to evaluate the surface roughness of four esthetic restorative materials after polishing. *Operative Dentistry*, 31(1), 39–46. <https://doi.org/10.2341/04-166>
- Kaleli, N., Sarac, D., Külünk, S., & Öztürk, Ö. (2018). Effect of different restorative crown and customized abutment materials on stress distribution in single

- implants and peripheral bone: A three-dimensional finite element analysis study. *Journal of Prosthetic Dentistry*, 119(3), 437–445.
<https://doi.org/10.1016/j.prosdent.2017.03.008>
- Karakoca, S., & Yilmaz, H. (2009). Influence of surface treatments on surface roughness, phase transformation, and biaxial flexural strength of Y-TZP ceramics. *Journal of Biomedical Materials Research - Part B Applied Biomaterials*, 91(2), 930–937. <https://doi.org/10.1002/jbm.b.31477>
- Katzer, A., Marquardt, H., Westendorf, J., Wening, J. v., & von Foerster, G. (2002). Polyetheretherketone—cytotoxicity and mutagenicity in vitro. *Biomaterials*, 23(8), 1749–1759. [https://doi.org/10.1016/S0142-9612\(01\)00300-3](https://doi.org/10.1016/S0142-9612(01)00300-3)
- Kern, M. (2009). Resin bonding to oxide ceramics for dental restorations. *Journal of Adhesion Science and Technology*, 23(7–8), 1097–1111.
<https://doi.org/10.1163/156856109X432721>
- Kern, M., Barloi, A., & Yang, B. (2009). Surface conditioning influences zirconia ceramic bonding. *Journal of Dental Research*, 88(9), 817–822.
<https://doi.org/10.1177/0022034509340881>
- Kern, M., & Lehmann, F. (2012). Influence of surface conditioning on bonding to polyetheretherketon (PEEK). *Dental Materials*, 28(12), 1280–1283.
<https://doi.org/10.1016/j.dental.2012.09.010>
- Keul, C., Liebermann, A., Schmidlin, P. R., Roos, M., Sener, B., & Stawarczyk, B. (2014). Influence of PEEK surface modification on surface properties and bond strength to veneering resin composites. *Journal of Adhesive Dentistry*, 16(4), 383–392. <https://doi.org/10.3290/j.jad.a32570>
- Stadtländer, C. T. H., & Kirchhoff, H. (2004). A balanced technique for preparation of specimens from pathogenicity studies for scanning electron microscopy. *Scanning: The Journal of Scanning Microscopies*, 26(4), 175–180.
- Kinomoto, Y., Torii, M., Takeshige, F., & Ebisu, S. (1999). Comparison of polymerization contraction stresses between self-and light-curing composites. *Journal of dentistry*, 27(5), 383–389.
- Kimura, H., Tsuka, H., Morita, K., Hirata, I., Nishio, F., Abekura, H., Doi, K., & Tsuga, K. (2022). Nd:YVO₄ laser groove treatment can improve the shear bond strength between dental PEEK and adhesive resin cement with an adhesive system. *Dental Materials Journal*. <https://doi.org/10.4012/dmj.2020-036>
- Knaus, J., Schaffarczyk, D., & Cölfen, H. (2020). On the Future Design of Bio-Inspired Polyetheretherketone Dental Implants. *Macromolecular Bioscience*, 20(1). <https://doi.org/10.1002/mabi.201900239>
- Kubiak, K. J., Wilson, M. C. T., Mathia, T. G., & Carval, P. (2011). Wettability versus roughness of engineering surfaces. *Wear*, 271(3–4), 523–528.
<https://doi.org/10.1016/j.wear.2010.03.029>
- Kurtz, S. M., & Devine, J. N. (2007). PEEK biomaterials in trauma, orthopedic, and spinal implants. *Biomaterials*, 28(32), 4845–4869.
<https://doi.org/10.1016/J.BIOMATERIALS.2007.07.013>

- Labella, R., Lambrechts, P., Van Meerbeek, B., & Vanherle, G. (1999). Polymerization shrinkage and elasticity of flowable composites and filled adhesives. *Dental materials*, 15(2), 128-137.
- Lameira, D. P., Silva, W. A. B. E., Silva, F. A. E., & de Souza, G. M. (2015). Fracture Strength of Aged Monolithic and Bilayer Zirconia-Based Crowns. *BioMed Research International*, 2015. <https://doi.org/10.1155/2015/418641>
- Lan, T. H., Liu, P. H., Chou, M. M., & Lee, H. E. (2016). Fracture resistance of monolithic zirconia crowns with different occlusal thicknesses in implant prostheses. *The Journal of prosthetic dentistry*, 115(1), 76-83.
- Lee, W. T., Koak, J. Y., Lim, Y. J., Kim, S. K., Kwon, H. B., & Kim, M. J. (2012). Stress shielding and fatigue limits of poly-ether-ether-ketone dental implants. *Journal of Biomedical Materials Research - Part B Applied Biomaterials*, 100 B(4), 1044–1052. <https://doi.org/10.1002/jbm.b.32669>
- Leloup, G., D’Hoore, W., Bouter, D., Degrange, M., & Vreven, J. (2001). Meta-analytical review of factors involved in dentin adherence. *Journal of Dental Research*, 80(7), 1605–1614. <https://doi.org/10.1177/00220345010800070301>
- Le-The, H., Tiggelaar, R. M., Berenschot, E., van den Berg, A., Tas, N., & Eijkel, J. C. (2019). Postdeposition UV-ozone treatment: an enabling technique to enhance the direct adhesion of gold thin films to oxidized silicon. *ACS nano*, 13(6), 6782-6789.
- Liu, J., He, L., Wang, L., Man, Y., Huang, L., Xu, Z., Ge, D., Li, J., Liu, C., & Wang, L. (2016). Significant Enhancement of the Adhesion between Metal Films and Polymer Substrates by UV-Ozone Surface Modification in Nanoscale. *ACS Applied Materials and Interfaces*, 8(44), 30576–30582. <https://doi.org/10.1021/acsami.6b09930>
- Lughi, V., & Sergo, V. (2010). Low temperature degradation -aging- of zirconia: A critical review of the relevant aspects in dentistry. In *Dental Materials* (Vol. 26, Issue 8, pp. 807–820). <https://doi.org/10.1016/j.dental.2010.04.006>
- Lümkemann, N., Eichberger, M., & Stawarczyk, B. (2017). Bonding to different PEEK compositions: The impact of dental light curing units. *Materials*, 10(1). <https://doi.org/10.3390/ma10010067>
- Lümkemann, N., Strickstock, M., Eichberger, M., Zylla, I. M., & Stawarczyk, B. (2018). Impact of air-abrasion pressure and adhesive systems on bonding parameters for polyetheretherketone dental restorations. *International Journal of Adhesion and Adhesives*, 80, 30–38. <https://doi.org/10.1016/j.ijadhadh.2017.10.002>
- Ma, J., Liang, Q., Qin, W., Lartey, P. O., Li, Y., & Feng, X. (2020). Bioactivity of nitric acid and calcium chloride treated carbon-fibers reinforced polyetheretherketone for dental implant. *Journal of the Mechanical Behavior of Biomedical Materials*, 102. <https://doi.org/10.1016/j.jmbbm.2019.103497>

