



T. C.

ADYAMAN ÜNİVERSİTESİ

DİŞ HEKİMLİĞİ FAKÜLTESİ

PROTETİK DİŞ TEDAVİSİ ANABİLİM DALI

**DİŞ YÜZEYİ TEMİZLİĞİNDE KULLANILAN ALETLERİN VE
DİYOT LAZERİN FARKLI İÇERİKLERDEKİ PEEK
(POLİETERETERKETON) MATERYALLERİ ÜZERİNE ETKİSİ**

UZMANLIK TEZİ

DT. MERVE BİRGEALP ERDEM

TEZ DANIŞMANI

Dr.Öğr.Üyesi Fatih DEMİRCİ

ADYAMAN

2020



T. C.

ADYAMAN ÜNİVERSİTESİ

DİŞ HEKİMLİĞİ FAKÜLTESİ

PROTETİK DİŞ TEDAVİSİ ANABİLİM DALI

**DİŞ YÜZEYİ TEMİZLİĞİNDE KULLANILAN ALETLERİN VE
DİYOT LAZERİN FARKLI İÇERİKLERDEKİ PEEK
(POLİETERETERKETON) MATERYALLERİ ÜZERİNE ETKİSİ**

UZMANLIK TEZİ

Merve BİRGEALP ERDEM

TEZ DANIŞMANI

Dr.Öğr. Üyesi Fatih DEMİRCİ

**Bu Uzmanlık Tezi Adiyaman Üniversitesi Bilimsel Araştırma Projeleri
Koordinatörlüğünce desteklenmiştir. Proje No: DHFDUP 2019/0004**

ADYAMAN 2020



T.C
ADİYAMAN ÜNİVERSİTESİ
DİŞ HEKİMLİĞİ FAKÜLTESİ
DEKANLIĞI



“Diş Yüzeyi Temizliğinde Kullanılan Aletlerin ve Diyet Lazerin Farklı İçeriklerdeki PEEK (Polietereeterketon) Materyalleri Üzerine Etkisi” isimli Diş Hekimliğinde Uzmanlık Tezi 21.04.2020 tarihinde tarafımızdan değerlendirilerek başarılı bulunmuştur.

Tez Danışmanı : Dr. Öğr.Üyesi Fatih DEMİRCİ

Tezi Teslim Eden : Dt. Merve BİRGEALP ERDEM

Jüri Üyesinin

Ünvanı

Adı Soyadı

Başkan

: Prof. Dr. Yasin ÇİÇEK

(ADİYAMAN ÜNİVERSİTESİ)

Üye

: Dr.Öğr.Üyesi Samet TEKİN

(FIRAT ÜNİVERSİTESİ)

Üye

: Dr. Öğr Üyesi Fatih DEMİRCİ

(ADİYAMAN ÜNİVERSİTESİ)

Üye

: Dr.Öğr. Üyesi Abdulsamet TANIK

(ADİYAMAN ÜNİVERSİTESİ)

Üye

:

Yukarıdaki imzalar tasdik olunur.

21.04/2020

Prof. Dr. Cüneyt YILMAZER

Adiyaman Üniversitesi

Diş Hekimliği Fakültesi Dekan V.



TEŞEKKÜR

Uzmanlık eğitimim boyunca bilgi ve deneyimleri ile yardımlarını ve desteğini esirgemeyen değerli hocam ve danışmanım sayın Dr.Öğr.Üyesi Fatih DEMİRCİ'ye

Uzmanlık eğitimim süresince, tüm zor zamanlarımda yanımda olup destek olan arkadaşım Arş. Gör. Cevdet ÇALIŞKAN'a

Uzmanlık eğitimim süresince ve hayatımın her anında bana destek olan babam Cihat BİRGEALP, annem Fevziye BİRGEALP, kardeşlerim Burak BİRGEALP ve İsmail Birgealp'e tüm uzmanlık dönemimde her türlü kahrımı güler yüzle karşılayan sevgili eşim Şahin ERDEM'e, varlığıyla hayatıma anlam katan canım oğlum Ali Cihat ERDEM'e teşekkür ve şükranlarımı sunarım.

Arş. Gör. Dt. Merve BİRGEALP ERDEM

İÇİNDEKİLER

TEŞEKKÜR.....	iii
İÇİNDEKİLER	iv
ÖZET.....	viii
ABSTRACT.....	ix
SİMGELER ve KISALTMALAR	x
ŞEKİLLER DİZİNİ	xv
TABLolar DİZİNİ	xvii
1. GİRİŞ VE AMAÇ	1
2. GENEL BİLGİLER.....	3
2.1.Dental Seramikler	3
2.1.1.Dental Seramiğın Tarihsel Gelişimi:	3
2.1.2.Dental Seramiklerin Yapısı ve Özellikleri	4
2.1.3.Dental Porselenin Temel Yapısı	4
2.1.3.1.Feldspar:	4
2.1.3.2.Kuartz:	5
2.1.3.3.Kaolin:	5
2.1.3.4.Ara Oksitler:	5
2.1.4.Dental Seramiklerin Sınıflandırılması	6
2.1.4.1.İçeriklerine Göre Dental Seramikler	6
2.1.4.2.Erime Isılarına Göre.....	6
2.1.4.3.Şekillendirme TürlerineGöre.....	6
2.1.4.4.Kullanım Alanlarına Göre.....	7
2.1.4.5.Yapım Tekniklerine Göre	7

2.1.5.1.1. Metal Seramik Restorasyonlar	7
2.1.5.1.1.1. Metal Destekli Restorasyonların Sınıflandırılması;	8
2.1.5.1.1.1.1. Nikel - Krom Alaşımları:	9
2.1.5.1.1.1.2. Kobalt-Krom Alaşımları:	9
2.1.5.1.2. Tam Seramik Restorasyonlar	9
2.1.5.1.2.1. Cam Matriks Seramikler	10
2.1.5.1.2.2. Rezin Matriks Seramikler	10
2.1.5.1.2.3. Polikristalin Seramikler	11
2.1.5.1.2.3.1. Alümina	11
2.1.5.1.2.3.2. Zirkonya	11
2.1.5.1.2.3.2.1. Yttriyum Katyonlu(%3) Tetragonal Zirkonya (3Y-TZP).....	12
2.1.5.1.2.3.2.2. Magnezyum Katyonlu Parsiyel Stabilize Zirkonya (Mg-PSZ).....	12
2.1.5.1.2.3.2.3. Zirkonya ile Güçlendirilmiş Alümina (ZTA)	13
2.1.5.1.2.3.2.4. Alümina ile Güçlenmiş Zirkonya (ATZ).....	13
2.1.5.1.2.3.2.5. Diş Hekimliğinde Zirkonyum	13
2.2. Polimer Yapısı ve Polieter Eter Keton (PEEK)	14
2.2.1. PEEK Tanımı:	14
2.2.2. PEEK Tarihçesi:	15
2.2.3. PEEK'in Özellikleri:	15
2.2.3.1. PEEK'in Fiziksel Dayanıklılığı;	15
2.2.3.2. PEEK'in Kimyasal Dayanıklılığı;	15
2.2.3.3. PEEK'in Mekanik Dayanıklılığı;	17
2.2.3.4. PEEK'in Termal Dayanıklılığı;	18
2.2.3.5. PEEK'in n Sterilizasyon ve Işımalara Karşı Dayanıklılığı;	19
2.2.3.6. PEEK'in Aşınmaya Karşı Dayanıklılığı;	19
2.2.3.7. PEEK'in Biyouyumluluğu;	20
2.2.4. PEEK Üretimi:	21

2.2.5.Günümüzde Kullanılan Ticari PEEK Materyalleri ve PEEK Kompozitlerinin Sınıflandırması	21
2.2.5.1.Doldurucusuz PEEK	22
2.2.5.2. Karbon Fiber İlaveli PEEK (CFR-PEEK).....	23
2.2.5.3.Cam Fiber İlaveli PEEK (GFR-PEEK).....	24
2.2.5.4. Nano Seramik Dolduruculu PEEK	25
2.2.5.5.Hidroksiapatit İlaveli PEEK(HA-PEEK).....	26
2.2.5.6.Stronsiyum İlaveli Hidroksiapatit İçerikli PEEK(Sr-HA/PEEK).....	27
2.2.5.7.Titanyum dioksit Dolduruculu PEEK.....	27
2.2.5.8.Floroapatit Dolduruculu PEEK (n-FA/PEEK)	28
2.2.5.9. Nano Hidroksiapatit Dolduruculu PEEK (n-HA/PEEK)	28
2.2.6. PEEK’in Medikal Kullanımı	28
2.2.7. PEEK’in Dental Kullanım Alanları	29
2.2.7.1. PEEK’in İmplant Materyali Olarak Kullanımı	30
2.2.7.2. PEEK Ortodontik Teller.....	33
2.2.7.3. PEEK ‘in Protetik Kullanımı.....	33
2.2.7.3.1. PEEK’ in İmplant Abutmenti Olarak Kullanımı	34
2.2.7.3.2. PEEK’in Hareketli Bölümlü Protezlerde Kullanımı.....	35
2.2.7.3.3. PEEK ‘in Sabit Bölümlü Protezlerde Kullanımı	36
2.2.8. PEEK Materyaline Uygulanan Yüzey İşlemleri	38
2.2.8.1.Alüminyum Oksit Partikülleri ile Kumlama	38
2.2.8.2.Asit ile Pürüzlendirme	39
2.2.8.3.Plazma ile Pürüzlendirme	39
2.2.8.4.Lazer ile Pürüzlendirme	39
2.2.8.5.Aktif Monomer İçeren Ajanların Kullanımı ile Pürüzlendirme	39
2.2.8.6.Tribokimyasal Kaplama ile Pürüzlendirme	40
2.3.Oral Profilaktik Enstrümanlarının Protetik Restorasyonlara Etkileri.....	40

2.3.1.Mikrobiyal Dental Plak.....	40
2.3.1.1.Mikrobiyal Dental Plak Oluşumunu Etkileyen Faktörler:	40
2.3.1.2.Mikrobiyal Dental Plak Kontrolü	40
2.3.1.2.1.El Aletleri (manuel) ile Temizleme	41
2.3.1.2.2. Ultrasonik Kazıyıcılar (scaler).....	41
2.3.1.2.3.Air Flow	42
2.4.Lazer	44
2.4.1. Lazer çeşitleri ve özellikleri	44
2.4.1.1. CO ₂ Lazer	45
2.4.1.2.Nd: YAG Lazer	45
2.4.1.3.Er: YAG Lazer	46
2.4.1.4.Diyot Lazer.....	46
2.4.1.5.Argon Lazer.....	47
2.4.1.6.Alexandrite Lazer	47
2.4.1.7.Excimer Lazer	47
2.5.Yüzey Pürüzlülüğü Ölçüm Yöntemleri	47
2.5.1.Stereomikroskop.....	47
2.5.2.Profilometre.....	48
2.5.3.Taramalı Elektron Mikroskobu(SEM).....	48
3. MATERYAL VE METOT	50
3.1.Çalışma Aşamaları.....	50
3.1.1.Örneklerin Hazırlanması	51
3.1.2.PEEK Örneklerle Uygulanan Yüzey İşlemleri.....	52
3.1.2.1.Kontrol Grubu	53
3.1.2.2. Ultrasonik Kazıyıcı Grubu	53
3.1.2.3.Air Flow Grubu	53
3.1.2.4. Diyet Lazer Grubu	54

3.1.3.Yüzey Pürüzlülük Ölçümü	54
3.1.4. SEM Analizinin Yapılması	55
3.1.5.İstatistiksel Değerlendirme	56
4. BULGULAR.....	58
4.1.Yüzey Pürüzlülüğü Bulguları.....	58
4.2.SEM Analizi Bulguları	58
4.2.1.Kontrol grubu	67
4.2.2. Ultrasonik Kazıyıcı Grubu	68
4.2.3.Air Flow grubu	70
4.2.4.Diyot Lazer grubu.....	72
5. TARTIŞMA	75
6. SONUÇ	81
KAYNAKÇA	12
ÖZGEÇMİŞ	12

ÖZET

Diş Yüzeyi Temizliğinde Kullanılan Aletlerin Ve Diyet Lazerin Farklı İçeriklerdeki PEEK(Polietereeterketon) Materyalleri Üzerine Etkisi

Bu çalışmanın amacı diş yüzeyi temizliğinde çoğunlukla kullanılan ultrasonik kazıyıcı ve air flow'un, sıklıkla yumuşak doku cerrahisinde kullanılan diyet lazerin farklı içeriklerdeki polietereeterketon (PEEK) üzerine etkisinin değerlendirilmesidir. 15 mm çapındaki doldurucusuz PEEK(n=40), karbon fiber ilaveli PEEK(n=40), cam fiber ilaveli PEEK(n=40) silindir çubuklardan, her PEEK materyalinden 15 mm çapında 3 mm±0,2 mm yüksekliğinde disk örnekler hassas kesim cihazı ile hazırlandı. Çalışmamızda kullanılan seramik ilaveli PEEK örnekler(n=40) ise, 98,5x24 mm boyutunda prefabrik bloklardan CAD/CAM cihazı ile 15 mm çapında 3 mm ±0,2 mm yüksekliğinde disk şeklinde hazırlanan örnekler de olmak üzere çalışmada toplamda 160 örnek hazırlandı. Tüm numuneler kontrol, ultrasonik kazıyıcı, air flow, diyet lazer olmak üzere rastgele 4 farklı alt grubuna ayrılmıştır. Yüzey işlem uygulamalarının ardından tüm örnekler pürüzlülük ölçümleri yapılmıştır. Tüm yüzey işlem gruplarından pürüzlülük değerlerine göre ortalamaya en yakın olan örnek seçilerek SEM (Taramalı elektron mikroskobu) analizleri yapılmıştır. Çalışma verileri “Welch” ve “Games-Howell” testleri ile değerlendirilmiştir. Ultrasonik kazıyıcı uygulanan örneklerin yüzey pürüzlülük bulguları incelendiğinde gruplar arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılık bulunmuştur($p<0,05$). Air flow uygulanan örneklerin yüzey pürüzlülük bulguları incelendiğinde seramik ilaveli PEEK örneklerde istatistiksel anlamlı farklılık bulunurken ($p<0,05$), diğer gruplarda anlamlı farklılık bulunmamıştır($p>0,05$). Diyet lazer uygulanan örneklerin yüzey pürüzlülük bulguları incelendiğinde gruplar arasında istatistiksel anlamlı farklılık görülmemiştir ($p>0,05$). Bu sonuçlara göre en yüksek pürüzlülük değerleri sırasıyla ultrasonik kazıyıcı, air flow, diyet lazer ve kontrol grubunda bulunmuştur. Çalışmamızda dental uygulamalarda kullanılan seramik ilaveli PEEK'e alternatif olarak sunulan karbon fiber ve cam fiber ilaveli PEEK materyalleriyle ilgili daha fazla araştırma yapılması gerektiği sonucuna varılmıştır. Çalışmamızda ultrasonik kazıyıcı ve air flow işlemlerinden sonra restorasyonlara polisaj işlemi yapılması gerektiği sonucuna varılmıştır. Çalışmamızda diyet lazer kullanımının PEEK'in bağlanımı üzerine etkisinin araştırılması gerektiği sonucuna varılmıştır.

Anahtar Kelimeler: Air flow, diyet lazer, ultrasonik kazıyıcı, polietereeterketon; karbon fiber, cam fiber.