- Ma, R., & Tang, T. (2014). Current strategies to improve the bioactivity of PEEK. In *International Journal of Molecular Sciences* (Vol. 15, Issue 4, pp. 5426–5445). MDPI AG. <https://doi.org/10.3390/ijms15045426>
- Manhart, J., Kunzelmann, K. H., Chen, H. Y., & Hickel, R. (2000). Mechanical properties of new composite restorative materials. *Journal of Biomedical Materials Research: An Official Journal of The Society for Biomaterials, The Japanese Society for Biomaterials, and The Australian Society for Biomaterials and the Korean Society for Biomaterials*, 53(4), 353-361.
- Maté Sánchez de Val, J. E., Gómez-Moreno, G., Pérez-Albacete Martínez, C., Ramírez-Fernández, M. P., Granero-Marín, J. M., Gehrke, S. A., & Calvo-Guirado, J. L. (2016). Peri-implant tissue behavior around non-titanium material: Experimental study in dogs. *Annals of Anatomy*, 206, 104–109. <https://doi.org/10.1016/j.aanat.2016.03.005>
- Mathieson, I., & Bradley, R. H. (1996). Improved adhesion to polymers by UV/ozone surface oxidation. In *Int. J. Adhesion and Adhesives* (Vol. 16).
- Matsui, N., Takagaki, T., Sadr, A., Ikeda, M., Ichinose, S., Nikaido, T., & Tagami, J. (2015). The role of MDP in a bonding resin of a two-step self-etching adhesive system. *Dental Materials Journal*, 34(2), 227–233. <https://doi.org/10.4012/dmj.2014-205>
- Mayinger, F., Eichberger, M., Schönhoff, L., & Stawarczyk, B. (2021). Fracture load of veneered and monolithic single-unit fixed dental prostheses made from the high-performance thermoplastic polyphenylene sulfone. *The International Journal of Prosthodontics*. <https://doi.org/10.11607/ijp.7675>
- Mehl, C., Ludwig, K., Steiner, M., & Kern, M. (2010). Fracture strength of prefabricated all-ceramic posterior inlay-retained fixed dental prostheses. *Dental Materials*, 26(1), 67–75. <https://doi.org/10.1016/j.dental.2009.07.013>
- Meng, Z., Liu, Y., & Wu, D. (2005). Effect of sulfur dioxide inhalation on cytokine levels in lungs and serum of mice. *Inhalation Toxicology*, 17(6), 303–307. <https://doi.org/10.1080/08958370590922625>
- Mirghani, M. E. S., Kabbashi, N. A., Alam, M. Z., Qudsieh, I. Y., & Alkatib, M. F. R. (2011). Rapid method for the determination of moisture content in biodiesel using FTIR spectroscopy. *JAOCs, Journal of the American Oil Chemists' Society*, 88(12), 1897–1904. <https://doi.org/10.1007/s11746-011-1866-0>
- Mishra, S., & Chowdhary, R. (2019). PEEK materials as an alternative to titanium in dental implants: A systematic review. In *Clinical Implant Dentistry and Related Research* (Vol. 21, Issue 1, pp. 208–222). Blackwell Publishing Ltd. <https://doi.org/10.1111/cid.12706>
- Mondon M, Ziegler C (2003) Changes in water contact angles during the first phase of setting of dental impression materials. *Int J Prosthodont*, 16, 49-53.
- Monteiro, L. C., Pecorari, V. G. A., Gontijo, I. G., Marchi, G. M., Lima, D. A. N. L., & Aguiar, F. H. B. (2022). PEEK and fiberglass intra-radicular posts: influence

- of resin cement and mechanical cycling on push-out bond strength. *Clinical Oral Investigations*, 1-10.
- Movasaghi, Z., Rehman, S., & Rehman, I. U. (2008). Fourier transform infrared (FTIR) spectroscopy of biological tissues. In *Applied Spectroscopy Reviews* (Vol. 43, Issue 2, pp. 134–179). <https://doi.org/10.1080/05704920701829043>
- Muñoz, M. A., Luque, I., Hass, V., Reis, A., Loguercio, A. D., & Bombarda, N. H. C. (2013). Immediate bonding properties of universal adhesives to dentine. *Journal of Dentistry*, 41(5), 404–411. <https://doi.org/10.1016/j.jdent.2013.03.001>
- Mylläri, V., Ruoko, T. P., & Järvelä, P. (2014). The effects of UV irradiation to polyetheretherketone fibres - Characterization by different techniques. *Polymer Degradation and Stability*, 109, 278–284. <https://doi.org/10.1016/j.polymdegradstab.2014.08.003>
- Najeeb, S., Zafar, M. S., Khurshid, Z., & Siddiqui, F. (2016). Applications of polyetheretherketone (PEEK) in oral implantology and prosthodontics. In *Journal of Prosthodontic Research* (Vol. 60, Issue 1, pp. 12–19). Elsevier Ltd. <https://doi.org/10.1016/j.jpor.2015.10.001>
- Nakamura, H., Nakamura, T., Noguchi, T., & Imagawa, K. (2006). Photodegradation of PEEK sheets under tensile stress. *Polymer Degradation and Stability*, 91(4), 740–746. <https://doi.org/10.1016/j.polymdegradstab.2005.06.003>
- Neal, A. L. (2008). What can be inferred from bacterium-nanoparticle interactions about the potential consequences of environmental exposure to nanoparticles? In *Ecotoxicology* (Vol. 17, Issue 5, pp. 362–371). <https://doi.org/10.1007/s10646-008-0217-x>
- Negm, E. E., Aboutaleb, F. A., & Alam-Eldein, A. M. (2019). Virtual Evaluation of the Accuracy of Fit and Trueness in Maxillary Poly(etheretherketone) Removable Partial Denture Frameworks Fabricated by Direct and Indirect CAD/CAM Techniques. *Journal of Prosthodontics*, 28(7), 804–810. <https://doi.org/10.1111/jopr.13075>
- Nešp Rek, S., & Pospíšil, J. (2005). Light-induced phenomena in polymeric thin films. In *Journal of Optoelectronics and Advanced Materials* (Vol. 7, Issue 3).
- Nieminen, T., Kallela, I., Wuolijoki, E., Kainulainen, H., Hiidenheimo, I., & Rantala, I. (2008). Amorphous and crystalline polyetheretherketone: Mechanical properties and tissue reactions during a 3-year follow-up. *Journal of Biomedical Materials Research - Part A*, 84(2), 377–383. <https://doi.org/10.1002/jbm.a.31310>
- Noiset, O., Schneider, Y. J., & Marchand-Brynaert, J. (2000). Adhesion and growth of CaCo2 cells on surface-modified PEEK substrata. *Journal of Biomaterials Science, Polymer Edition*, 11(7), 767–786. <https://doi.org/10.1163/156856200744002>

- Norling, B. K., & Reisbick, M. H. (1979). The effect of nonionic surfactants on bubble entrapment in elastomeric impression materials. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 42(3), 342-347.
- Okawa, S., Taka, N., & Aoyagi, Y. (2020). Effect of modification with helium atmospheric-pressure plasma and deep-ultraviolet light on adhesive shear strength of fiber-reinforced poly(ether-ether-ketone) polymer. *Journal of Functional Biomaterials*, 11(2). <https://doi.org/10.3390/jfb11020027>
- Ourahmoune, R., Ourahmoune, R., Salvia, M., Mathia, T., Szuder, A., Fouvry, S., Mesrati, N., & Algeria, A. (2011). Structure influence of sandblasted PEEK and its composites on surface roughness and wettability TriboBR-Tribologia Brasil View project PhD Damien Herrisson View project Structure influence of sandblasted PEEK and its composites on surface roughness and wettability. <https://www.researchgate.net/publication/274138837>
- Ourahmoune, R., Salvia, M., Mathia, T. G., Berthel, B., Fouvry, S., & Mesrati, N. (2011, August). Effect of sandblasting substrate treatment on single lap shear strength of adhesively bonded PEEK and its composites. In 18th international conference on composite materials (pp. 2-7).
- Ourahmoune, R., Salvia, M., Mathia, T. G., & Mesrati, N. (2014). Surface morphology and wettability of sandblasted PEEK and its composites. *Scanning*, 36(1), 64–75. <https://doi.org/10.1002/sca.21089>
- Ouyang, L., Zhao, Y., Jin, G., Lu, T., Li, J., Qiao, Y., Ning, C., Zhang, X., Chu, P. K., & Liu, X. (2016). Influence of sulfur content on bone formation and antibacterial ability of sulfonated PEEK. *Biomaterials*, 83, 115–126. <https://doi.org/10.1016/j.biomaterials.2016.01.017>
- Ozdogan, A., & Tosun, B. (2020). Effects of Different Polishing Procedures on the Surface Roughness and Hardness of Polyether Ether Ketone (PEEK). *Odovtos - International Journal of Dental Sciences*, 219–227. <https://doi.org/10.15517/ijds.2021.45014>
- Özel, G. S., & Kara, Ö. Farklı asitleme işlemlerinin lityum disilikat seramiklerin yüzey pürüzlülüğü ve bağlanma dayanımı üzerine etkisi. *Selcuk Dent. J*, 2020; 7: 206-212 (Doi: 10.15311/selcukdentj. 527228)
- Ozer, F., Naden, A., Turp, V., Mante, F., Sen, D., & Blatz, M. B. (2018). Effect of thickness and surface modifications on flexural strength of monolithic zirconia. *The journal of prosthetic dentistry*, 119(6), 987-993.
- Panayotov, I. V., Orti, V., Cuisinier, F., & Yachouh, J. (2016). Polyetheretherketone (PEEK) for medical applications. In *Journal of Materials Science: Materials in Medicine* (Vol. 27, Issue 7). Springer New York LLC. <https://doi.org/10.1007/s10856-016-5731-4>
- Parkar, U., Dugal, R., Madanshetty, P., Devadiga, T., Khan, A., & Godil, A. (2021). Assessment of different surface treatments and shear bond characteristics of poly-ether-ether-ketone: An in vitro SEM analysis. *Journal of Indian Prosthodontic Society*, 21(4), 412–419. https://doi.org/10.4103/jips.jips_199_21