ABSTRACT

The Effect of Tooth and Diode Laser Used in Dental Surface Cleaning on PEEK (Polyetheretherketone) Materials of Different Contents

The study aims is to evaluate the effect of ultrasonic scaling and air flow, which are mostly used in dental surface cleaning, on the polyetheretherketone (PEEK) of different contents which are frequently used in soft tissue surgery. 5mm diameter 3mm $\pm$ 0.2mm height disc samples from cylinder filler without PEEK (n = 40), carbon fiber reinforced PEEK (n = 40), glass fiber reinforced PEEK (n = 40) with 15 mm diameter, precision from each PEEK material prepared with cutting device. In the study, 160 samples were prepared in the study, including the ceramic- reinforced PEEK samples (n = 40), which were prepared as a disk with a diameter of 3 mm $\pm$ 0.2 mm with a CAD / CAM device of 98.5x24 mm in size with a CAD / CAM device. All samples are randomly divided into 4 different subgroups: control, ultrasonic scaler, air flow, diode laser. After surface treatment applications, roughness measurements were made on all samples. SEM (scanning electron microscope) analyzes were performed by selecting the sample closest to the average according to the roughness values from all surface treatment groups. Study data was evaluated by “Welch” and “Games-Howell” tests. When the surface roughness findings of the samples with ultrasonic scaling were examined, a statistically significant difference was found between the groups ($p < 0.05$). When the surface roughness findings of air flow treated samples were examined, there was a statistically significant difference in ceramic-reinforced PEEK samples ($p < 0.05$), while no significant difference was found in other groups ($p > 0.05$). When the surface roughness findings of the diode laser applied samples were examined, there was no statistically significant difference between the groups ($p > 0.05$). According to these results, the highest roughness values were found in ultrasonic scaler, air flow, diode laser and control group respectively. In our study, it was concluded that more research should be done about carbon fiber and glass fiber reinforced PEEK materials offered as an alternative to ceramic content PEEK used in dental applications. In our study, it was concluded that after the ultrasonic scaler and air flow processes, the restorations should be polished. In our study, it was concluded that the effect of using diode laser on PEEK attachment should be investigated.

Keywords: Air flow, diode laser, ultrasonik scaling, polyetheretherketone; carbon fiber, glass fiber.

SİMGELER ve KISALTMALAR

ark : Arkadaşları

O⁻: Oksijen Atomu

Au-Pt-Pa : Altın-Platin-Paladyum

Au-Pt-Ta: Altın-Platin-Tantalyum

Au-Pa-Ag: Altın-Palladyum-Gümüş

Al₂O₃: Alüminyumoksit

Å: Angstrom

ATZ: Alümina İle Güçlendirilmiş Zirkonya

BaPo₄: Baryumfosfat

β-TCP: Beta- Trikalsiyum Fosfat

BT: Bilgisayarlı Tomografi

C: Karbon

CAD/CAM: Computer Aided Design-Computer Aided Manufacturing

CFR-PEEK: Karbon Fiber İlaveli Polietereterketon

CH₃SO₃H: Metil Sülfonik Asit

CO₂: Karbon Dioksit

Co-Cr: Kobalt-Krom

dk: Dakika

Er:Cr:YSGG: Erbium, Chromium: Yttrium, Scandium, Gallium, Garnet Lazer

Er:YAG: Erbium-Doped: Yttrium, Aluminium And Garnet

N-FA/PEEK: Floroapatit Dolduruculu Polieter Eter Keton

G/Cm3: Gram/Santimetreküp

GFR-PEEK : Cam Fiber İlaveli Polietereterketon

GPa: Gigapaskal

Hz: Hertz

HA-PEEK: Hidroksiapatit İlaveli Polieter Eter Keton

ISO: International Organization For Standardization (Uluslararası Standardizasyon Örgütü)

K₂O: Potasyum Oksit

Kgc: Isı Sığası

Kgy: Kilogray

Khz: Kilo Hertz

KTP: Potasyum Titanil Fosfat Lazer

Kv/Cm: Kilovolt/Santimetre

LTD: Limited

MÖ: Milattan Önce

MS: Milattan Sonra

MgO : Magnezyum Oksit

Mgy : Miligray

mm: Milimetre

MMA: Metilmetakrilat

MPa: Megapaskal

MRI: Manyetik Rezonans Görüntüleme

N-HA/PEEK: Nano Hidroksiapatit Dolduruculu Polieter Eter Keton

N: Newton

Ncm: Newton Santimetre

Nd: YAG: Neodymium-Doped: Yttrium, Aluminium And Garnet

Ni-Cr: Nikel Krom

Ni-Ti: Nikel Titanyum

Nm: Newton Metre

Nm : nanometre

Ohm.Cm: Ohm Santimetre

P: Basınç

Pa-Ag: Palladyum-Gümüş

PAEK: Poliaril Eter Keton

PEEK: Polietereterketon

PAI: Poliamidimid

PEI: Polieterimid

PES: Polietersülfon

PI: Poliimid

PMMA: Polimetilmetakrilat

PEEK: Polietereterketon

K₂O.Al₂O₃.6SiO₂: Potasyum Alümina Silikat

PPS: Polifenilsülfon

Ra: Roughness Average

Rf: Radyo Frekansı

Rpm: Revolutions Per Minute

Rz: Roughness Depth

SEM: Scanning Electron Microscope(Taramalı Elektron Mikroskobu)

Si⁴⁺: Silisyum

SiC: Silisyum Karbür

SiO₂: Silikat

Sn: Saniye

Na₂O.Al₂O₃.6SiO₂: Sodyum Alümina Silikat

SPSS: Statistical Package For The Social Sciences(Sosyal Bilimler İçin İstatistik Programı)

SYE : Serbest Yüzey Enerjisi

TiO₂: Titanyum Dioksit

Ti-Mo:Titanyum Molibden

Ti₆Al₄V: Titanyum-Aluminyum-Vanadyum

VSP: Variable Square Pulse(Değişken Atım)

V : Voltajı

w/cm² :Watt/Santimetrekare

w/M/C: Watt/Mili/Santigrat

Y₂O₃ :Yitrium Oksit

SR: Surface Roughness(Yüzey Pürüzlülüğü)

SFE:Surface Free Energy(Yüzey Serbest Enerjisi)

yy. :Yüzyıl

Zr:Zirkonyum

ZrO₂:Zirkonyum Oksit

ZrSiO₄:Zirkonyum Silikat

12Ce-TZP: Seryum İle Stabilize Edilmiş Zirkonya

µm: Mikrometre



ŞEKİLLER DİZİNİ

Şekil 1: 28 Gün Boyunca Hava Ortamında Yüksek Sıcaklığa Maruz Bırakılan PEEK Ve Çeşitli Liflerin Mukavemetlerinin Karşılaştırılması; 7 Gün Boyunca Basınçlı Su Buharına Maruz Bırakılan PEEK Ve Çeşitli Liflerin Karşılaştırılması	20
Şekil 2: PEEK Ve Bazı Liflerin Aşınma Dayanımlarının Karşılaştırılması	20
Şekil 3: CAD/CAM İle PEEK Üretimi	21
Şekil 4: Doldurucusuz Polietereeterketon(Tecapeek Natural)	22
Şekil 5: Karbon Fiber İçerikli Femoral İmplant	24
Şekil 6: Cam Fiber İlaveli Polietereeterketon(Tecapeek Gf30 Natural)	25
Şekil 7: % 20 Nano Seramik Doldurucu, % 80 PEEK İçerikli; Biohpp (Bredent Gmbh)	26
Şekil 8: Hidroksiapatit İçerikli Polietereeterketon	27
Şekil 9: % 20 Titanyum Dioksit Doldurucu İle % 80 PEEK İçerikli; Dentokeep Disk (Nt- Trading)	28
Şekil 10: Kraniofasial Deformitelerde Kullanılan PEEK	29
Şekil 11: Diş Hekimliğinde PEEK	30
Şekil 12: PEEK İmplant	32
Şekil 13: (A) Bredent Blue Sky Narrow Implant®, (B) Titanyum Abutment. (C) PEEK (Elegance) Abutment	34
Şekil 14: PEEK Parsiyel Protez	35
Şekil 15: PEEK Sabit Protez	37
Şekil 16: PEEK Teleskop Kron	38
Şekil 17: Diyet Lazer	46
Şekil 18: Disk Şeklinde Kesilmiş PEEK Örnekler	52

Şekil 19: Çalışmamızda Kullandığımız Ultrasonik kazıyıcı Cihazı	53
Şekil 20: Çalışmamızda Kullandığımız Air Flow Cihazı	54
Şekil 21: Çalışmamızda Kullandığımız Diyot Lazer Cihazı	54
Şekil 22: Çalışmamızda Kullandığımız Profilometre Cihazı	55
Şekil 23: Çalışmamızda Kullandığımız Taramalı Elektron Mikroskobu(SEM) Cihazı	56
Şekil 24: Çalışmamızda Kullandığımız Numune Kaplama Cihazı	56
Şekil 25: GFR-PEEK Gruplarının Yüzey Pürüzlülüğü Değerlerine Ait Box-Plot (Kutu Grafik) Grafiği	65
Şekil 26: CFR-PEEK Gruplarının Yüzey Pürüzlülüğü Değerlerine Ait Box-Plot (Kutu Grafik) Grafiği	65
Şekil 27: Doldurucusuz PEEK Gruplarının Yüzey Pürüzlülüğü Değerlerine Ait Box-Plot (Kutu Grafik) Grafiği	66
Şekil 28: Seramik İlaveli PEEK Gruplarının Yüzey Pürüzlülüğü Değerlerine Ait Box-Plot (Kutu Grafik) Grafiği	66
Şekil 29: Kontrol Grubuna Ait Doldurucusuz PEEK SEM Görüntüleri	67
Şekil 30: Kontrol Grubuna Ait CFR-PEEK SEM Görüntüleri	67
Şekil 31: Kontrol Grubuna Ait GFR-PEEK SEM Görüntüleri	68
Şekil 32: Kontrol Grubuna Ait Seramik İlaveli PEEK SEM Görüntüleri	68
Şekil 33: Ultrasonik kazıyıcı Grubuna Ait Doldurucusuz PEEK SEM Görüntüleri ...	69
Şekil 34: Ultrasonik kazıyıcı Grubuna Ait CFR-PEEK SEM Görüntüleri	69
Şekil 35: Ultrasonik kazıyıcı Grubuna Ait GFR-PEEK SEM Görüntüleri	70
Şekil 36: Ultrasonik kazıyıcı Grubuna Ait Seramik İlaveli PEEK SEM Görüntüleri ..	70
Şekil 37: Air Flow Grubuna Ait Doldurucusuz PEEK SEM Görüntüleri	71
Şekil 38: Air Flow Grubuna Ait CFR-PEEK SEM Görüntüleri	71
Şekil 39: Air Flow Grubuna Ait GFR-PEEK SEM Görüntüleri	72

Şekil 40: Air Flow Grubuna Ait Seramik İlaveli PEEK SEM Görüntüleri	72
Şekil 41: Lazer Grubuna Ait Doldurucusuz PEEK SEM Görüntüleri	73
Şekil 42: Lazer Grubuna Ait CFR-PEEK SEM Görüntüleri	73
Şekil 43: Lazer Grubuna Ait GFR-PEEK SEM Görüntüleri	74
Şekil 44: Lazer Grubuna Ait Seramik İlaveli PEEK SEM Görüntüleri	74



TABLÖLAR DİZİNİ

Tablo 1: Mclean Metal Seramik Alaşım Sınıflaması.....	9
Tablo 2: Çeşitli Yüksek Performanslı Liflerin Kimyasallara Karşı Davranışlarının Kıyaslanması.....	16
Tablo 3: Farklı Materyallerin Ve Dokuların Mekanik Özellikleri.....	18
Tablo 4: PEEK Polimerinin Özellikleri.....	22
Tablo 5: PEEK'in Biyoaktivitesinin İyileştirilmesi.....	33
Tablo 6: Lazer Tiplerine Göre Etki Biçimleri.	45
Tablo 7: Çalışmamızda Kullanılan Materyallerin Kimyasal Kompozisyonu.....	50
Tablo 8: Çalışmamızda Kullanılan Cihazlar Ve Üretici Firmaları.....	51
Tablo 9: Çalışmada bulunan gruplar ve her bir gruptaki örnek sayısı.....	52
Tablo 10: Doldurucusuz PEEK Örneklerin Ortalama Yüzey Pürüzlülüğü Değerleri ..	58
Tablo 11: Seramik İçerikli PEEK Örneklerin Ortalama Yüzey Pürüzlülüğü Değerleri.	59
Tablo 12: CFR-PEEK Örneklerin Ortalama Yüzey Pürüzlülüğü Değerleri	59
Tablo 13: GFR-PEEK Örneklerin Ortalama Yüzey Pürüzlülüğü Değerleri.....	60
Tablo 14 : Saphiro-Wilk Ve Welch Testi.....	61
Tablo 15: Varyans Homojenliği Testi (Levene Testi).....	61
Tablo 16: Kontrol Grubu İçin Games-Wohel Testi.....	62
Tablo 17: Ultrasonik Kazıyıcı Grubu İçin Games-Wohel Testi.....	63
Tablo 18: Diyet Lazer Grubu İçin Games-Wohel Testi.....	63
Tablo 19: Air Flow Grubu İçin Games-Wohel Testi.....	64

1. GİRİŞ VE AMAÇ

Kayıp diş dokularının yerini alacak ideal protetik materyallerin tanımlanması konusunda uzun yıllardır araştırmalar yapılmaktadır. Ahşap, kabuk, fildişi, metal ve plastiklere kauçuklar gibi materyaller protetik restorasyon amaçlı geçmişte denenmiştir. Restoratif materyallerdeki gelişmeler diş hekimliğine daha umut verici yeni materyaller vermiştir, ancak her materyalin avantaj ve dezavantajları bulunmaktadır. Oral kavitede kullanılan restoratif materyallerin estetiğe ek olarak daha iyi mekanik ve biyolojik özelliklere sahip olması gerekmektedir. Modern diş hekimliğinde estetik restorasyonlara olan artan talep, diş hekimlerini ve malzeme üretici firmalarını estetiği daha da geliştiren materyaller konusunda araştırmalar yapmaya ve üretmeye yönlendirmiştir (1). Dental porselenler, en iyi diş görünümü veren estetik, protetik materyallerdir (2). Metal destekli seramiklerdeki düşük estetik, marjinal adaptasyondaki zorluk, protezin ağırlığı, metalik tat ve metallere karşı oluşan alerjik reaksiyonlar diş hekimliğinde yeni estetik materyallerin araştırılmasına sevk etmiştir (3).

Estetik ihtiyacının artması ve metal alaşımların biyouyumluluğunun sorgulanmasıyla metal seramik restorasyonlara alternatif olacak yeni materyaller geliştirilmeye başlanmıştır (4). Günümüzde Polietereterketon (PEEK), kaybolan dentofasiyal dokuların restore edilmesinde bilimsel olarak onaylanmış ve güvenle uygulanabilir malzemelerden biridir. Geleneksel metallere alternatif olarak sunulan PEEK, uygun biyomekanik özellikleri, uzun ömürlü olması ve biyouyumluluğu, beyaz rengi ve kemiğe yakın elastisite modülü sayesinde sabit protetik restorasyonlarda, implant tedavisinde ve hareketli protetik restorasyonlarda alt yapı ve üst yapı materyali olarak kullanılabilir (3).

PEEK; beyaz rengi, düşük molekül ağırlıklı olması ve kırılmaya karşı yüksek mukavemetinden dolayı, sabit ve hareketli protezler için alternatif bir altyapı malzemesi olarak kullanılmaktadır (5). PEEK suda çözünmez ve reaksiyona girme isteği düşüktür. Ağızdaki diğer metallerle temas ettiğinde korozyona uğramaz (6). Bu özelliklerinden dolayı metal alerjisi olan veya metalik tada hassas olan hastalarda kullanılmaktadır (7).

Yapılan restorasyonun uzun dönem başarısı; çevre dokuların hasara uğratılmaması estetik ve fonksiyon işlevlerinin sağlanması kadar önemlidir. Restorasyon başarısı; periodontal doku yıkımı, restorasyonun kenar uyumu (8,9), dişeti oluşu içine uzanma miktarı(8-11), yüzey pürüzlülüğü (8,12,13), restorasyonun konturu (8,14), gövde dizaynı(14, 15) ve geçici restorasyon(9,10) ile doğrudan ilişkilidir. Bunun yanında sabit protetik

restorasyonların yapım aşamasındaki preparasyon, retraksiyon, ölçü ve simantasyon gibi basamakların periodontal dokular üzerinde travma meydana getirdiği araştırmalarda da bildirilmiştir (10,15,16). Protetik restorasyonların ömrü yalnızca protetik tedavinin kalitesine değil, aynı zamanda hastalar ve diş hekimleri tarafından yapılan plak kontrolüne de bağlıdır (12,13). Ağızda restorasyonların dişeti sınırı veya dişetinin altında kalan kısımlarının temizliği hastalar tarafından tam olarak yapılamamaktadır (17).