- Peutzfeldt, A., Sahafi, A., & Flury, S. (2011). Bonding of restorative materials to dentin with various luting agents. *Operative Dentistry*, 36(3), 266–373. <https://doi.org/10.2341/10-236-L>
- Phillips Rw (1991) *Skinner's Science of Dental Materials*. 9th Ed., Philadelphia:W.H. Saunders Co., Chapter 2.
- Photobiology, ", Elsevier, B., Andrad, A. L., Harnid, S. H., Hu ', X., & Torikai, A. (1998). Effects of increased solar ultraviolet radiation on materials. In *Journal of Photochemistry and Photobiology B: Biology* (Vol. 46).
- Piowarczyk, A., Lauer, H. C., & Sorensen, J. A. (2004). In vitro shear bond strength of cementing agents to fixed prosthodontic restorative materials. *The Journal of prosthetic dentistry*, 92(3), 265-273.
- Porojan, L., Toma, F. R., Bîrdeanu, M. I., Vasiliu, R. D., Uțu, I.-D., & Matichescu, A. (2022). Surface Characteristics and Color Stability of Dental PEEK Related to Water Saturation and Thermal Cycling. *Polymers*, 14(11), 2144. <https://doi.org/10.3390/polym14112144>
- Qin, L., Yao, S., Zhao, J., Zhou, C., Oates, T. W., Weir, M. D., Wu, J., & Xu, H. H. K. (2021). Review on development and dental applications of polyetheretherketone-based biomaterials and restorations. In *Materials* (Vol. 14, Issue 2, pp. 1–25). MDPI AG. <https://doi.org/10.3390/ma14020408>
- Quan, D., Deegan, B., Binsfeld, L., Li, X., Atkinson, J., Ivanković, A., & Murphy, N. (2020). Effect of interlaying UV-irradiated PEEK fibres on the mechanical, impact and fracture response of aerospace-grade carbon fibre/epoxy composites. *Composites Part B: Engineering*, 191. <https://doi.org/10.1016/j.compositesb.2020.107923>
- Rabiei, A., & Sandukas, S. (2013). Processing and evaluation of bioactive coatings on polymeric implants. *Journal of Biomedical Materials Research - Part A*, 101 A(9), 2621–2629. <https://doi.org/10.1002/jbm.a.34557>
- Rahmitasari, F., Ishida, Y., Kurahashi, K., Matsuda, T., Watanabe, M., & Ichikawa, T. (2017). PEEK with reinforced materials and modifications for dental implant applications. In *Dentistry Journal* (Vol. 5, Issue 4). MDPI AG. <https://doi.org/10.3390/dj5040035>
- Rajagopal, S., Priya, V. L., Sameul, C. J., & Abraham, P. (2021). Peek Material and its Technical Consideration in Dental Application-A Systematic Review. *International Journal of Recent Advances in Multidisciplinary Topics*, 2(9), 16-19.
- Raigrodski, A. J. (2004). Contemporary all-ceramic fixed partial dentures: A review. In *Dental Clinics of North America* (Vol. 48, Issue 2, pp. 531–544). <https://doi.org/10.1016/j.cden.2003.12.008>
- Rehm, I., & Bonfield, W. (1997). Characterization of hydroxyapatite and carbonated apatite by photo acoustic FTIR spectroscopy. In *journal of materials science: materials in medicine* (Vol. 8).

- Rivard, C. H., Rhalmi, S., & Coillard, C. (2002). In vivo biocompatibility testing of peek polymer for a spinal implant system: a study in rabbits. *Journal of Biomedical Materials Research: An Official Journal of The Society for Biomaterials, The Japanese Society for Biomaterials, and The Australian Society for Biomaterials and the Korean Society for Biomaterials*, 62(4), 488-498.
- Robert Kelly, J. (2004). Dental ceramics: Current thinking and trends. In *Dental Clinics of North America* (Vol. 48, Issue 2, pp. 513–530). <https://doi.org/10.1016/j.cden.2004.01.003>
- Rocha, R. F. V., Anami, L. C., Campos, T. M. B., de Melo, R. M., e Souza, R. O. de A., & Bottino, M. A. (2016). Bonding of the polymer polyetheretherketone (PEEK) to human dentin: Effect of surface treatments. *Brazilian Dental Journal*, 27(6), 693–699. <https://doi.org/10.1590/0103-6440201600796>
- Rohr, N., Brunner, S., Martin, S., & Fischer, J. (2018). Influence of cement type and ceramic primer on retention of polymer-infiltrated ceramic crowns to a one-piece zirconia implant. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 119(1), 138-145.
- Rokaya, D., Srimaneepong, V., Sapkota, J., Qin, J., Siraleartmukul, K., & Siriwoongrunson, V. (2018). Polymeric materials and films in dentistry: An overview. In *Journal of Advanced Research* (Vol. 14, pp. 25–34). Elsevier B.V. <https://doi.org/10.1016/j.jare.2018.05.001>
- Romero Toledo, R., Ruíz Santoyo, V., Moncada Sánchez, D., & Martínez Rosales, M. (2018). Effect of aluminum precursor on physicochemical properties of Al₂O₃ by hydrolysis/precipitation method. *Nova scientia*, 10(20), 83-99.
- Rosentritt, M., Preis, V., Behr, M., Sereno, N., & Kolbeck, C. (2015). Shear bond strength between veneering composite and PEEK after different surface modifications. *Clinical Oral Investigations*, 19(3), 739–744. <https://doi.org/10.1007/s00784-014-1294-2>
- Roy, M., Kubacki, J., Psiuk, B., Mrozek-Wilczkiewicz, A., Malarz, K., Corti, A., Pompella, A., & Szade, J. (2021). Photofunctionalization effect and biological ageing of PEEK, TiO₂ and ZrO₂ abutments material. *Materials Science and Engineering C*, 121. <https://doi.org/10.1016/j.msec.2020.111823>
- Roy, M., Pompella, A., Kubacki, J., Szade, J., Roy, R. A., & Hedzelek, W. (2016). Photofunctionalization of titanium: An alternative explanation of its chemical-physical mechanism. *PLoS ONE*, 11(6). <https://doi.org/10.1371/journal.pone.0157481>
- Roy, M., Pompella, A., Kubacki, J., Piosik, A., Psiuk, B., Klimontko, J., Szade, J., Roy, R. A., & Hedzelek, W. (2017). Photofunctionalization of dental zirconia oxide: Surface modification to improve bio-integration preserving crystal stability. *Colloids and Surfaces B: Biointerfaces*, 156, 194–202. <https://doi.org/10.1016/j.colsurfb.2017.05.031>
- Hubicki, Z., Majdan, M., Kołodyńska, D., Wawrzkiwicz, M., Wołowicz, A., Gładysz-Płaska, A., ... & Sofińska-Chmiel, W. Removal of contaminants of

various types from model solutions and sewages-physicochemical and spectroscopic studies.

- Saeed, F., Muhammad, N., Khan, A. S., Sharif, F., Rahim, A., Ahmad, P., & Irfan, M. (2020). Prosthodontics dental materials: From conventional to unconventional. In *Materials Science and Engineering C* (Vol. 106). Elsevier Ltd. <https://doi.org/10.1016/j.msec.2019.110167>
- Atsu, S. S., Kilicarslan, M. A., Kucukesmen, H. C., & Aka, P. S. (2006). Effect of zirconium-oxide ceramic surface treatments on the bond strength to adhesive resin. *The Journal of prosthetic dentistry*, 95(6), 430-436.
- Saito, A., Komine, F., Blatz, M. B., & Matsumura, H. (2010). A comparison of bond strength of layered veneering porcelains to zirconia and metal. *Journal of Prosthetic Dentistry*, 104(4), 247–257. [https://doi.org/10.1016/S0022-3913\(10\)60133-3](https://doi.org/10.1016/S0022-3913(10)60133-3)
- Sano, H., Shono, T., Sonoda, H., Takatsu, T., Ciucchi, B., Carvalho, R., & Pashley, D. H. (1994). Relationship between surface area for adhesion and tensile bond strength-Evaluation of a micro-tensile bond test. In *Dent Mater* (Vol. 10).
- Santing, H. J., Meijer, H. J. A., Raghoobar, G. M., & Özcan, M. (2012). Fracture Strength and Failure Mode of Maxillary Implant-Supported Provisional Single Crowns: A Comparison of Composite Resin Crowns Fabricated Directly Over PEEK Abutments and Solid Titanium Abutments. *Clinical Implant Dentistry and Related Research*, 14(6), 882–889. <https://doi.org/10.1111/j.1708-8208.2010.00322.x>
- Sarbada, S., & Shin, Y. C. (2017). Superhydrophobic contoured surfaces created on metal and polymer using a femtosecond laser. *Applied Surface Science*, 405, 465–475. <https://doi.org/10.1016/j.apsusc.2017.02.019>
- Sasuga, T., & Hagiwara, M. (1987). Radiation deterioration of several aromatic polymers under oxidative conditions. *Polymer*, 28(11), 1915-1921.
- Schmidlin, P. R., Stawarczyk, B., Wieland, M., Attin, T., Hämmerle, C. H. F., & Fischer, J. (2010). Effect of different surface pre-treatments and luting materials on shear bond strength to PEEK. *Dental Materials*, 26(6), 553–559. <https://doi.org/10.1016/j.dental.2010.02.003>
- Schubert, O., Reitmaier, J., Schweiger, J., Erdelt, K., & Güth, J. F. (2019). Retentive force of PEEK secondary crowns on zirconia primary crowns over time. *Clinical Oral Investigations*, 23(5), 2331–2338. <https://doi.org/10.1007/s00784-018-2657-x>
- Schwitalla, A. D., Bötzel, F., Zimmermann, T., Sütel, M., & Müller, W. D. (2017). The impact of argon/oxygen low-pressure plasma on shear bond strength between a veneering composite and different PEEK materials. *Dental Materials*, 33(9), 990–994. <https://doi.org/10.1016/j.dental.2017.06.003>
- Schwitalla, A. D., Spintig, T., Kallage, I., & Müller, W. D. (2015). Flexural behavior of PEEK materials for dental application. *Dental Materials*, 31(11), 1377–1384. <https://doi.org/10.1016/j.dental.2015.08.151>

- Schwitala, A., & Müller, W. D. (2013). PEEK dental implants: A review of the literature. In *Journal of Oral Implantology* (Vol. 39, Issue 6, pp. 743–749). <https://doi.org/10.1563/AAID-JOI-D-11-00002>
- Seah, M. P. (1980). The quantitative analysis of surfaces by XPS: a review. *Surface and Interface Analysis*, 2(6), 222–239.
- Seo, J., Chang, W. S., & Kim, T. S. (2015). Adhesion improvement of graphene/copper interface using UV/ozone treatments. *Thin Solid Films*, 584, 170–175. <https://doi.org/10.1016/j.tsf.2015.01.007>
- Shabib, S. (2022). Use of Nd: YVO4 laser, Photodynamic therapy, Sulfuric acid and sand blasting on improving bond integrity of PEEK to resin cement with adhesive. *Photodiagnosis and Photodynamic Therapy*, 102865.
- Sham, M. L., Li, J., Ma, P. C., & Kim, J. K. (2009). Cleaning and functionalization of polymer surfaces and nanoscale carbon fillers by uv/ozone treatment: A review. *Journal of Composite Materials*, 43(14), 1537–1564. <https://doi.org/10.1177/0021998308337740>
- Shan, C. X., Hou, X., & Choy, K. L. (2008). Corrosion resistance of TiO₂ films grown on stainless steel by atomic layer deposition. *Surface and Coatings Technology*, 202(11), 2399–2402. <https://doi.org/10.1016/j.surfcoat.2007.08.066>
- Shi, H., Sinke, J., & Benedictus, R. (2017). Surface modification of PEEK by UV irradiation for direct co-curing with carbon fibre reinforced epoxy prepreps. *International Journal of Adhesion and Adhesives*, 73, 51–57. <https://doi.org/10.1016/j.ijadhadh.2016.07.017>
- Shimada, Y., Yamaguchi, S., & Tagami, J. (2002). Micro-shear bond strength of dual-cured resin cement to glass ceramics. *Dental materials*, 18(5), 380–388.
- Shirakawa, N., Iwata, T., Miyake, S., Otuka, T., Koizumi, S., & Kawata, T. (2018). Mechanical properties of orthodontic wires covered with a polyether ether ketone tube. *Angle Orthodontist*, 88(4), 442–449. <https://doi.org/10.2319/082417-572.1>
- Sideridou, I., Tserki, V., & Papanastasiou, G. (2002). Effect of chemical structure on degree of conversion in light-cured dimethacrylate-based dental resins. In *Biomaterials* (Vol. 23).
- Silthampitag, P., Chaijareenont, P., Tattakorn, K., Banjongprasert, C., Takahashi, H., & Arksornnukit, M. (2016). Effect of surface pretreatments on resin composite bonding to PEEK. *Dental Materials Journal*, 35(4), 668–674. <https://doi.org/10.4012/dmj.2015-349>
- Silva, D. L. da, Mattos, C. T., Simão, R. A., & Ruellas, A. C. D. O. (2013). Coating stability and surface characteristics of esthetic orthodontic coated archwires. *Angle Orthodontist*, 83(6), 994–1001. <https://doi.org/10.2319/111112-866.1>
- Singh, S., Prakash, C., Wang, H., Yu, X. feng, & Ramakrishna, S. (2019). Plasma treatment of polyether-ether-ketone: A means of obtaining desirable biomedical