Restorasyon yüzeyinde plak birikimini önlemek için yüzeyin pürüzsüz ve parlatılmış olması gerekir (12,13). Özellikle de pürüzlü kenarlar, yapılan protezin uyumunu bozarak simanın ortaya çıkmasına neden olur (17,18). Açıkta kalan simanın pürüzlü yapısı bu bölgede plak birikimine neden olarak dişetinde inflamatuvar cevap oluşturur. Literatürde yüzey temizliğinde farklı maddelerin yüzey enerjisi değişikliğine neden olduğu saptanmıştır. Yüzey enerjisinin değişimi plağın kron yüzeyine tutunmasını ve birikmesini kolaylaştırdığı saptanmıştır. Plağın kron yüzeyine tutunması zamanla kronun marjinal adaptasyonunu etkileyerek kronun ömrüne etki etmektedir (15,19).

Plak birikimini etkileyen diğer bir faktörde kron restorasyonu için kullanılan materyalin tipidir. Kron restorasyonu için kullanılan materyallerin farklı yüzey enerjilerine sahip olması plak birikimini de etkiler (20,21).

Bu tez çalışmasında; diş yüzeyi temizliğinde kullanılan aletlerin ve diyet lazerin; doldurucusuz PEEK, karbon fiber ilaveli PEEK, cam fiber ilaveli PEEK ve seramik ilaveli PEEK materyallerinin yüzey özelliklerine etkisinin araştırılması amaçlandı.

Bu çalışmanın boş hipotezi(H_0);

1.”Diş yüzeyi temizliğinde kullanılan aletlerin ve diyet lazerin PEEK örneklerin yüzey pürüzlülük değerlerinde anlamlı bir fark yoktur ”

2.”Farklı içeriklerdeki PEEK örneklere işlem uygulanmadan ölçülen yüzey pürüzlülük değerleri anlamlı bir farklılık oluşturmaz” olarak belirlenmiştir.

2. GENEL BİLGİLER

2.1.Dental Seramikler

2.1.1.Dental Seramiğin Tarihsel Gelişimi:

Seramik kelimesi Eski Yunanca -keramos- sözcüğünden köken almış olup yapısı değiştirilen ilk inorganik cam fazlı kristalin yapıdaki materyaldir. Cam maddesi; volkanik camlar sayesinde ilk çağlardan bu yana var olmuştur. Çekoslovakya’da tarihi MÖ 2300’lere dayanan kil esaslı seramik objelerin bulunması; ilk insanların kil, kum ve cam malzemelerini ısı ile işleyip kullanabildiklerini gösterir. Rusya’da yerleşik topluluklarca üretilmiş seramik eşyaların tarihi MÖ 6000-7000 yıllarına dayanmaktadır. Gelişmiş porselen ilk olarak MS 1000 yıllarında Çin’de kullanılmaya başlanmıştır. Avrupalıların seramiğin formülünü 17.yy başlarında keşfetmesinden sonra, seramik üzerine çalışmalar başlamıştır. O dönemde ev ve süs eşyaları olarak üretilen seramikler, yeterli fırınlar olmadığı için kırılğan ve opaktır. Belirli teknik ve ısılarda pişirme yöntemleri geliştikten sonra, diş hekimliği alanında seramikler kullanılmaya başlanmıştır (22).

Diş hekimliğinin öncüsü sayılan Pierre Fauchard; 1728 yılında yazdığı Le Chirurgien Dentiste isimli kitabında, porselenin diş hekimliğinde kullanılabileceğini bildirmiş ve porselenin diş yapısındaki mine ve dişeti rengini taklit edebileceğini öngörmüştür. 1774 yılında Parisli eczacı Alexis Duchateau ve diş hekimi Nicholas Dubois de Chemant ilk porselen yapay dişleri üretmiştir. Bilinen ilk kişisel seramik restorasyonlar 1837 yılına Murpy’nin bilimsel tezine dayanmaktadır. 1806 yılında Giuseppangelo Fonzi total protezlerde kişiye özgü kullanılmak üzere porselen takım dişler geliştirmiştir. Elias Wildman 1838 yılında vakumlu fırınları ilk kez kullanmış olup porselenin translusentliğini arttırmış ve renginin geliştirilebilmesinin göstermiştir. 1885 yılında Logan porselenin platin bir post ile kaynaştığı Richmond kronunu geliştirmiştir (22).

Porselenin sabit protetik restorasyonlarda kullanımı, 1886 yılında Dr. Charles Land’in platin yaprak üzerinde feldspatik porselen üretmesi ile gerçekleşmiş ve 1889 yılında jaket kron patentini almıştır. William H. Taggart 1907 yılında kayıp mum tekniği ile metal döküm yöntemini geliştirmiştir. 1950’li yıllarda porselen yapısına lösit ilavesi ile porselenin yüksek olan termal genleşme katsayısı düşürülmüş ve altın alaşımları ile bağlantısı arttırılmıştır. 1958 yılında Vines ve arkadaşları vakumlu fırınlamayı geliştirmişlerdir. 1965 yılında Mc Lean ve Hughes tam porselen sistemlerin temellerini oluşturmuştur. 1980’li yıllardan beri,

dayanıklılığın ve estetiğın bir arada sunulduğu yeni teknikler ve yeni materyaller geliştirilmeye devam edilmektedir (22).

2.1.2. Dental Seramiklerin Yapısı ve Özellikleri

Dental seramikler; birden fazla metalin, metal olmayan oksijen gibi elementlerle birleşmesi sonucu oluşan cam içerikli yapılardır. Bu birleşmede oksijen molekülleri matris görevi yapmaktadır(23).

Dental porselenlerin sabit restorasyonlarda tercih edilmelerindeki sebepler arasında; ışık geçirgenliğı, yarı şeffaflık (transludent) ve biyouyumluluk gibi özellikler sayılabilir. Porselen, temelde silisyum ve oksijen yapılarından (SiO_4) oluşan, kristal yapıda olmayan, cam içerikli kırılğan yapılardır. Dental seramiklerin protetik restorasyonlarda kullanılabilimleri için; düşük erime ısısı, yüksek viskozite ve devitrifikasyon direncine sahip olmaları gerekmektedir. Tüm bu özelliklerin kazanılması; temel yapıya potasyum, sodyum, kalsiyum, alüminyum ve borik oksitler gibi oksitlerin eklenmesi ile gerçekleşir. Dental porselenler; suyu absorbe etmemesi, ısı iletimini engelleyerek prepare diş dokusunu koruması, ağız dokuları tarafından tolere edilebilmesi ve dişle yakın doğal bir görünüm vermesi sebebiyle protetik diş hekimliğinde sıklıkla kullanılmaktadır (24).

2.1.3.Dental Porselenin Temel Yapısı

Dental porselenler, dört oksijen (O^-) atomu ile ortada yer alan bir silisyum (Si^{+4}) atomu arasında kimyasal bağ kurulmasıyla oluşan silisyum tetraoksitten (SiO_4) meydana gelmektedir. Yapısı üç boyutludur ve feldspar, kuartz, kaolin porselenin temel bileşenleridir. Ayrıca opaklaştırıcı, lüminisans özelliğı veren ajanlar, ara oksitler, cam modifiye ediciler, renk pigmentleri ve akışkanları da bulundurmaktadır (25).

2.1.3.1.Feldspar:

Feldspar, Porselenin ana yapısını oluşturan ve ona doğal bir saydamlık veren temel maddedir. Potasyum alümina silikat ($\text{K}_2\text{O}.\text{Al}_2\text{O}_3.6\text{SiO}_2$) ve sodyum alümina silikat ($\text{Na}_2\text{O}.\text{Al}_2\text{O}_3.6\text{SiO}_2$) karışımıdır ve bağlayıcı özellikte bir maddedir. K_2O içerikli feldspar,

dental seramiğin şeffaflık kalitesine olumlu etkide bulunurken, pyroplastik akışını azaltır. Feldspar porselenin yapısında % 70-90 oranında bulunmaktadır (25).

2.1.3.2. Kuartz:

Kuartz; yapı içinde doldurucu görevi yaparak dental seramiklere destek oluşturan, silika yapısında ve ergime derecesi diğer bileşenlere oranla daha yüksek yaklaşık 1700 °C olan bir maddedir. Pişirme sonucu ortaya çıkabilecek büzülme miktarını oldukça azaltır. Isısal genleşme katsayısını kontrol etmeye yardımcı olur. % 10-30 oranında bulunur ve porselenin dayanıklılığının sağlanmasında önemli rol oynar (26).

2.1.3.3. Kaolin:

Dehidrate olmuş alüminyum silikattır. Diğer maddeleri bir arada tutan 1800°C’de eriyen kaolin; yapışkan yapıda alüminyum hidrat silikatıdır. Rengi opaktır ve ısısal değişikliklere dayanıklıdır. Porselende kaolin % 1-5 oranında bulunur. Bu maddelerin dışında seramik yapıya; ara oksitler, akışkanlar ve cam modifiye ediciler, renk pigmentleri, opaklaştırıcı ve lüminisans özelliği geliştiren çeşitli maddeler de eklenmiştir (26).

2.1.3.4. Ara Oksitler:

Diş hekimliğinde kullanılan porselenlerde temel yapı olan silisyum oksite, cam modifiye ediciler ve akışkanların ilavesiyle porselenin erime noktası düşerken, viskozitesi de azalmaktadır. Diş hekimliğinde kullanılan porselenlerin içerisine katılan ara oksitlerle, akışkanlığa karşı direnç düşürülmektedir. Bu nedenle porselenleri düşük fırınlama ısısına ve yüksek viskozite özelliğine sahip olması gerekmektedir. Bu amaçla ara oksitler kullanılmaktadır. Camın sertliği ve viskozitesi, alüminyum oksit gibi ara oksitlerin kullanımı ile artmaktadır (27).

Renk pigmentleri; dental porselene değişik renk tonları vermesi için kullanılır. Yüksek sıcaklıklara dayanıklı metal oksitlerin, feldspar ve cam tozları ile birleşmesi sonucu elde edilir. Opaklaştırıcı ajanlar; çok küçük öğütülmüş partikül boyutlarındaki metal oksitleri içermektedir. Bu amaçla; seryum oksit, kalay oksit, titanyum oksit ve en çok da zirkonyum oksit opaklaştırıcı ajan olarak kullanılır (27).

2.1.4.Dental Seramiklerin Sınıflandırılması

Birçok porselen sınıflaması bulunmasına rağmen en kabul göreni, porselenleri içeriklerine göre tasnif edilmiş O'Brien'in sınıflamasıdır (27).

2.1.4.1.İçeriklerine Göre Dental Seramikler(27)

1. Metal destekli seramik sistemler

2. Tam seramikler

- Kuvvetlendirilmiş alt yapı seramikleri
 - Zirkonya
 - Spinel enjeksiyon dökümü
 - Magnesia
 - Alumina
- Feldspatik porselen
 - Lössit oranı düşük
 - Lössit oranı yüksek
- Dökülebilir cam seramikler
 - Mika içeren
 - Lössit içeren
 - Lityum disilikat içeren

2.1.4.2.Erime Isılarına Göre(28)

- Yüksek ısı porselenleri (1315 °C-1370°C)
- Orta ısı porselenleri (1090 °C-1260 °C)
- Düşük ısı porselenleri (870 °C-1065°C)
- Ultra-düşük ısı porselenleri (650 °C-850°C)

2.1.4.3.Şekillendirme Türlerine Göre(29)

- Fırınlanan porselenler
- Dökülebilir porselenler

2.1.4.4.Kullanım Alanlarına Göre (30)

- Metal kuron ve köprü protezlerinde uygulanan porselenler
- Tam porselen kuronlar, inleyler, onleyler ve estetiğin öncelikli olduğu veneerlerde uygulanan porselenler
- Hareketli protezlerde kullanılan yapay dişlerin üretiminde kullanılan porselenler

2.1.4.5.Yapım Tekniklerine Göre (31)

- Geleneksel metal destekli porselenler
- Döküm metal üzerine hazırlanan porselenler
- Elektroliz yöntemiyle metal alt yapı üzerine hazırlanan porselenler
- Metal folyo üzerine hazırlanan porselenler
- Tam seramik porselenler
- Geleneksel toz-likit karışımı ile yapılan seramikler
- Presleme ile hazırlanan seramikler
- Dökülebilir seramikler
- İnfiltrasyon seramikler
- Frezeleme ile üretilen seramikler

2.1.5.1.1. Metal Seramik Restorasyonlar

Metal ve alaşımlarının diş hekimliğinde kullanımı oldukça yaygındır. Çelik alaşımları çeşitli el aletlerinin ve ortodontik tellerin üretiminde, cıva alaşımları dolgu malzemelerinde, altın ve krom alaşımları ise kron-köprü restorasyonlarında ve hareketli bölümlü protezlerin iskeletlerinde kullanılmaktadır (32). 1956 yılında porselenin altın alaşımları üzerine pişirilmesi, kron-köprü protezlerinde porselenin metal alt yapı ile desteklenmesi açısından önemli bir gelişme sağlamıştır. 1962 yılında, metal destekli porselen restorasyonlarının temeli sayılan porselen sistemleri geliştirilmiştir. 1970'li yıllarda soy olmayan metal alaşımları kullanılmaya başlanmış, ancak ortaya çıkan yan etkileri sebebi ile paladyum-gümüş alaşımları soy olmayan metallerin yerlerini almış, altın fiyatlarındaki artış nedeniyle de kısa bir süre

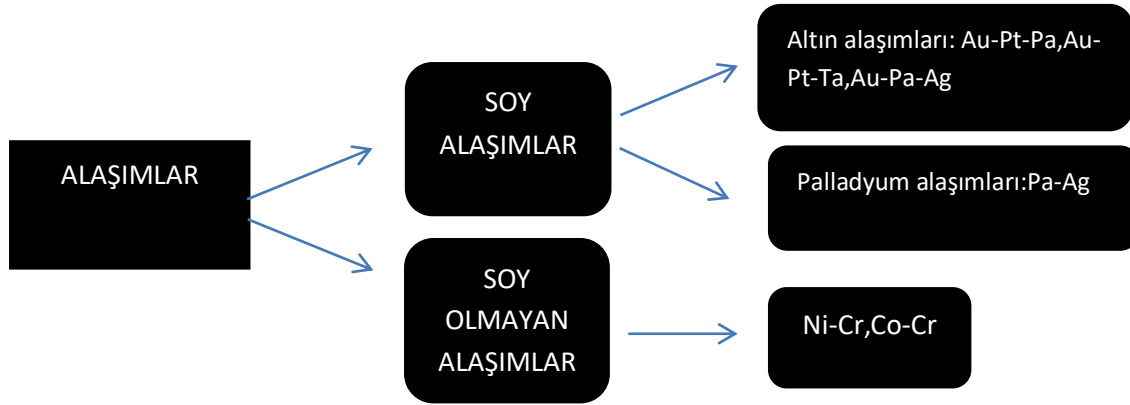
sonra altın metalinin yerine tamamen paladyum-gümüş alaşımları kullanılmaya başlanmıştır (33).

Metal destekli porselen restorasyonlar, altmışlı yılların başındaki gelişmeyle beraber üstün mekanik özellikleri, klinik olarak kabul edilebilir kenar uyumu ve estetik başarısı ile protetik tedavilerde ‘‘altın standart’’ olarak yıllardır kullanılmaktadır. Klinik uzun dönem takiplerdeki başarısı; geleneksel döküm yöntemleri ile kolaylıkla yapılabilmeleri ve çok az rastlanan yan etkileri ile metal destekli porselen kron-köprü restorasyonlarının zamanla kullanımları yaygınlaşmıştır (34,35). Metal destekli porselen restorasyonlarının uzun dönem başarısındaki en önemli etken, porselen ve metalin arasındaki bağlantıdır. Düzgün bir bağlantının sağlanabilmesi için, materyallerin termal genleşme katsayısı gibi fiziksel özelliklerinin birbirleriyle uyumlu olması gerekmektedir. Metal destekli porselen restorasyonlar, tam seramik restorasyonlarla karşılaştırıldıklarında üstün başarı sergilemelerine rağmen; üst yapı porseleninin alt yapıdan ayrılmasına bağlı başarısızlıklar gibi tüm klinik komplikasyonların %59,1’inden sorumludur(36).