- characteristics. In *European Polymer Journal* (Vol. 118, pp. 561–577). Elsevier Ltd. <https://doi.org/10.1016/j.eurpolymj.2019.06.030>
- Sinha, N., Gupta, N., Reddy, K., & Shastry, Y. (2017). Versatility of PEEK as a fixed partial denture framework. *Journal of Indian Prosthodontist Society*, 17(1), 80–83. <https://doi.org/10.4103/0972-4052.197941>
- Smeets, R., Henningsen, A., Heuberger, R., Hanisch, O., Schwarz, F., & Precht, C. (2019). Influence of UV irradiation and cold atmospheric pressure plasma on zirconia surfaces: an in vitro study. *The International Journal of Oral & Maxillofacial Implants*, 34(2), 329–336. <https://doi.org/10.11607/jomi.7017>
- Sproesser, O., Patrick, /, Schmidlin, R., Uhrenbacher, J., Roos, M., Gernet, W., Stawarczyk, B., & Statistician, S. (2014). Effect of Sulfuric Acid Etching of Polyetheretherketone on the Shear Bond Strength to Resin Cements. *J Adhes Dent*, 16(5), 465–472. <https://doi.org/10.3290/j.jad.a32806>
- Sproesser, O., Schmidlin, P. R., Uhrenbacher, J., Eichberger, M., Roos, M., & Stawarczyk, B. (2014). 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. *International Journal of Adhesion and Adhesives*, 54, 184–190. <https://doi.org/10.1016/j.ijadhadh.2014.06.006>
- Staniland, P. A., Wilde, C. J., Bottino, F. A., Di Pasquale, G., Pollicino, A., & Recca, A. (1992). Synthesis, characterization and study of the thermal properties of new polyarylene ethers. *Polymer*, 33(9), 1976–1981.
- Stawarczyk, B., Bähr, N., Beuer, F., Wimmer, T., Eichberger, M., Gernet, W., Jahn, D., & Schmidlin, P. R. (2014a). Influence of plasma pretreatment on shear bond strength of self-adhesive resin cements to polyetheretherketone. *Clinical Oral Investigations*, 18(1), 163–170. <https://doi.org/10.1007/s00784-013-0966-7>
- Stawarczyk, B., Basler, T., Ender, A., Roos, M., Özcan, M., & Hämmerle, C. (2012). Effect of surface conditioning with airborne-particle abrasion on the tensile strength of polymeric CAD/CAM crowns luted with self-adhesive and conventional resin cements. *Journal of Prosthetic Dentistry*, 107(2), 94–101. [https://doi.org/10.1016/S0022-3913\(12\)60031-6](https://doi.org/10.1016/S0022-3913(12)60031-6)
- Stawarczyk, B., Beuer, F., Wimmer, T., Jahn, D., Sener, B., Roos, M., & Schmidlin, P. R. (2013a). Polyetheretherketone - A suitable material for fixed dental prostheses? *Journal of Biomedical Materials Research - Part B Applied Biomaterials*, 101(7), 1209–1216. <https://doi.org/10.1002/jbm.b.32932>
- Stawarczyk, B., Jordan, P., Schmidlin, P. R., Roos, M., Eichberger, M., Gernet, W., & Keul, C. (2014b). PEEK surface treatment effects on tensile bond strength to veneering resins. *Journal of Prosthetic Dentistry*, 112(5), 1278–1288. <https://doi.org/10.1016/j.prosdent.2014.05.014>
- Stawarczyk, B., Keul, C., Beuer, F., Roos, M., & Schmidlin, P. R. (2013b). Tensile bond strength of veneering resins to PEEK: Impact of different adhesives. *Dental Materials Journal*, 32(3), 441–448. <https://doi.org/10.4012/dmj.2013-011>

- Stawarczyk, B., Taufall, S., Roos, M., Schmidlin, P. R., & Lümke, N. (2018). Bonding of composite resins to PEEK: the influence of adhesive systems and air-abrasion parameters. *Clinical Oral Investigations*, 22(2), 763–771. <https://doi.org/10.1007/s00784-017-2151-x>
- Stawarczyk, B., Thrun, H., Eichberger, M., Roos, M., Edelhoff, D., Schweiger, J., & Schmidlin, P. R. (2015). Effect of different surface pretreatments and adhesives on the load-bearing capacity of veneered 3-unit PEEK FDPs. *Journal of Prosthetic Dentistry*, 114(5), 666–673. <https://doi.org/10.1016/j.prosdent.2015.06.006>
- Steinberg, E. L., Rath, E., Shlaifer, A., Chechik, O., Maman, E., & Salai, M. (2013). Carbon fiber reinforced PEEK Optima-A composite material biomechanical properties and wear/debris characteristics of CF-PEEK composites for orthopedic trauma implants. *Journal of the Mechanical Behavior of Biomedical Materials*, 17, 221–228. <https://doi.org/10.1016/j.jmbbm.2012.09.013>
- Stock, V., Schmidlin, P., Merk, S., Wagner, C., Roos, M., Eichberger, M., & Stawarczyk, B. (2016). PEEK Primary Crowns with Cobalt-Chromium, Zirconia and Galvanic Secondary Crowns with Different Tapers—A Comparison of Retention Forces. *Materials*, 9(3), 187. <https://doi.org/10.3390/ma9030187>
- Sugano, K., Komada, W., Okada, D., & Miura, H. (2020). Evaluation of composite resin core with prefabricated polyetheretherketone post on fracture resistance in the case of flared root canals. *Dental Materials Journal*, 39(6), 924–932. <https://doi.org/10.4012/dmj.2019-153>
- Tada, Y., Hayakawa, T., & Nakamura, Y. (2017). Load-deflection and friction properties of PEEK wires as alternative orthodontic wires. *Materials*, 10(8). <https://doi.org/10.3390/ma10080914>
- Takahashi, M., Nakajima, M., Hosaka, K., Ikeda, M., Foxton, R. M., & Tagami, J. (2011). Long-term evaluation of water sorption and ultimate tensile strength of HEMA-containing/-free one-step self-etch adhesives. *Journal of Dentistry*, 39(7), 506–512. <https://doi.org/10.1016/j.jdent.2011.04.008>
- Tannous, F., Steiner, M., Shahin, R., & Kern, M. (2012). Retentive forces and fatigue resistance of thermoplastic resin clasps. *Dental Materials*, 28(3), 273–278. <https://doi.org/10.1016/j.dental.2011.10.016>
- Tanuma, S., Powell, C. J., & Penn, D. R. (2011). Calculations of electron inelastic mean free paths. IX. Data for 41 elemental solids over the 50 eV to 30 keV range. *Surface and Interface Analysis*, 43(3), 689–713. <https://doi.org/10.1002/sia.3522>
- Tekin, S., Adigüzel, Ö., & Cangül, S. (2018a). An evaluation using micro-CT data of the stress formed in the crown and periodontal tissues from the use of Peek post and Peek crown: A 3D finite element analysis study. *International Dental Research*, 8(3), 144–150. <https://doi.org/10.5577/intdentres.2018.vol8.no3.8>

- Tekin, S., Cangül, S., Adıgüzel, Ö., & Değer, Y. (2018b). Areas for use of PEEK material in dentistry. *International Dental Research*, 8(2), 84–92.
<https://doi.org/10.5577/intdentres.2018.vol8.no2.6>
- Tekin, S., Deger, Y., & Demirci, F. (2019). Evaluation of the use of PEEK material in implant-supported fixed restorations by finite element analysis. *Nigerian Journal of Clinical Practice*, 22(9), 1252–1258.
https://doi.org/10.4103/njcp.njcp_144_19
- Tetelman, E. D., & Babbush, C. A. (2008). A new transitional abutment for immediate aesthetics and function. *Implant Dentistry*, 17(1), 51–58.
<https://doi.org/10.1097/ID.0b013e318167648c>
- Thompson, V., Kern, M., Thompson, V. P., & Kern, M. (1994). Effects of sandblasting and silica-coating procedures on pure titanium Cite this paper Effects of sandblasting and silica-coating procedures on pure titanium*. In *J. Dent* (Vol. 22).
- Toth, J. M., Wang, M., Estes, B. T., Scifert, J. L., Seim, H. B., & Turner, A. S. (2006). Polyetheretherketone as a biomaterial for spinal applications. *Biomaterials*, 27(3), 324–334.
<https://doi.org/10.1016/j.biomaterials.2005.07.011>
- Tougaard, S. (2018). Improved XPS analysis by visual inspection of the survey spectrum. *Surface and Interface Analysis*, 50(6), 657–666.
<https://doi.org/10.1002/sia.6456>
- Tribst, J. P. M., Dal Piva, A. M. de O., Borges, A. L. S., Araújo, R. M., da Silva, J. M. F., Bottino, M. A., Kleverlaan, C. J., & de Jager, N. (2020). Effect of different materials and undercut on the removal force and stress distribution in circumferential clasps during direct retainer action in removable partial dentures. *Dental Materials*, 36(2), 179–186.
<https://doi.org/10.1016/j.dental.2019.11.022>
- Tsou, H. K., Chi, M. H., Hung, Y. W., Chung, C. J., & He, J. L. (2015). In Vivo Osseointegration Performance of Titanium Dioxide Coating Modified Polyetheretherketone Using Arc Ion Plating for Spinal Implant Application. *BioMed Research International*, 2015. <https://doi.org/10.1155/2015/328943>
- Tsuka, H., Morita, K., Kato, K., Kimura, H., Abekura, H., Hirata, I., Kato, K., & Tsuga, K. (2019). Effect of laser groove treatment on shear bond strength of resin-based luting agent to polyetheretherketone (PEEK). *Journal of Prosthodontic Research*, 63(1), 52–57.
<https://doi.org/10.1016/j.jpor.2018.08.001>
- Türksayar, A., & Atsü, S. S. (2021). Fracture Resistance of Zirconia, Polyetheretherketone, and Polyetherketoneketone Implant Abutments After Aging. *The International journal of oral & maxillofacial implants*, 36(2), 332–340. <https://doi.org/10.11607/jomi.9007>
- Tyas, M. J., & Burrow, M. F. (2004). Adhesive restorative materials: A review. In *Australian Dental Journal* (Vol. 49).