2.1.5.1.1.1.Metal Destekli Restorasyonların Sınıflandırılması;

Porselenlerle birlikte kullanılan metal alaşımları günümüze kadar birçok farklı şekilde, farklı özellikleri göz önünde bulundurularak sınıflandırılmıştır. Fakat evrensel olarak kabul edilmiş bir sınıflama henüz yoktur. Sınıflandırmaların bazıları metallerin maliyetine, bazıları kullanım şekline bazıları ise de yapısına göre gruplandırılarak yapılmaktadır. Altın alaşımlarının içerisindeki altın değerine göre yapılan sınıflamada; 4 tip alaşım olduğu bildirilmiştir. Buna göre altın alaşımlarının soyluğu Tip I’den Tip IV’e doğru azalmaktadır. Altın alaşımlarının soyluğu, ayarları veya değerlerine göre belirtilir. Alaşımın içeriğindeki değişimler kullanım alanlarını direkt olarak etkiler(37). McLean(33) ise, metal-seramik restorasyonlarında kullanılan metal alaşımlar sınıflaması Tablo 1’de gösterilmiştir:

Tablo-1: Mclean Metal Seramik Alaşım Sınıflaması



2.1.5.1.1.1.Nikel - Krom Alaşımları:

Bileşiminde çoğunlukla %70-80 nikel, %15 krom bulunur. Metal destekli restorasyonlarda kullanılan soy olmayan metal alaşımlarının büyük bir çoğunluğunu oluşturur ve en çok kullanılan metal-seramik alaşımıdır. 1400°C’de erimekte ve alaşımın içindeki krom oranı arttıkça erime derecesi de artmaktadır (37).

2.1.5.1.1.2.Kobalt-Krom Alaşımları:

Bileşiminde %65 kobalt, %26 krom, %9 nikel bulunur. Bunlardan başka molibden, silikon, berilyum, boron, karbon gibi elementler de eser miktarda bileşimlerinde bulunur. Kobalt ve nikel sert ve dayanıklı metallerdir. Kromun özelliği, alaşımı sertleştirmek ve pasifizasyon etkisi ile korozyona karşı dirençli hale getirmektir. Çoğunlukla hareketli protezlerde iskelet yapımında kullanılır. Ekstra sertlikte olup Tip IV gruba girmektedir. Erime derecesi 1300°C’dir (38).

2.1.5.1.2.Tam Seramik Restorasyonlar

İlk olarak tam seramik kron 1886 yılında Land tarafından üretilmiştir . Özellikle 1960’larda seramiklerin dayanıklılığının artırılması ve fırınlama tekniklerinin geliştirilmesi ile seramik restorasyonların ön bölge kullanımında artış görülmüştür (39). Gracis ve ark.’na(40) göre tam seramik malzemeler için sınıflandırma sistemlerinde, yeni materyalleri içerecek şekilde iletişim ve eğitim amaçlı olarak güncellemelerin sürekli yapılması gerekmektedir. Bu

yeni sınıflandırma sistemi, seramik restoratif malzemeleri üç gruba ayırmaktadır: birincisi cam-matriks seramikleri, ikincisi polikristalin seramikler ve üçüncüsü rezin-matriks seramikleri. Alt gruplar her grubun kompozisyonları ile birlikte tanımlanmış olup, yeni geliştirilen materyallerin hali hazırda var olan alanda ana grup içerisine yerleştirilmesi mümkündür. Seramik materyaller fazları veya kimyasal kompozisyonlarında bulunan fazlarına dayalı olarak tasnif edilmektedir. Bu nedenle, tam seramik bir materyal, bir cam matriks fazının bulunmasına (cam-matriks seramiği) veya bulunmamasına (polikristalin seramikler) veya malzemenin seramik parçacıkları ile yüksek oranda doldurulmuş bir organik matriks içerip içermediğine (rezin-matriks seramikler) göre sınıflandırılır (40).

Estetik, yüzey pürüzsüzlüğü, dayanıklılık, biyouyumluluk gibi olumlu özellikleriyle dental seramikler, eksik veya madde kaybı olan dişlerin yerini alacak şekilde yaygın olarak kullanılmaktadırlar (41). Daha başarılı estetik restorasyonlara artan talep sebebiyle daha iyi mekanik özelliklere sahip gelişmiş seramik sistemler üretilmeye başlanmıştır (41,42). Yüzeylerinde meydana gelen gerilme stresinin sınırlandırılması için porselenler, daha kuvvetli bir altyapı ile güçlendirilmiştir. Bunun için, metal ya da kuvvetli bir alt yapı seramiği yöntemi kullanılmaktadır. Diğer bir yöntem ise, porselenin tüm yapısının kuvvetlendirilmesidir. Metal destekli porselenlerde görülen dezavantajları ortadan kaldırmak amacı ile tam seramik restorasyonlar geliştirilmiştir. Tam seramikler ışık geçirgenliğinden dolayı daha iyi estetik özelliklere sahiptirler (43).

2.1.5.1.2.1.Cam Matriks Seramikler

Cam seramikler, kayıp mum tekniği kullanılarak bir revetman içindeki boşluğa santrifüj edilebilen ya da preslenebilen seramiklerdir. Kor yapısını güçlendirmek için de kullanılabilirler. Feldspatik seramikler, lösit ile ve lityum disilikat ile güçlendirilen seramikler cam seramiklerdir (44).

2.1.5.1.2.2.Rezin Matriks Seramikler

Rezin matriks seramikler, rezin ve seramiğin birleştirilmesi ile ortaya çıkmıştır. Bu materyaller rezin nano seramikler, hibrit seramikler, rezin-matriks seramikler, çift ağılı materyaller, seramik esaslı interpenetre faz kompozitleri gibi çeşitli isimlerle adlandırılmıştır (45-47).

2.1.5.1.2.3. Polikristalin Seramikler

Polikristalin seramikler, camsı komponent içermeyen düzgün sıralanmış atomlardan oluşmaktadır. Bu materyaller, cam seramiklerden daha dayanıklı olmalarına rağmen CAD/CAM sistemleri haricinde şekillendirilemezler. Camsı seramiklere göre daha opaktırlar ve altyapı materyali olarak kullanılırlar. Estetiği sağlamak için üst yapıda camsı seramikler kullanılır (46).

2.1.5.1.2.3.1. Alumina

Alüminyum oksit içeren alümina, çeşitli blokları mevcuttur. In-Ceram AL Block (Vita Zahnfabrik, Bad Säckingen, Almanya) ve Procera Allceram (Nobel Biocare, Goteborg, İsveç) alüminyum oksit bloklara örnektir (Beuer, Schweiger, & Edelhoff, 2008). 1989 yılında tanıtılan In-Ceram Alümina (VITA Zahnfabrik, Vita, DBad Säckingen, Almanya) sistemi üç boyutlu olarak birbirine penetre olan, alümina ve camdan oluşan iki faz içermektedir. Bu sistemde anterior ve posterior bölgede tek kuron ve üç üye köprü restorasyonlarının uygulanabileceği bildirilmiştir (47).

2.1.5.1.2.3.2. Zirkonya

Zirkonyum (Zr), atom numarası 40, atomik ağırlığı 91,22 g/mol olan ve periyodik tabloda metaller grubunda yer alan kimyasal bir elementtir. Doğada element halinde bulunmamaktadır, zirkonyum silikat ($ZrSiO_4$) ve zirkonyum oksit (ZrO_2) olarak bulunmaktadır. Zirkonyum, hekzagonal formda bir yapı göstermektedir (48). Polimorf yapıdaki zirkonyanın 3 allotropu vardır (49);

Monoklinik faz; 1170 °C'a kadar stabildir.

Tetragonal faz; 1170- 2370 °C'a kadar stabildir.

Kübik faz: 2680°C'a kadar stabildir. Bu sıcaklıktan sonra erimeye başlar.



Zirkonya fiziksel özellikleri metale benzeyen rengi beyaz olan ve paslanmaz çeliğe benzer mekanik özelliklere sahiptir(50). Bükme dayanımı değeri 900-1200 MPa'dır. Kırılma dayanımı ise 9-10 MPa olarak bulunmuştur. Yttrium katyonlu tetragonal zirkonya(Y-

TZP)'nın elastik modülü yaklaşık 200 MPa'dır. Vicker's sertliği ise dental alaşımların 4–5 katıdır. Sadece zirkonya-yttrium'un medikal kullanıma uygun olduğu bildirilmiştir. Stabilizatör ilave edilen zirkonyum, 1000°C'nin üzerine ısıtıldığında tetragonal faza geçer. Sıcaklık oda ısısına düşürüldüğünde yapı, kübik ile tetragonal fazın karışımı şeklini alır. Böylece yarı stabil zirkonya (PSZ-Partially Stabilized Zirconia) halini alır (50).

Diş hekimliğinde kullanılan ZrO_2 kristallerinin küçük olması, dayanıklı ve sert olması, kırılma direncinin iyi olması ve elastik modülünün düşük olması sıkça tercih edilmesini sağlamıştır. Dental uygulamalarda kullanılan dört farklı zirkonya barındıran seramik bulunmaktadır; magnezyum ile parsiyel stabilize zirkonya (Mg-PSZ), zirkonya ile güçlendirilmiş alümina (ZTA), alümina ile güçlendirilmiş zirkonya (ATZ) ve yttriyum katyonlu (%3) tetragonal zirkonya (3Y-TZP) polikristalidir (51).

2.1.5.1.2.3.2.1. Yitriyum Katyonlu (%3) Tetragonal Zirkonya (3Y-TZP)

Yttrium ile stabilize edilmiş tetragonal zirkonyum polikristali (Y-TZP), stabilizatör olarak yaklaşık %2-3 mol Y_2O_3 kullanılarak elde edilmektedir. Bunlar, diş hekimliği seramikleri arasında en iyi mekanik özelliklere sahip seramiklerdir. İlk başlarda endodontik postlarda, implantların üst yapılarında ve ortodontik braketlerde kullanılırken, günümüzde tam seramik restorasyonlarda bir alt yapı materyali seçeneği olmuştur (52). Üstün mekanik ve estetik özelliklerine rağmen en sık görülen başarısızlık üst yapı porseleninin altyapıdan ayrılması olduğu belirtilmiştir. Kıymetli ve kıymetsiz metal alaşımlarına karşı alerjik reaksiyon geliştiren hastalarda, bu materyal alaşımlarına alternatif olarak zirkonya kullanılabileceği önerilmektedir (53).

Zirkonya materyali ile ilgili hiçbir lokal veya sistemik reaksiyon bildirilmemiştir. Dahası zirkonyumun hücresel seviyede değişim oluşturmadığı rapor edilmiştir. Son yıllarda yapılan çalışmalar zirkonyum oksitin, diğer restoratif materyallerden daha az reaksiyon oluşturduğu gösterilmiştir, Y-TZP yüzeyinde, titanyuma göre daha az bakteri tutulumu olduğunu rapor etmişlerdir (54).

2.1.5.1.2.3.2.2. Magnezyum Katyonlu Parsiyel Stabilize Zirkonya (Mg-PSZ)

Magnezyum katyonlu parsiyel stabilize zirkonya polikristali kübik stabilize zirkonya

matriksinde gömülü tetragonal kristalleri içermektedir. Bu materyal pörozite varlığı, büyük gren boyutu (30-60 μm), düşük stabilitesi ve aşınmaya neden olduğu için başarısız bulunmuştur. Ticari olarak Mg-PSZ bileşimi %8-10 mol MgO içermektedir (55).

2.1.5.1.2.3.2.3. Zirkonya ile Güçlendirilmiş Alümina (ZTA)

Günümüzde biyoseramik olarak kullanımı tercih edilmektedir. In-Ceram Zirconia, örnek bir dental üründür. In-Ceram Zirconia, In-Ceram Alümina' ya % 12 mol seryum ile stabilize edilmiş, hacimce % 33 oranında zirkonyum (12Ce-TZP) eklenerek geliştirilmiştir. Pörözitesi sinterlenmiş 3Y-TZP'den fazla ve % 8-11 arasındadır. Bu nedenle 3Y-TZP'nin mekanik özellikleri, In-Ceram Zirconia'dan yüksek olduğu bildirilmiştir (55).

2.1.5.1.2.3.2.4. Alümina ile Güçlenmiş Zirkonya (ATZ)

Alümina matriks ile kombine edilerek hazırlanmaktadır. Sinterlenmesi tamamlanmış yttrium-stabilize tetragonal zirkonyum polikristalinden daha pöröz bir yapı gösterir ve daha düşük mekanik özellikler sergiler. ATZ seramik sistemi tek parça implantlarda kullanılmaktadır (56).

2.1.5.1.2.3.2.5. Diş Hekimliğinde Zirkonyum

Zirkonya, 1990'ların başında diş hekimliğinde kullanılmaya başlanmıştır. Diş hekimliğinde kullanılan restoratif materyallerden beklenen önemli özellik de; ağız ortamında kimyasal stabilitelerinin iyi olmasıdır. Zirkonyum esaslı seramiklerin asidik ve bazik ortamlarda çözünürlüğü, önerilen sınırların altında bulunduğundan, kimyasal stabilize açısından ağız ortamında güvenle kullanılabilecek bir materyaldir. Bununla birlikte zirkonyanın ısı iletkenliği azdır, böylece termal hassasiyet ve pulpa irritasyonları daha azdır (57). Zirkonya, dayanıklı olması ve aşınmaya karşı dirençli olduğundan birden fazla alanda tercih edilmektedir. Bu kullanım alanlarının başında implant ara parçası, ortodontik braket yapımı, post kor materyal ve kompozit materyalini güçlendirmek olarak belirtilebilir (58).

Zirkonya seramikler, kron ve köprü restorasyonlarında geniş kullanım alanına sahiptirler. Zirkonya seramikler çiğneme kuvvetlerine karşı dirençli olduğundan hem ön hem de arka bölge dişlerde kullanılabilmektedir (59). Endodontik tedavili dişlerin zirkonyum

postlarla restorasyonu, metalik postlarda meydana gelen korozyon ve alerjik reaksiyon riskini ortadan kaldırır. Zirkonyum esaslı postların tamamı beyaz ve radyoopaktır. Dayanıklı, dirençli ve ideal estetik özelliklere sahip ve ışık geçirgenliği de çok iyidir. Metal postlara göre kırılma dirençlerinin daha düşük olması ve diş ile kor yapısına bağlanmasının daha zayıf olması dezavantajlarındandır (60).

Zirkonya, son yıllarda implant gövde materyali olarak kullanımı gündeme gelmiştir. İmplant gövde materyali olarak kullanılma nedenleri; biyouyumluluk, kimyasal ve boyutsal stabilite, yüksek bükülme kuvveti (900-1200MPa), yeterli sertlik (1200 Vickers), diş benzeri renk özellikleri, düşük termal iletkenlik, kolay işlenebilirlik, titanyumla kıyaslanabilir derecede kemikle osseointegrasyon, azalmış plak afinitesi ve düşük korozyon potansiyeli gibi özellikleri sayılabilir. Az miktarda alümina ilave edilmiş veya eklenmemiş yttria ile stabilize edilmiş tetragonal zirkonyum polikristali (Y-TZP, zirkonyum) seramik implantların üretiminde tercih edilen materyaldir (61).

2.2.Polimer Yapısı ve Polieter Eter Keton (PEEK)

Polimerler, moleküler bağlarına ve ısıya gösterdikleri dirence göre termoplastik ve termoset olarak iki gruba ayrılmaktadırlar. Termoset polimerlerin polimer halkaları ısı ile yumuşatılamaz. Ayrıca termoset polimerler rijittir ve tekrar tekrar kullanılamazlar. Termoplastik polimerlerde ise molekül halkaları daha zayıftır ve ısıtılınca yumuşarken soğutulunca sertleşirler. Termoplastik polimerler kendi içinde amorf veya semikristalin olarak tekrardan iki gruba ayrılmaktadırlar. Amorf termoplastikler rastgele şekillenmiş uzun polimer halkaları ve yüksek erime viskozitesi gösterirken, kimyasal stabiliteleri ve yorgunluk dirençleri azdır. Semikristalin termoplastikler ise hem amorf bölgeler hem de düzenli moleküler yapılar içerirler. Kendine özgü bir şekli olmayan termoplastiklerle karşılaştırıldıklarında kimyasallara, aşınmaya ve yorgunluğa daha dayanıklıdırlar (62).