- Uhrenbacher, J., Schmidlin, P. R., Keul, C., Eichberger, M., Roos, M., Gernet, W., & Stawarczyk, B. (2014). The effect of surface modification on the retention strength of polyetheretherketone crowns adhesively bonded to dentin abutments. *Journal of Prosthetic Dentistry*, 112(6), 1489–1497. <https://doi.org/10.1016/j.prosdent.2014.05.010>
- van Landuyt, K. L., Yoshida, Y., Hirata, I., Snauwaert, J., de Munck, J., Okazaki, M., Suzuki, K., Lambrechts, P., & van Meerbeek, B. (2008). Influence of the chemical structure of functional monomers on their adhesive performance. *Journal of Dental Research*, 87(8), 757–761. <https://doi.org/10.1177/154405910808700804>
- van Meerbeek, B., Peumans, M., Poitevin, A., Mine, A., van Ende, A., Neves, A., & de Munck, J. (2010). Relationship between bond-strength tests and clinical outcomes. In *Dental Materials* (Vol. 26, Issue 2). <https://doi.org/10.1016/j.dental.2009.11.148>
- Villefort, R. F., Anami, L. C., Campos, T. M. B., Melo, R. M., Valandro, L. F., von Zeidler, S. L. v, & Bottino, M. A. (2021). Influence of Alternative and Conventional Surface Treatments on the Bonding Mechanism between PEEK and Veneering Resin for Dental Application. <https://doi.org/10.3390/coatings>
- Visai, L., de Nardo, L., Punta, C., Melone, L., Cigada, A., Imbriani, M., & Arciola, C. R. (2011). Titanium oxide antibacterial surfaces in biomedical devices. In *International Journal of Artificial Organs* (Vol. 34, Issue 9, pp. 929–946). Wichtig Publishing Srl. <https://doi.org/10.5301/ijao.5000050>
- Wang, H., Xu, M., Zhang, W., Kwok, D. T. K., Jiang, J., Wu, Z., & Chu, P. K. (2010). Mechanical and biological characteristics of diamond-like carbon coated poly aryl-ether-ether-ketone. *Biomaterials*, 31(32), 8181–8187. <https://doi.org/10.1016/j.biomaterials.2010.07.054>
- Wang, S., Yang, Y., Li, Y., Shi, J., Zhou, J., Zhang, L., Deng, Y., & Yang, W. (2019). Strontium/adiponectin co-decoration modulates the osteogenic activity of nano-morphologic polyetheretherketone implant. *Colloids and Surfaces B: Biointerfaces*, 176, 38–46. <https://doi.org/10.1016/j.colsurfb.2018.12.056>
- Wertz, M., Fuchs, F., Hoelzig, H., Wertz, J. M., Kloess, G., Hahnel, S., Rosentritt, M., & Koenig, A. (2021). The influence of surface preparation, chewing simulation, and thermal cycling on the phase composition of dental zirconia. *Materials*, 14(9). <https://doi.org/10.3390/ma14092133>
- White, J. R., & Turnbull, A. (1994). Review Weathering of polymers: mechanisms of degradation and stabilization, testing strategies and modelling. In *Journal Of Materials Science* (Vol. 29).
- Whitehead, S. A., Shearer, A. C., Watts, D. C., & Wilson, N. H. F. (1995). Comparison of methods for measuring surface roughness of ceramic. *Journal of Oral Rehabilitation*, 22(6), 421–427.
- Wong, K. L., Wong, C. T., Liu, W. C., Pan, H. B., Fong, M. K., Lam, W. M., Cheung, W. L., Tang, W. M., Chiu, K. Y., Luk, K. D. K., & Lu, W. W. (2009). Mechanical properties and in vitro response of strontium-containing

- hydroxyapatite/polyetheretherketone composites. *Biomaterials*, 30(23–24), 3810–3817. <https://doi.org/10.1016/j.biomaterials.2009.04.016>
- Yang, B., Barloi, A., & Kern, M. (2010). Influence of air-abrasion on zirconia ceramic bonding using an adhesive composite resin. *Dental Materials*, 26(1), 44–50. <https://doi.org/10.1016/j.dental.2009.08.008>
- Yang, B., Scharnberg, M., Wolfart, S., Quaas, A. C., Ludwig, K., Adelung, R., & Kern, M. (2007). Influence of contamination on bonding to zirconia ceramic. *Journal of Biomedical Materials Research - Part B Applied Biomaterials*, 81(2), 283–290. <https://doi.org/10.1002/jbm.b.30664>
- Yang, Y., Zhou, J., Liu, X., Zheng, M., Yang, J., & Tan, J. (2015). Ultraviolet light-treated zirconia with different roughness affects function of human gingival fibroblasts in vitro: The potential surface modification developed from implant to abutment. *Journal of Biomedical Materials Research - Part B Applied Biomaterials*, 103(1), 116–124. <https://doi.org/10.1002/jbm.b.33183>
- Younis, M., Unkovskiy, A., ElAyouti, A., Geis-Gerstorfer, J., & Spintzyk, S. (2019). The effect of various plasma gases on the shear bond strength between unfilled polyetheretherketone (PEEK) and veneering composite following artificial aging. *Materials*, 12(9). <https://doi.org/10.3390/ma12091447>
- Yuan, J., Zhang, Z., Yang, M., Wang, W., Men, X., & Liu, W. (2018). POSS grafted hybrid-fabric composites with a biomimic middle layer for simultaneously improved UV resistance and tribological properties. *Composites Science and Technology*, 160, 69–78. <https://doi.org/10.1016/j.compscitech.2018.03.022>
- Zayat, M., Garcia-Parejo, P., & Levy, D. (2007). Preventing UV-light damage of light sensitive materials using a highly protective UV-absorbing coating. *Chemical Society Reviews*, 36(8), 1270–1281. <https://doi.org/10.1039/b608888k>
- Zhou, L., Qian, Y., Zhu, Y., Liu, H., Gan, K., & Guo, J. (2014). The effect of different surface treatments on the bond strength of PEEK composite materials (DEMA-D-13-00481). *Dental Materials*, 30(8). <https://doi.org/10.1016/j.dental.2014.03.011>
- Zhou, W., Apkarian, R., Wang, Z. L., & Joy, D. (2006). Fundamentals of scanning electron microscopy (SEM). In *Scanning microscopy for nanotechnology* (pp. 1-40). Springer, New York, NY.
- Zicari, F., Couthino, E., de Munck, J., Poitevin, A., Scotti, R., Naert, I., & van Meerbeek, B. (2008). Bonding effectiveness and sealing ability of fiber-post bonding. *Dental Materials*, 24(7), 967–977. <https://doi.org/10.1016/j.dental.2007.11.011>
- Zoidis, P., & Papathanasiou, I. (2016). Modified PEEK resin-bonded fixed dental prosthesis as an interim restoration after implant placement. *Journal of Prosthetic Dentistry*, 116(5), 637–641. <https://doi.org/10.1016/j.prosdent.2016.04.024>

Zoidis, P., Papathanasiou, I., & Polyzois, G. (2016). The Use of a Modified Poly-Ether-Ether-Ketone (PEEK) as an Alternative Framework Material for Removable Dental Prostheses. A Clinical Report. *Journal of Prosthodontics*, 25(7), 580–584. <https://doi.org/10.1111/jopr.12325>

Zoidis, P., Bakiri, E., & Polyzois, G. (2017). Using modified polyetheretherketone (PEEK) as an alternative material for endocrown restorations: A short-term clinical report. *The Journal of prosthetic dentistry*, 117(3), 335-339.