2.2.1.PEEK Tanımı:

Yüksek performanslı PEEK polimerinin kimyasal adı [-oksi -1,4-fenilen-oksi1,4-fenilen-karbonil-1,4-fenilen-] olup, ilk olarak 1962'de Bonner tarafından poliaril eter ketonlarından sentezlenmiştir (63). Poliaril eter keton (PAEK) grubunun bir üyesi olan PEEK,

aromatik bir molekül yapısına sahiptir ve aril halkaları arasındaki keton ve eter fonksiyonel gruplarının kombinasyonudur (64).

2.2.2. PEEK'in Tarihçesi:

PEEK üzerine 1960'lı yıllarda araştırmalar başlanmış ancak ilk olarak 1970'lerin sonu ile 1980'lerin başında 'ICI Advanced Materials' tarafından üretilmiştir ve 'Vitrex PEEK' adı altında ticarileştirilmiştir. 1980'li yıllarda bu polimerin ortaya çıkmasıyla, seçenek olarak benzer özelliklere sahip polimer geliştirme çalışmalarına başlanmıştır. Ancak bu çalışmalar arasında en çok PEEK 1990'lı yıllarda başlayarak uygulama alanını arttırmıştır 1992'de dental uygulamalar için PEEK ilk önce estetik abutment olarak daha sonra implant olarak kullanıldığı zamandan beri kompozisyonda birçok değişiklik yapılmıştır (65).

PEEK polimeri 1993'te resmi olarak ICI Advanced Materials'dan ayrılan Vitrex LTD. şirketi tarafından üretilmeye başlanmıştır (65). 1990'lar sonunda PEEK ortopedi ve travmatolojide metal implantlar için yüksek performanslı termoplastik bir alternatif olarak görülmekteydi (66,67). Nisan 1998'de PEEK materyali, implant (inviboltd., thorton-cleveleys, İngiltere) olarak piyasaya ilk kez sunuldu. PEEK biyomateryali ile ilgili çalışmalar ilerlemiş ve ilerlemeye devam etmektedir (68).

2.2.3. PEEK'in Özellikleri:

2.2.3.1. PEEK'in Fiziksel Dayanıklılığı;

PEEK, solgun amber renkte organik olmasının yanında yarı kristalin, termoplastik bir polimer olarak bilinmektedir. Üretilen yapılarda filmin inceliği transparan rengini sağlarken, kalınlığın artması ile matlığını arttırmakta ve amber rengi ön plana çıkmaktadır(69). Erime sıcaklığı 350-390°C arasında değişen PEEK termoplastik rezin formunun maksimum işlem sıcaklığı yaklaşık 250°C civarındadır. Ayrıca diğer polimerlerle kıyaslandığında kütle kaybına yol açacak termal bozulma derecesi oldukça yüksektir. Örnek olarak polietilen ve polipropilen gibi kullanılan polimerlerde kütle kaybına sebep olan termal bozulma dereceleri sırasıyla 328 °C ve 335 °C aralığında iken, PEEK'te ise bu değer 575 °C ile 580 °C aralığındadır (70).

2.2.3.2. PEEK'in Kimyasal Dayanıklılığı;

PEEK, nispeten inert bir polimerdir ve kimyasal, termal ve ışınlama sonrası

bozulmaya karşı son derece dirençlidir . PEEK'in birçok kimyasal maddeye karşı oldukça dirençli olduğu bilinmektedir (71). Polimerizasyondan sonra PEEK polimerinin konsantre sülfürik asit (%95-98) ve metil sülfonik asit (CH₃SO₃H) hariç tüm geleneksel çözücülere oda sıcaklığında kimyasal olarak etkisiz olduğu ve iyi direnç gösterdiği bilinmektedir (72,73). PEEK liflerinin çeşitli kimyasallara karşı gösterdiği dayanma kabiliyeti ve diğer yüksek performans özellikli lifler ile karşılaştırılması Tablo 2'de gösterilmiştir (74).

Tablo 2: Çeşitli Yüksek Performanslı Liflerin Kimyasallara Karşı Davranışlarının Kıyaslanması

	Polieter eter keton (PEEK)	Polimid (PI)	Polieterimid (PEI)	Polifenilsülfon (PPS)	Polietersülfon (PES)	Poliamidimid (PAI)
Konsantrasyon u yüksek asitler	Zayıf	İyi	-	Orta	Orta	İyi
Seyreltik asitler	İyi	İyi	İyi	İyi	İyi	İyi
Alkoller	İyi	İyi		İyi	İyi	İyi
Alkaliler	İyi	Zayıf	Orta	İyi	İyi	Zayıf
Aromatik Hidrokarbonlar	İyi	İyi	İyi	İyi	Orta	İyi
Gresler ve yağlar	İyi	İyi	-	İyi	İyi	İyi
Halojenler	İyi	İyi	-	Orta	İyi	İyi

PEEK polimerinin su varlığında uzun süre kimyasal olarak zarar görmediği, fakat su emiliminin PEEK'in kristalik yüzdesini düşürdüğü çalışmalarda rapor edilmiştir. İlaveten 260°C'ye kadar olan sıcaklıklarda bile uzun süreli suya maruz kalma nedeniyle PEEK polimerinin kimyasal olarak zarar görmediği çalışmalarda bildirilmiştir. Salin içinde 37°C ile 95°C arasındaki sıcaklıklarda gerçekleştirilen çalışmada, karbon fiberle güçlendirilmiş PEEK (CFR-PEEK) kompozitleri 5000 saatlik testten sonra basınç modülü, Poisson oranı ve basınç dayanımı açısından önemli bir değişiklik göstermemiştir (75). Diğer çalışmalarda benzer şekilde yüksek sıcaklıktaki tuzlu ortamlara maruz kaldıktan sonra PEEK kompozitlerinin özelliklerinde önemli bir değişiklik olmadığını rapor etmiştir (76).

Hidrolize olmaması PEEK'i dental implantasyon için iyi bir aday haline getirir. Her ne kadar PEEK hidrolize duyarlı olmasa da, polimer ile güçlendiriciler arasındaki arayüzün *in vivo* sıvı ortamlara karşı savunmasız olabileceği endişeleri ortaya çıkmıştır. Sonuç olarak implantlar ve sabit protezlerde alt yapı malzemesi için PEEK kompozit malzemelerin biyolojik olarak test edilmesinde sıvı maruziyetinin hesaba katılması önemli kabul edilmiştir (76,77).

2.2.3.3. PEEK'in Mekanik Dayanıklılığı;

PEEK materyalinin en önemli özelliği elastik modülünün insan kemiğine ve dentine yakın olup 3-4GPa'dır. (78). Titanyum ve alaşımları kemikten önemli derecede daha yüksek bir elastik modüle sahip olmasından dolayı dokular üzerinde ciddi bir stres oluşturur ve başarısızlıkla sonuçlanır (79). Doldurucusuz PEEK'in yaklaşık 4 GPa elastik modülü ve 100 MPa gerilim direncine sahip olmasından dolayı metal alaşımlara ve seramik restorasyonlara göre üstünlüğü vardır. Yüksek kırılma direncine rağmen doldurucusuz PEEK mekanik olarak nispeten zayıftır. Diş implant materyalleri özellikle abutmentler ve üst yapılar için kullanılan PEEK'e yapısal katkı maddeleri eklenerek hem kortikal kemik hem de spongiöz kemik elastik modülüne yaklaştırılabilir. PEEK karbon, cam fiberler, %30 oranında baryum fosfat ($BaPO_4$) veya titanyum dioksit (TiO_2) gibi dolgu parçacıklarının takviye edilmesiyle kolaylıkla modifiye edilebilir. CFR-PEEK ve GFR-PEEK kompozitleri geliştirilmiş; elastik modül CFR- PEEK için 18 GPa, GFR-PEEK için 12 GPa'ya kadar çıkartılmıştır (79).

PEEK'in 250°C sıcaklıkta mekanik özelliklerinin azalma olduğu çalışmalarda belirtilmiştir. Fakat biyo-materyal uygulaması yaklaşık 37°C olduğundan, malzemenin mekanik özellikleri değişmeden kalır (79). Farklı materyallerin ve dokuların elastik modül ve gerilme direnci değerleri Tablo 3'te gösterilmiştir.

Tablo 3: Farklı Materyallerin Ve Dokuların Mekanik Özellikleri

Materyal	Gerilim direnci (MPa)	Elastik Modül (GPa)	Kaynak
Titanyum	954-976	102-110	Lee,2012.(79)
Zirkonyum	700	210	Lee, 2012.(79)
PEEK	80	3-4	Sandler (80)
CFR-PEEK	120	18	Sandler (80)
Kortikal kemik	104-121	14	Rho (81)
Kansellöz Kemik	8-50	1,34	Rho (81)
Porselen	20	68,9	Lewinstein (82)
PMMA	48-76	3-5	Zafar (83)
Dentin	104	15	Rees,1993.(84)
Mine	47	40-83	Rees,1993.(84)

2.2.3.4. PEEK'in Termal Dayanıklılığı;

PEEK'in termal stabilitesi yüksek sıcaklıkta endüstriyel uygulamaları ve işleme koşulları nedeniyle incelenmiştir. Isıl bozulmanın, cam geçişi ve eriyik geçişi arasındaki sıcaklıklarda meydana geldiğini belirten birçok çalışma yapılmıştır. Fakat uçucu parçalanma ürünleri oluşması için PEEK işlem sıcaklığını aşan sıcaklıklara ihtiyaç duyulmaktadır (85). PEEK için termal bozulma başlangıcı 575-580°C gösterilse 'de 600°C'de kaybedilen kütle miktarı %45 olarak belirtilmiştir. Hay ve Kemmish(86) uçucu madde oluşumunun eşlik ettiği termal bozulmanın 427°C'in altında gözlemlenmesinin zor olduğunu bildirmiştir. Buggy ve Carew, yaptıkları çalışmada cam geçiş sıcaklığının altında (120°C) PEEK'in mekanik özelliklerinde önemsiz değişiklikler gözlemlenirken, 250°C'de, 16 haftalık termal yaşlanma sonrasında mekanik bozulma tespit edilmiş, 310°C'de yaşlanmada "hızlı" bozulma gözlenmiştir. Yapılan çalışmaların sonuçlarına dayanarak klinik kullanımda sıcaklık 37°C civarında olduğu için ısıl bozulmanın bir sorun olmadığı anlaşılmaktadır (87).

2.2.3.5. PEEK'in Sterilizasyon ve Işımalara Karşı Dayanıklılığı;

Radyasyon stabilitesi ışınlama sırasında bağ parçalanma eğilimi gösteren ve radikal grupların yol açan alifatik polimerler için ortak bir endişe kaynağıdır. Kendine özgü aromatik kimyasal yapısı ve diğer alifatik polimerlerden iki kat daha düşük radikal oluşumu nedeniyle PEEK, gama ve elektron ışını radyasyonuna karşı olağanüstü bir direnç gösterir (88). Li ve ark.(89) yaptıkları çalışmada, PEEK polimerinin 600 KGy gamma radyasyona maruz kaldıktan sonra üretilen serbest radikallerin 20 dk'dan daha az bir ömre sahip olduğunu bildirmiş ve devamında PEEK'te artık serbest radikal kalıntısı olmadığını rapor etmişlerdir. Sonuç olarak, PEEK gama sterilizasyonundan sonra ikincil radyasyon kaynağı olarak kabul edilemez.

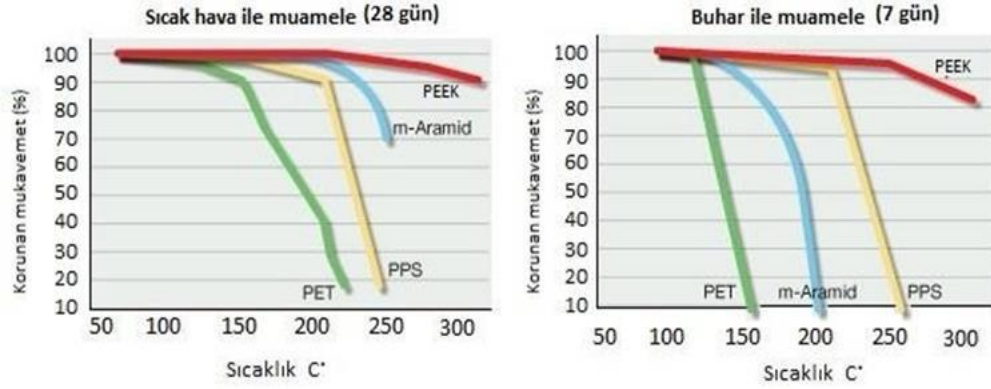
PEEK'in radyasyon stabilitesi son yirmi yıldır radyasyona toplam maruz kalmanın 10-50 MGy arasında değiştiği uzay aracı uygulamalarına ve nükleer füzyon reaktörlerine ilgi nedeniyle yoğun bir şekilde araştırılmıştır. PEEK'in bozulması 10MGy'nin üzerindeki dozlarda meydana gelse de, bunun tıbbi cihazlar için uygulanan standart sterilizasyon dozlarının (25-40KGy) çok üstünde olması PEEK polimerinin sterilizasyonu açısından sorun çıkarmamaktadır. 25-40 KGy gama radyasyonu ile dört defaya kadar tekrarlanan sterilizasyonun PEEK ve PEEK karbon fiber kompozitlerin mekanik özelliklerinde önemli bir değişiklik yapmadığı doğrulanmıştır (90).

Buna ek olarak PEEK doğal olarak radyolüsens olup bilgisayarlı tomografi (BT), manyetik rezonans görüntüleme (MRI) ve X-ray gibi görüntüleme teknikleriyle uyumludur. PEEK'in radyolüsens yapısı, alt yapı kaldırma veya değiştirmeye gerek kalmadan klinik hastalıkların muayene, tanı ve tedavisine olanak tanır. Bu nedenle PEEK ortopedik, spinal ve travma implantlarında geleneksel metalik malzemelerin(titanyum ve paslanmaz çelik gibi) yerine geçebilir (91).

2.2.3.6. PEEK'in Aşınmaya Karşı Dayanıklılığı;

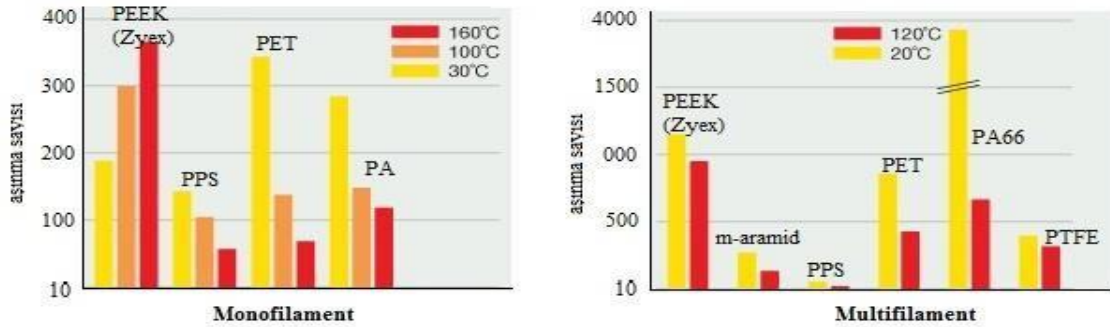
PEEK polimeri iyi bir aşınma dayanımına sahip olduğu gibi düşük bir sürtünme katsayısına da sahiptir. PEEK polimeri tok bir polimer olduğundan aşınma direnci, yüksek sıcaklıklarda ve kısmi yüksek yüzey hızlarında iyi bir seviyededir (92). 28 gün boyunca hava ortamında yüksek sıcaklığa maruz bırakılan PEEK ve çeşitli liflerin mukavemetlerinin

karşılaştırılması; 7 gün boyunca basınçlı su buharına maruz bırakılan PEEK ve çeşitli liflerin karşılaştırılması Şekil 1’de gösterilmiştir(92).



Şekil 1: 28 Gün Boyunca Hava Ortamında Yüksek Sıcaklığa Maruz Bırakılan PEEK Ve Çeşitli Liflerin Mukavemetlerinin Karşılaştırılması; 7 Gün Boyunca Basınçlı Su Buharına Maruz Bırakılan PEEK Ve Çeşitli Liflerin Karşılaştırılması

Wang ve ark.(93) mikro dolgu maddeleri ilave edilmiş PEEK’in doldurucusuz polimerden daha düşük aşınma oranları ve sürtünme katsayısı gösterdiğini ve dolgu maddesi olarak ZrO₂ nano parçacıklarının aşınmayı azaltmada etkili olduğunu bildirmiştir. Bununla birlikte PEEK’in metal alaşımlar, seramikler, dentin veya mine gibi diğer malzemelerle aşınmasına ilişkin klinik veriler yoktur. Aşınma dayanımı oldukça iyi olan bu polimerin sürtünme katsayısı düşüktür (Şekil 2).



Şekil 2: PEEK Ve Bazı Liflerin Aşınma Dayanımlarının Karşılaştırılması

2.2.3.7. PEEK’in Biyoyumluluğu;

Tüm biyomalzemelerde aranan en önemli özellik biyoyumluluktur. PEEK doğru üretildiğinde ve işlendiğinde vücut tarafından kolayca kabul edilir ve parçalanma göstermez. Geçmişe bakıldığında, PEEK’in yaygın olarak kullanıldığı ve bu materyalin biyoyumlu olduğu açık bir şekilde görünse de, bu konu yalnızca 1980’lerin sonundan itibaren literatürde

yer almaya başlamıştır (94). PEEK ve PEEK kompozit biometeryallerinin biyouyumluluğunu desteklemek için önemli bilimsel çalışmalar yapılmıştır (95). ISO 10993-10-1995'e göre yapılan duyarlılık ve gen toksisite testleri, PEEK materyaline karşı herhangi duyarlılık ve kromozom değişikliği olmadığını göstermiştir. Yapılan araştırmalar PEEK'in insan vücudunda fiziksel özelliklerini kaybetmeden uzun süre dayanıklılık gösterdiğini kanıtlamıştır (96). Ayrıca PEEK'in *in vitro* ve *in vivo* olarak iyi biyouyumluluk sergilediği, toksik mutajenik etkilere veya klinik olarak anlamlı enflamasyona neden olmadığı çalışmalarda bildirilmiştir (97).

2.2.4. PEEK'in Üretimi:

PEEK implant bileşenleri enjeksiyon kalıplama, ekstrüzyon ve sıkıştırma kalıplama teknikleri kullanılarak üretilmektedir. Bu tekniklere alternatif olarak hızlı prototipleme ve CAD/CAM frezeleme, malzeme kalitesinden ödün vermeden hızlı ve yüksek hassasiyette protezler üretilir (98). CAD/CAM ile PEEK üretimi Şekil 3'te gösterilmiştir.



Şekil 3: CAD/CAM ile PEEK Üretimi

2.2.5. Günümüzde Kullanılan Ticari PEEK Materyalleri ve PEEK Kompozitlerinin Sınıflandırması

PEEK kompozitleri içeriğindeki bioaktif materyalin büyüklüğüne göre şu şekilde sınıflandırılabilir (99):

1.grup: Nano Doldurucusuz PEEK Kompozit Çeşitleri

- Doldurucusuz PEEK
- Karbon fiber ilaveli PEEK (CFR-PEEK)

- Cam fiber ilaveli PEEK (GFR-PEEK)
- Hidroksiapatit ilaveli PEEK(HA/PEEK)
- Stronsiyum ilaveli hidroksiapatit ilaveli PEEK(Sr-HA/PEEK)

2.grup: Nano Doldurucu içeren PEEK Kompozit Çeşitleri

- % 20 Nano seramik doldurucu, % 80 PEEK içerikli
- % 20 Titanyum dioksit doldurucu ile % 80 PEEK içerikli
- Nano-Floroapatit doldurucu ile PEEK
- Nano-Hidroksiapatit doldurucu ile PEEK

2.2.5.1.Doldurucusuz PEEK

PEEK polimeri bir keton ve iki eter grubundan oluşan, yapısında sadece karbon, hidrojen ve oksijen atomları bulundurduğundan aromatik, kararlı ve lineer bir yapıya sahiptir (100). Doldurucusuz polietereterketon Şekil 4’te gösterilmiştir.



Şekil 4: Doldurucusuz Polietereterketon(TECAPEEK Natural)

PEEK, solgun amber renkte ve organik yapıda olan, fiziksel özellikleri ile yarı kristalin, termoplastik olarak bilinen bir polimerdir (101) (Tablo4).

Tablo 4: PEEK Polimerinin Özellikleri (73,89,101).

Özgül ağırlık	1,26-1,32 g/cm ³
Başlangıç modülü	3,6 GPa
Kopma mukavemeti	90-100 MPa
Kopma anındaki uzaması	% 50
Nem geri kazanımı	% 0,1
Dielektrik kuvveti	190 kV/cm
Özdirenç	5.10 ¹⁶ ohm.cm
Isı sığası	134 kJ/kgC°
Isıl iletkenliği	0,25 W/m/C°
Isıl genleşme katsayısı	72-85 10 ⁻⁶ (C°) ⁻¹

Üretilen film yapılar da transparan renk için film inceltilmesi gerekirken, mat ve amber renk için kalınlığının artması gerekmektedir. Termal degradasyona karşı oldukça dirençlidir (102). Endüstriyel alanda uzun yıllardan beri kullanılmaktadır ve medikal birçok alanda başarılı olduğu kanıtlanmıştır (103).

PEEK'in teknik avantajları arasında şunlar vardır (104,105):

- Mekanik özellikleri ve biyouyumluluğu değişmeden sterilize edilebilme
- Radyolusent olma ve X ışını, manyetik rezonans görüntüleme ve bilgisayarlı tomografi gibi görüntüleme teknikleri ile artefakt oluşturmada uyumluluk
- Sertlik ve dayanıklılık gibi mükemmel mekanik özellikler
- Yüksek basınç dayanımı
- Kanıtlanmış sert ve yumuşak doku biyouyumluluğu
- Düşük su absorpsiyonu
- Mükemmel estetik için doğal renk
- Metal içermeyen çözelti sayesinde ağızdaki iyon değişimini önleme
- Diş hekimi tarafından hasta başında kolay preparasyon ve modifikasyon

2.2.5.2. Karbon Fiber İlaveli PEEK (CFR-PEEK)

Elyafların polimer malzemeler için en etkili takviye fazları olduğu düşünülmektedir ve elyaf ilaveli kompozit malzemeler her zaman yüksek mekanik performans göstermektedir. Jarman-Smith(106), Bradley ve ark.'nın(107) karbon fiberlerle güçlendirilmiş polimer (CFR-epoksi) yaklaşımından yola çıkarak, PEEK'e karbon fiberlerin eklenmesi ile yeni bir kompozit üretimini gerçekleştirmiştir. Karbon fiber, bazı mikronlardan onlarca mikrona kadar özel boyut etkisine sahip bir tür doğrusal malzemedir (107).

Karbon fiberler (CF'ler) daha yüksek Young modülü, daha iyi mukavemet, daha iyi termal iletkenlik ve diğer fiberlerden daha mükemmel elektriksel özellikler gibi üstün özellikler gösterir (108). PEEK'teki karbon fiber yüzdesinin artması ile elastik modül ve çekme mukavemeti artmakta ve sonuç olarak daha sağlam, rijit bir materyal haline gelmektedir (109).

Bu nedenle, CF'ler mevcudiyetleri ve güvenilirlikleri nedeniyle kompozitler için en yaygın olarak kullanılan takviyelerdir. CF'lerin PEEK'e dahil edilmesi PEEK kompozitlerin mekanik performanslarını büyük ölçüde geliştirir (110). CFR-PEEK kompozitlerinin,

oldukça yüksek gerilme modülü, mukavemet ve yüksek kırılma tokluğu ile karakterize olduğu iyi bilinmektedir. Karbon fiber takviyesi ayrıca PEEK kompozitlerin sürtünme direncini, sertliğini, basınç dayanımını artırır; karşı tarafa yapışmalarını ve temas alanındaki sürtünme ısını azaltır. Ayrıca, elyaf kayma işlemi sırasında temas eden yüzeyler arasındaki ana yükü taşır, böylece CF'ler tarafından güçlendirilmiş PEEK kompozitleri su yağlaması altında mükemmel aşınma direnci gösterir (111).

Bu kompozit malzeme kırık fiksasyonu ve kalça eklemlerinde femoral protez olarak kullanılmaya başlanmıştır. Sert ve manipülasyonu zor paslanmaz çelik kalça implant malzemelerinin yerini alan bu yarı-sert kompozit uygulamaları, Bradley ve ark. (107)'nin çalışmasında kullanılan epoksi gibi termoset bir polimer yerine PEEK gibi bir yüksek mühendislik polimeri kullanılarak hazırlandığından mekanik performansı yüksek, ısıl işlemle şekillendirilebilir bir implant malzemenin elde edilmesi sağlanmıştır. CFR-PEEK femoral implant Şekil 5'te gösterilmiştir.



Şekil 5:CFR-PEEK Femoral İmplant

CFR-PEEK çok yönlülüğü, modern görüntüleme teknolojileriyle uyumluluğu, mükemmel mekanik özellikleri ve biyouyumluluğu nedeniyle tıbbi implant üretiminde dikkat çekici duruma gelmiştir. CFR-PEEK'in elastik modülü kortikal kemik ve dentine benzerdir. Bu nedenle polimer implant malzemesi olarak kullanılan titanyumla karşılaştırıldığında daha az stres oluşumu sergileyebilir (112).

2.2.5.3.Cam Fiber İlaveli PEEK (GFR-PEEK)

Cam fiberlerin özelliklerine aşağıda belirli başlıklar halinde yer verilmiştir (113);

- Birim çekme mukavemeti çeliğe göre daha yüksektir.
- Isıl dirençleri düşüktür bundan dolayı yüksek sıcaklıkta yumuşar ancak yanmazlar.
- Kimyasallara karşı direnç gösterebilirler.
- Nem tutma özellikleri olmamasına rağmen cam fiberli kompozitlerde matris ile cam fiber

arasında nemin etkisinden dolayı bir çözülme gerçekleşebilir. Ancak bu etki özel fiber kaplama işlemleri ile ortadan kaldırılabilir.

- Elektriksel yalıtımın önemli olduğu uygulamalarda güvenle kullanılmaktadır.

GFR-PEEK, cam elyafı ve birkaç mikron ile onlarca mikron arasında değişen çaplara sahip PEEK'ten oluşur ve kemiğe benzer elastik bir modüle sahiptir. Hepsinden önemlisi, osteokalsin üretimi için uygun ortam, GFR-PEEK uygulaması ile kurulabilir. Kemik oluşumu süreci böylece GFR-PEEK çevresindeki kemik ile iyi bir bağlantı oluşturabilir, bu da oral implantların başarı oranını artırabilir (113). GFR-PEEK Şekil 6'da gösterilmiştir.

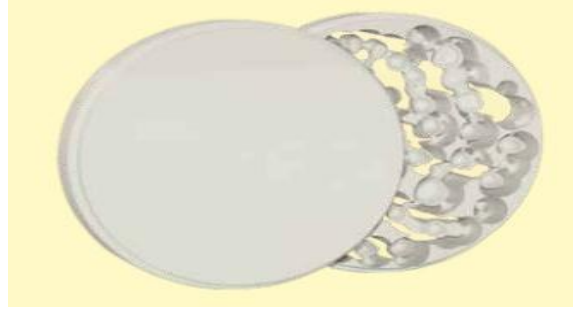


Şekil 6: GFR-PEEK (TECAPEEK GF30 Natural)

2.2.5.4. Nano Seramik Dolduruculu PEEK

% 20 seramik dolgu maddeleri içeren PEEK olumlu mekanik özelliklere ve mükemmel biyouyumluluğa sahiptir (114). Bu malzemenin diğer avantajları düşük ağırlığı, renk stabilitesi, kemiğe benzer esnekliği, düşük alerjenik potansiyeli, düşük plak birikimi ve korozyona dirençli olmasıdır (115).

Seramik ilaveli PEEK'in diğer avantajı ise yüksek parlatma nitelikleri olmasıdır. (115). %20 seramik ilaveli PEEK blok Şekil 7'de gösterilmiştir.



Şekil 7: % 20 Nano Seramik Doldurucu, % 80 PEEK İçerikli; Biohpp (Bredent GmbH).

2.2.5.5.Hidroksiapatit İlaveli PEEK (HA-PEEK)

Hidroksiapatit(HA), doğal kemiğe bağlanabilen biyoaktif, biyouyumlu ve osteokondüktif biyoseramiktir (116). HA parçacığının boyutu 3-100 mikron arasındadır. HA esas olarak kırılğan yapısı ve zayıf mekanik özellikleri nedeniyle implantların kaplanmasında ve kemik dolgu maddesi olarak kullanılır (117). HA kaplamalar klinik uygulamalarda implantların ve çevresindeki kemiğin bütünlüğünü arttırmak ve kemik büyümesini uyarmak için kullanılmaktadır (118). PEEK kaplamalar, seramik kaplamalara kıyasla daha düşük sertlik sunarak gerilim koruma sorununu potansiyel olarak azaltır. Ancak biyomedikal uygulamalarda PEEK kullanımı, biyo-inert davranışından dolayı sınırlıdır (119). Mevcut literatür, PEEK'in biyoaktivitesinin ve osteokondüktivitesinin yüzey modifikasyonu, kaplamalar ve PEEK bazlı biyoaktif kompozitlerin üretilmesi ile ele alınabileceğini göstermiştir (120). HA, biyoaktif kompozitler üretmek için PEEK ya da takviye malzemesi olarak kullanılabilir. PEEK/HA kompozitlerinin mekanik ve biyolojik özellikleri HA ve PEEK miktarı ile ilgilidir. HA'nın hacim kısmı %20-% 30'dur. Bu kompozit sistemlerde HA içeriğinin artırılması, kompozitlerin young modülünü, sertliğini ve basınç dayanımını artırırken gerilme mukavemetini azaltır. Ek olarak, HA/PEEK kompozitlerinin mekanik ve biyolojik özellikleri kompozit mikroyapıyı optimize ederek doğal kemiklerin özelliklerine uygun olabilir (121). Ayrıca, HA/PEEK kompozit hacim kısmı PEEK'in iyi biyoaktiviteye ve biyouyumluluğa sahip olduğu % 20'dir (122). HA-PEEK Şekil 8'de gösterilmiştir.



Şekil 8: HA-PEEK

PEEK materyalinin osteoindüksiyon kapasitesini arttırmak amacıyla beta- trikalsiyum fosfat (β -TCP) veya hidroksiapatit (HA) katkılı PEEK kompozitler oluşturulmuştur. Biyomekanik açıdan, bu kompozitlerin materyalin elastik modülünde önemli bir artışa neden olduğu bildirilmiştir (123,124). Karbon fiber ve cam fiber materyallerinin aksine, özellikle HA olmak üzere, HA ve β -TCP ilave edilen PEEK materyallerinde mekanik özelliklerin negatif yönde değiştiği bildirilmiştir. % 40 HA içeren PEEK materyalinin maksimum çekme mukavemeti % 45 azalarak 44 MPa'ya düşmektedir ve bu, kortikal kemik ile karşılaştırılabilir bir değer olsa da, HA/PEEK kompozitlerinin kırılmaya karşı dirençli olmadığını göstermektedir (124).

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

In vitro ve *in vivo* çalışmalarda stronsiyum tuzlarının hem kemik oluşumunu uyardığı hem de kemik erimesini inhibe ettiği bulunmuştur. Stronsiyumun HA ile matriksinin içinde lokal olarak verilmesinin yeni kemik oluşumuna yol açtığı ve osteoporozda kırık riskini azaltmada etkili olduğu gösterilmiştir (124).

PEEK'in Sr-HA ile yüklenmesinin iki avantajı vardır. İlk olarak, doğada biyoaktif olduğu kanıtlanan Sr-HA ilavesi PEEK'e mükemmel biyoaktivite sağlayabilir. Bu nedenle, ortaya çıkan kompozitin doğal kemikle daha kolay bağlanması beklenir. İkincisi, yüksek elastik modülü ve mukavemetine sahip olan Sr-HA ilavesi, PEEK'in mekanik özelliklerini değiştirebilir. Sr-HA, 4 GPa PEEK ile karşılaştırıldığında yaklaşık 80 GPa civarında yüksek elastik modül elde eder, Sr-HA sadece küçük bir miktar ekleyerek kompozit modülünün arttırılmasına yardımcı olabilir (124).

2.2.5.7. Titanyum dioksit Dolduruculu PEEK

TiO₂, iyi biyoaktiviteye, biyoyumluluğa ve hidrofilik özelliğe sahiptir (125). Titanyum dioksit ilavesi PEEK kompozitlerin biyoaktivitesini arttırdığı görülmüştür. Titanyum dioksit ilavesi PEEK implantlar üzerinde osteoblast birikmesine neden olduğu görülmüştür (126). %20 titanyum dioksit ilaveli PEEK Şekil 9'da gösterilmiştir.



Şekil 9: % 20 Titanyum Dioksit Doldurucu İle % 80 PEEK İçerikli; Dentokeep Disk (NT- Trading).

2.2.5.8. Floroapatit Dolduruculu PEEK (n-FA/PEEK)

Kemik içi implant seçiminde sadece iyi mekanik performanslar ve biyouyumluluk değil, aynı zamanda malzemenin antibakteriyel özellikleri de dikkate alınmalıdır. Florür iyonları n-FA, bakterilerin metabolizmasını ve enzim aktivitesini inhibe edebilir, bu nedenle n-FA / PEEK kompozit antibakteriyel etkiye sahiptir (127).

2.2.5.9. Nano Hidroksiapatit Dolduruculu PEEK(n-HA/PEEK)

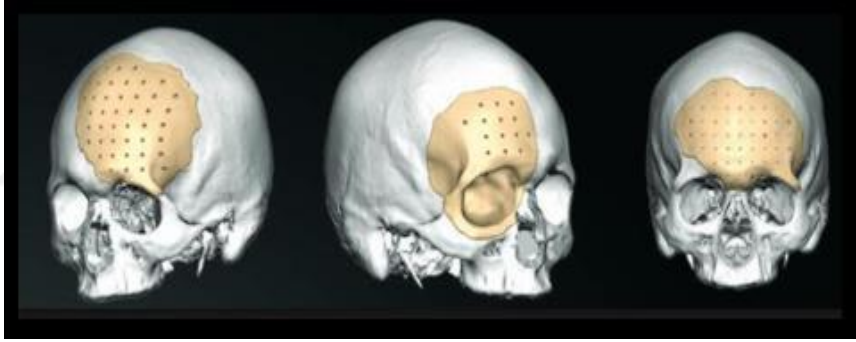
PEEK ve HA arasındaki düşük fiziksel bağ enerjisi nedeniyle, HA/PEEK kompozitlerinin davranışları doldurucusuz PEEK'in davranışlarına kıyasla azalmıştır. Bununla birlikte, n-HA / PEEK kompozitini oluşturmak için PEEK içine n-HA dahil edildiğinde, kompozit yüksek mekanik özelliklere ve mükemmel biyoaktiviteye sahip olmaktadır. HA nanoparçacıkları ve PEEK matrisi arasında hiçbir bağlanma meydana gelmemiştir (128).

2.2.6. PEEK'in Medikal Kullanımı

Dental sektörde olumlu gelişmeler gösteren PEEK materyali var olan diğer kimyasal modifikasyonları ve ticari kompozisyonları ile tıbbi cerrahi uygulamalar için istenilen duruma getirilmiştir (129,130). PEEK'lerin spinal cerrahi müdahaleler için en uygun hale getirilmesi biyomekanik özelliklerinin uygun oluşu, ömrünün uzun olması ve biyouyumluluğu sayesinde olmuştur (131). 1990'lardan itibaren intervertebral PEEK implantların klinik başarısını ve mekanik avantajlarını göstermek için birden fazla çalışma gerçekleştirilmiştir. Bazı çalışmalar "minimal" inflamatuvar cevap olabileceğini gösterse de, biyouyumluluk çalışmaları ile uzun süre gerçekleştirilen klinik uygulamalar malzemenin yeterli kompanse edildiğini göstermiştir.

Yaygın kullanıma rağmen, PEEK ile ilgili alerji veya aşırı duyarlılık vakası bildirilmemiştir (131).

PEEK'in tercih edildiği bir diğer tıbbi alan ise kraniofasial deformitelerdir. Kraniofasial deformasyonların sadece fonksiyonel olarak değil, aynı zamanda estetik ve psikolojik açıdan da önemli sonuçları vardır. Bu bölgenin anatomik olarak kompleks yapılar içermesi sebebi ile maksillofasiyal rekonstrüksiyonu zor bir işlem olmaya devam etmektedir (132). Kraniofasial deformasyonlar için tam olarak uygun bir materyal henüz bulunmamasına rağmen PEEK ile iyi neticelere ulaşılmıştır. PEEK, kimyasal olarak inert oluşu, buhar veya gama ışığı ile sterilize edilebilmesi, kortikal kemik dokusuna yakın elastisitesi (133), biyolojik olarak uyumlu, güçlü ve radyolusent oluşundan dolayı, diğer greft materyallerine iyi bir alternatif olarak kabul edilmektedir (134). Kraniofasial deformitelerde kullanılan PEEK Şekil 10'da gösterilmiştir.

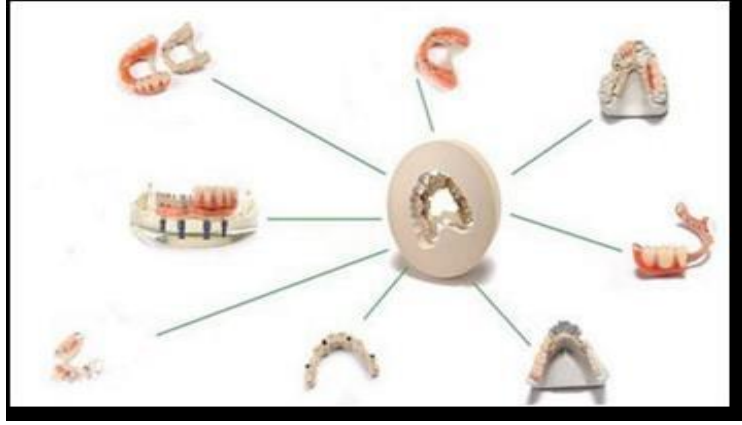


Şekil 10: Kraniofasial deformitelerde kullanılan PEEK

Femur ve tibia fiksasyonu için CFR-PEEK'in uygun bir materyal olduğu çalışmalarda bildirilmiştir (135).

2.2.7. PEEK'in Dental Kullanım Alanları

Diş hekimliğinde PEEK; geçici abutment, implant materyali, implant destekli bar, sabit protez alt yapı materyali, hareketli protezlerde ana bağlayıcı, kroşe ve diğer komponentler olarak kullanılmaktadır (136). Diş hekimliğinde kullanılan PEEK Şekil 11'de gösterilmiştir.



Şekil 11: Diş Hekimliğinde PEEK

2.2.7.1. PEEK'in İmplant Materyali Olarak Kullanımı

Dental implantlar diş kaybı yaşayan birçok hastanın yaşam kalitesini arttırmada en etkili tedavi yöntemleri arasındadır. 1960'ların sonunda Branemark tarafından tanıtılan saf titanyum oral kemik içi implantlar için en fazla tercih edilen malzeme olarak bilinmektedir (137). Titanyumdan yapılmış implantlar iyi fizikokimyasal ve mekanik özelliklere, biyouyumluluğa sahipken yorulma stresine ve korozyona karşı yüksek direnç gösterir. Buna karşın titanyuma karşı aşırı duyarlılık, titanyumun düşük ışık iletiminden dolayı yüksek gülümseme hattı, ince mukoza biyotipi veya mukoza resesyonu olan hastalarda estetik problemler oluşturmaktadır (138). Bu gibi dezavantajlarının yanı sıra titanyum implant ve çevresindeki kemik dokusunun elastik modülüsündeki farklılıktan (titanyum 110 GPa, kortikal kemik 14 GPa) ve implant-kemik ara yüzünde stresten dolayı implant ve vida kırığı, peri-implantitis ve kemik kaybı gibi çeşitli sorunlarla karşılaşılabilen çalışmalarda bildirilmiştir (139). Metal alaşımlı implantların dezavantajlarından bir diğeri ise bilgisayarlı tomografi (BT) ve manyetik rezonans görüntüleme (MRI) işlemlerinde radyopak olmasından dolayı sınırlandırma getirmesidir. Buna ilaveten metal içermeyen materyallerden yapılmış dental rekonstrüksiyon talep eden hastaların sayısı da giderek arttığı için titanyuma alternatif malzemeler diş hekimliğinde kullanılmaya başlanmıştır (140). PEEK implant Şekil 12'de gösterilmiştir.



Şekil 12: PEEK İmplant

Titanyuma alternatif olarak, yaklaşık 40 yıl önce alüminyum oksitten yapılmış seramik implantlar tanıtılmış, fakat sık kırılma insidansı nedeniyle titanyuma alternatif olamamıştır. Günümüzde seramik diş implantları doğal dentisyona benzeyen renk, mekanik özellikler, biyouyumluluk ve düşük plak afinitesi nedeniyle titanyuma daha iyi bir seçenek olarak görünen zirkonyumdan yapılmaktadır (141). Fakat Andreiotelli ve ark.(142) Literatür üzerine yaptıkları sistematik bir derlemede, bilimsel verilerin seramik implantların günlük kullanım için henüz yeterli olmadığı sonucuna varmıştır. Ayrıca zirkonyumun 210 GPa'lık yüksek elastik modülü titanyumla karşılaştırıldığında çevre kemik dokusunda daha yüksek strese sebep olduğu bildirilmiştir.

Titanyuma alternatif olarak gösterilen bir diğer biyouyumlu malzeme elastik modülü kemiğe çok yakın olan PEEK'tir. PEEK *in vivo* yapılan çalışmalarda bozulmaya karşı direnç gösterdiğinden, Nisan 1998'de ticari olarak implantlar için uzun vadeli bir biyomalzeme olarak önerilmiştir. O zamandan beri PEEK, ortopedi ve travmatoloji alanlarında metalik implantlara alternatif yüksek performanslı bir termoplastik polimer olarak kullanılmaktadır. PEEK titanyum ile kıyaslandığında bir diş implant malzemesi olarak bazı klinik avantajları vardır. Daha az alerjik reaksiyonlara neden olur, radyoaktiftir ve manyetik rezonans görüntülemeye daha az artefakt oluşur, gri ve bej renkleri ile titanyumdan daha estetik bir görünümü vardır (143).

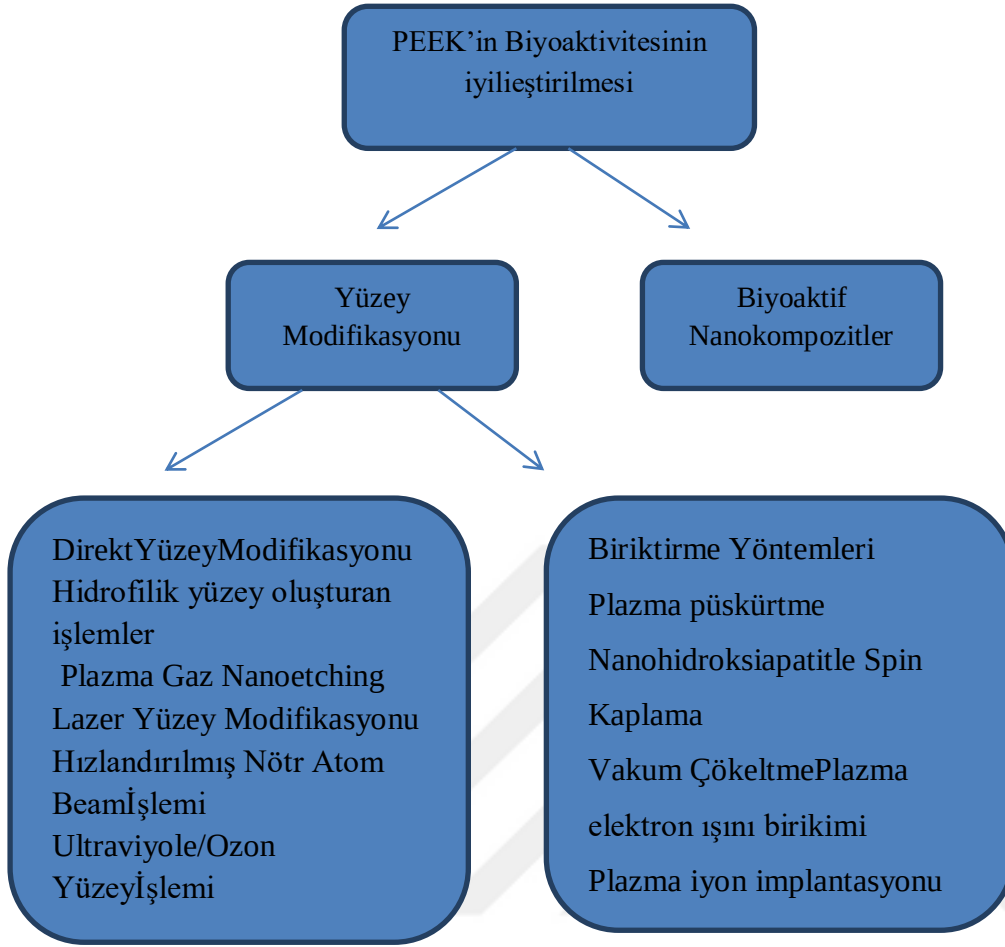
Wolff yasasına göre kemik üzerine uygulanan yüke göre tekrardan şekil alabilmektedir. İmplant etrafında kemikte oluşan stresin düşürülmesi, anormal yükleri azaltırken normal yüklerin korunması sağlanarak implant etrafındaki yıkım önlenir. Yapılan çalışmalarda sonlu elemanlar analizinde, CFR-PEEK implantların, kemiğe titanyumdan daha az stres iletimine neden olabileceğini bildirmiştir. Fakat PEEK diş implantları rutinde klinikte kullanılmadığından insan deneklerinde PEEK ve titanyum implantlar etrafında kemik rezorpsiyonu arasında bir fark olup olmadığı henüz bilinmemektedir. Sarot ve ark.(144) %30

CFR PEEK ve Titanyum implantların stres dağılımını sonlu eleman analizi kullanarak karşılaştırmış, %30 CFR PEEK ve titanyum implantların stres dağılımında bir fark olmadığını rapor etmişlerdir. Sarot ve ark.(144) yaptığı çalışmanın sonuçlarına dayanarak Schwitalla ve ark.(145) sonlu eleman analizi kullanarak üç dental implant materyalinin: Titanyum, doldurucusuz PEEK ve CFR PEEK'in biyomekanik davranışını kıyasladı. Doldurucusuz PEEK daha yüksek stres dağılımı ve maksimum deformasyon gösterirken, titanyum ve CFR PEEK benzer stres dağılımları gösterdi (145). Gerçekten de kemik dokusunda PEEK implantlarının titanyum implantlardan daha az stres üretip üretmediğine karar vermek için daha fazla klinik çalışma yapılmalıdır.

Titanyumla karşılaştırıldığında PEEK'in düşük osteokondüktif ve suyu sevmeyen özelliklerinden dolayı daha az osteoblast farklılaşmasını teşvik ettiği çalışmalarda gösterilmiştir. Fakat oldukça az sayıda çalışma PEEK'in osseointegrasyon açısından zirkonyum ve titanyum gibi geleneksel implant materyalleri ile arasında anlamlı bir fark olmadığını göstermiştir (146). Wenz ve ark.(147) yaptıkları çalışmada doldurucusuz PEEK'in *in vitro* hücrelerin proliferasyon hızı üzerinde anlamlı bir etkisinin olmadığını göstermiştir. Aksine yakın tarihli çalışmalar, PEEK'in yüzeyde hücrel proliferasyon oranının düşmesine neden olabilecek mRNA oluşumunu inhibe ettiğini ve sitotoksik etkilerin uzun vadede üretilebileceğini göstermiştir (148).

PEEK polimerinin mekanik, biyolojik ve osteokondüktif özelliklerini daha iyi yapmak ve sonuç olarak biyoaktivitesini arttırmak için çeşitli yöntemler önerilmiş ve bu yöntemler genel olarak PEEK yüzey modifikasyonları ve biyoaktif PEEK nanokompozitleri olmak üzere iki ana gruba ayrılmıştır (148). PEEK'in biyoaktifleştirmesinin iyileştirilmesi Tablo 5'te gösterilmiştir.

Tablo 5: PEEK'in Biyoaktivitesinin iyileştirilmesi



2.2.7.2. PEEK Ortodontik Teller

PEEK estetik ortodontik tel olarak kullanılabilir. Polietilen sülfon (PES) ve polivinil diflorür (PVDF) gibi diğer polimerlerle karşılaştırıldığında, PEEK ortodontik telleri daha yüksek ortodontik güç sağlar. Benzer ortodontik kuvvetler, titanyum-molibden (Ti-Mo) ve nikel-titanyum (Ni-Ti) tellerle karşılaştırıldığında elde edilir (149).

2.2.7.3. PEEK 'in Protetik Kullanımı

20. yüzyılın sonuna doğru PEEK, özellikle tıbbi alanda, ortopedi alanında, metal bileşenli implantlara alternatif oluşturarak yüksek performanslı termoplastik materyal olarak kullanılmaya başlanmıştır. Ayrıca dental implant materyali olarak da kullanılması için

alışmalar yapılsa da, günümüzde dental implant materyalinden ziyade; protetik materyal olarak popülarite kazanmıştır (150).

2.2.7.3.1. PEEK' in İmplant Abutmenti Olarak Kullanımı

Val ve ark.(151) yaptıkları çalışmada titanyum ile güçlendirilmiş PEEK abutmentlerin, yüksek biyouyumluluğun dikkate alındığı takdirde konvansiyonel abutmentlere alternatif olarak sunulabileceğini ve kemik yükseklığı ile yumuşak doku stabilitesinin korunmasında başarılı olduğunu bildirmişlerdir. Titanyum takviyesinin PEEK abutmentlerin direncini arttırdığı görülmüştür. PEEK abutmentler üstünde gerçekleştirilen mekanik testler titanyum abutmentlere yakın sonuçlar verdiği görülmüştür. Bununla birlikte PEEK'ten üretilen implant destekli protezlerin belli bir kemik koruma etkisinin olduğu doğrulanmıştır. PEEK abutment şekil 13'te gösterilmiştir.



şekil 13: (A) Bredent Blue Sky Narrow Implant®. (B) Titanyum Abutment. (C) PEEK (Elegance) Abutment (33)

PEEK üreticilerinden biri olan Juvora (JuvoraLtd. Thornton Cleveleys, Lancashire, İngiltere)'ya göre, abutment vidaları 15 Ncm'lik bir tork ile sıkılmalıdır. Klasik abutment vidaları, genel olarak titanyum-aluminyum-vanadyum (Ti6Al4V) alaşımından imal edilmektedir. Böyle vidanın belirtilen değerden fazla bir torkla, sıkıştırılması halinde, PEEK yapısı vidanın yüksek rijitliği (elastik modülü: 120 GPa) nedeniyle şekli kalıcı değişebilmektedir. Ayrıca, bu tarz şekil değişiklikleri ağız içerisinde çiğneme kuvvetleri ile de oluşabilmektedir. Böyle bir durumda, protezlerin PEEK yapısına benzer elastik özelliklere sahip olması için geleneksel abutment vidalarının PEEK'ten üretilen vidalarla değiştirilmesinin avantaj sağlayacağı bildirilmiştir(152). Schwitalla ve ark.(152) PEEK'ten üretilen abutment vidalarının gerilim kuvvetini incelemek ve bunları abutment vidalarının mekanik gereksinimleriyle ilişkilendirmek amacıyla yaptıkları çalışmalarında, PEEK'ten üretilen 1,6 mm'lik bir abutment vidasının, en az % 50 oranında fiber takviyesinin vidanın dış yüzeyine çok yönlü olarak yapılması durumunda kullanılabileceğini bildirmişlerdir. PEEK'in

diğer kompozitlerinden üretilen vidaların ise mekanik gereksinimleri yerine getirebilmesi için daha büyük boyutlarda üretilmesi gerektiği bildirilmiştir. PEEK materyalinden üretilen vidalar, titanyum vidalardaki gibi vida kırığına yol açan korozyona uğramamaktadırlar (153). PEEK'in düşük sertlik derecesine dayanarak, implantın iç yivlerinden kaynaklanan materyal aşınmasına maruz kalma riskinin azalabileceği bildirilmiştir(154). Ayrıca, abutment vidasının kırılması durumunda, implantın içinde kalan parçanın çıkarılması daha kolay olacaktır. Neumann ve ark. yaptıkları çalışmada, PEEK abutment vidalarının kırılmaya karşı dirençli olduğunu bildirmişlerdir(155).

Koutouzis ve ark.(156) yaptıkları çalışmada, PEEK ve titanyum abutmentlerin çevresinde yumuşak dokuda enfeksiyon ve kemik yıkımı arasında önemli bir fark olmadığını bildirmişlerdir. PEEK materyalinin biyouyumluluğu düşünülerek, iyileşme başlıklarının da PEEK'ten üretilebileceği bildirilmiştir.

Ayrıca PEEK abutmentlerin oral mikrobiyal flora afinitesi titanyum ve zirkonyum dioksit abutmentlerle benzer bulunmuştur (157).

2.2.7.3.2.PEEK'in Hareketli Bölümlü Protezlerde Kullanımı

Parsiyel dişsiz hastaların rehabilitasyonu için kullanılabilen ve ucuz olan Co-Cr alaşımlarından üretilen hareketli bölümlü protezler de tedavi yöntemlerinden biridir. Metal kroşelerin estetik olmaması, protezin artan ağırlığı, metalik tat ve metal alaşımlarına karşı alerjik reaksiyonlar, klinik uygulamada poliamid ve asetal rezinler gibi bazı termoplastik materyallerin üretilmesine neden olmuştur (158). PEEK parsiyel protez Şekil 14'te gösterilmiştir.



Şekil 14: PEEK Parsiyel Protez

Poliamid materyalleri, estetik olmalarının yanında düşük elastik modüllerinden dolayı, dayanak dişler üzerindeki rotasyonel kuvvetlerin azalmasını sağlar. Poliamid 'den üretilmiş

hareketli bölümlü protezlerinde (özellikle Kennedy sınıf I ve II vakalarda), oklüzal tırnak eksikliği, rijit alt yapılar olmamaları ve astarlamadaki yetersizlikler bu protezlerin dezavantajı olarak bilinmektedir (158).

Asetal rezinler poliamidlerle kıyaslandığında daha tutucu kroşeler, bağlayıcılar ve destekleyici unsurlar daha rijit bir alt yapı oluşturmakta ve gerekli mekanik desteklik sağlamaktadır. Ancak, aset al rezinler doğal olarak saydam ve rengi canlı değildir (159).

Belirtilen materyallere alternatif olan PEEK, hareketli bölümlü protezlerde alt yapı malzemesi olarak kullanılmaya başlanmıştır. PEEK polimerinin renginin beyaz olmasından dolayı klasik metal alt yapılara göre estetiği daha iyidir. Alerjik reaksiyonların ve metalik tadın ortadan kaldırılması, yüksek cilalama kalitesi, düşük plak afinitesi ve aşınma direncinin yüksek olması avantajlarındandır. Tüm bu avantajlarına rağmen Tannous ve ark.(160), PEEK materyalinden üretilmiş kroşelerin, Co-Cr kroşelere kıyasla daha düşük retantif kuvvete sahip olduğunu bildirmişlerdir. PEEK'ten yapılan kroşeler, materyalin düşük plak afinitesine bağlı olarak, özellikle dokuya yakın olan vakalarda, sağlıklı periodonsiyum ile sonuçlanmaktadır.

Zoidis ve ark.(103) yaptıkları çalışmada lingual bar yerine lingual plak kullanmasına rağmen hareketli bölümlü protezlerin (BioHPP) Co-Cr ile yapılan hareketli bölümlü protezlere göre %27,5 daha az ağırlığa sahip olduğunu rapor etmiştir (103). PEEK malzemeleri ile ilgili yapılan in vitro çalışmalarda, 1200 N'dan daha yüksek kırılma değerleri rapor edilmiştir, bu materyalin hareketli protez altyapısı olarak kullanıldığında gerilim stresi altında nasıl davrandığına dair yeterli bilimsel veri yoktur. Uzun süreli klinik takip eksikliğinden dolayı, metal alerjisi bulunan hastalarda hareketli bölümlü protez altyapısı için PEEK'in dikkatli bir şekilde kullanılması önerilmektedir (161,162).

PEEK materyalinin ayrıca obturatör olarak kullanılmaktadır. Ancak, klasik akrilik protezlere göre PEEK obturatörlerin işlevini değerlendirmek için daha çok çalışma yapılması gerektiği bildirilmiştir (163).

2.2.7.3.3. PEEK'in Sabit Bölümlü Protezlerde Kullanımı

Günümüzde diş hekimliğinde hastaların artan estetik gereksinimleri nedeniyle metal içermeyen restorasyonlar daha da önem kazanmaktadır. PEEK metalik olmayan renk, düşük ağırlık ve kırılmaya karşı yüksek mukavemetinden dolayı, sabit bölümlü protezler için alternatif bir malzeme olarak kullanılmaktadır. PEEK suda çözünmez ve diğer malzemelerle

düşük reaktiviteye sahiptir, bu nedenle ağızdaki diğer metallerle temas ettiğinde korozyona uğramaz. Bu durum metal alerjisi olan veya metalik tada hassas olan hastalar için uygun bir alternatiftir. Kompozitle veneerlenmiş PEEK malzemesi metal seramik restorasyonlardan daha kolay tamir edilebildiğinden, ağız içerisinde aşınmadığından ve işleme sırasında malzeme özelliklerinde bozulma görülmediğinden bu materyal sabit bölümlü protezlerde altyapı malzemesi olarak tercih edilebilir (164). PEEK sabit protez Şekil 15’te gösterilmiştir.



Şekil 15: PEEK Sabit Protez

Seramikler, yüksek elastik modülü 210 GPa olan yüksek sertlikte materyallerdir. Alumina gibi yüksek sertlikte materyallerin kullanımı, oklüzal kuvvet iletimi esnasında restorasyon ve dayanak dişlerin biyomekanik özelliklerini olumlu yönde etkilemeyebilir. PEEK ve kompozit rezinlere benzer daha düşük elastik modülü bulunan malzemelerin, adeta stres kırıcı işlevi görerek oklüzal gerilim seviyesini düşürdüğü bildirilmiştir (164).

PEEK materyali, çekme ve basma kuvvetleri karşısında büyük deformasyonlara karşı koyabilen, 1383 N'a kadar basma kuvvetlerine dayanabilen ve plastik deformasyonu yaklaşık 1200 N'dan başlayan bir materyaldir. Molar bölgede 909 N'luk maksimum ısırma kuvveti olduğu dikkate alındığında PEEK materyali, kron ve köprü restorasyonlar için tercih edilebilir bir alt yapı malzemesi olarak önerilmektedir (165).

Stawarczyk ve ark.(166) yapmış oldukları çalışmada, PEEK materyalinden üretilmiş, 7.4 mm²'lik bağlayıcı çapına sahip, veneerlenmemiş 3 üyeli alt yapıları incelemişler ve 1200 N'luk basma kuvvetinde deformasyon ve 1385 N'da ise bağlayıcıda kırılma olduğunu bildirmişlerdir. Bundan dolayı PEEK materyalinin, hareketsiz protezler için uygun alt yapı maddesi olduğunu bildirmişlerdir. Sürtünmeye ve aşınmaya karşı dirençleri PEEK materyalinin, bar ve teleskop kron gibi hassas tutuculu unsurlarda da kabul edilebilir bir alt yapı materyali olmasını sağlamaktadır (167). PEEK teleskop kron Şekil 16'da gösterilmiştir.



Şekil 16: PEEK Teleskop Kron

2.2.8.PEEK Materyaline Uygulanan Yüzey İşlemleri

PEEK'in tek başına restorasyon olarak kullanımı düşük translüsens, grimsi veya kar beyazı renginden dolayı sınırlıdır. Daha iyi estetik elde etmek için PEEK altyapıların kompozit ile kaplanması gerekmektedir (168). Düşük yüzey enerjisinden PEEK ile rezin kompozitler yüzeyleri arasında yeterli bağ kuvveti sağlamak zorluk oluşturmaktadır. Bu durum PEEK'in klinik olarak kullanımında bir problem olarak kalmaya devam etmektedir (169). Doldurucusuz PEEK ile kompozitler arasında bir bağlanma olmadığı çalışmalarda gösterilmiştir (170). PEEK ile iyi bir bağlanma elde etmek için yüzey işlemleri ile yüzey pürüzlülüğünü arttırarak rezinlerin mikroretantif alanlara akmasını sağlayarak bağ kuvvetini arttırmaktır. Yüzey pürüzlülüğünün artması yüzey gerilimini azaltarak hidrofiliteyi ve yüzey alanını arttırır, mikromekanik tutuculuk sağlar (171).

Bu işlemlerden ilki PEEK yüzey pürüzlülüğünün arttırılması ve primerlerin mikromekanik sabitlenmesiyle sonuçlanan kumlama çalışmalarıdır(172). Diğer yöntemler; rokatek prosedürü , konsantre sülfürik asitle aşındırma, Piranha çözeltisi (hidrojen peroksit ve sülfürik asit karışımı) veya hidroflorik asitle pürüzlendirme birçok çalışmada rapor edilmiştir. Genel olarak malzemenin ıslanabilirlik ve sürtünme katsayısı gibi birçok özelliği yüzey pürüzlendirme işlemlerinden önemli ölçüde etkilemektedir (173).

2.2.8.1.Alüminyum Oksit Partikülleri ile Kumlama

Kumlama; 50 µm'den 250 µm'ye kadar çeşitli boyutlardaki alüminyum oksit partiküllerinin, belirli bir mesafeden ve basınç altında PEEK yüzeyine püskürtülmesi sonucu yüzeyde pürüzlülük ve buna bağlı retansiyon alanları oluşturulması mantığına dayanmaktadır. Bu konuda yapılan araştırmalarda genellikle 50 µm veya 110µm büyüklüğünde Al₂O₃

partikülleri 2,5MPa veya 4MPa bar basınç altında yaklaşık 10 mm. mesafeden 10 sn. sürede uygulanmıştır. Alüminyum oksit partikülleri ile kumlama işleminin PEEK yüzey pürüzlülüğünü arttırdığı ve aşındırılmış PEEK yüzeylerinin kompozit reçinelerle daha güçlü bir mikromekanik bağlantı kurduğu çalışmalarda rapor edilmiştir (174).

2.2.8.2.Asit ile Pürüzlendirme

PEEK polimerinin çözünebileceği tek kimyasal solüsyon sülfürik asittir. PEEK'in ideal yüzey özelliklerine ve bağlanma mukavemetine ulaşmak için en uygun sülfürik asit aşındırma konsantrasyonunun etkileri hakkındaki mevcut bilgiler oldukça sınırlıdır (175).

2.2.8.3.Plazma ile Pürüzlendirme

Plazma genellikle gazların iyonize olduğu ve elektronların atomlarından ayrıldığı maddenin dördüncü halidir. Bu işlem genellikle azot, oksijen, argon ve hidrojen gibi gazların radyo frekansı (rf), mikrodalga veya sıcak filaman deşarjından gelen elektronlarla uyarılmasıyla yapılır. Plazma ile yapılan yüzey modifikasyonu, polimerik malzemeler işlemek için 20 yıldan uzun süredir yaygın olarak kullanılır. Plazma üretilen yüklü parçacıklar, işlenmiş yüzey üzerinde organik kalıntıların giderilmesi, yüzey aktivasyonu gibi belirli etkilere neden olur (176).

2.2.8.4.Lazer ile Pürüzlendirme

Lazer yüzey modifikasyonları yüksek çözünürlükleri, çalışma hızları, genel özelliklerde değişiklik yapmaması nedeniyle PEEK yüzey özelliklerini iyileştirmek için ümit verici bir alternatiftir (177). Lazer yüzey işlemleri; zirkonyum dioksit, alüminyum oksit ve polimerik malzemelerin yüzey pürüzlendirme ve bağlanma dayanımını arttırmada etkili bir şekilde kullanılmıştır (178,179).

2.2.8.5.Aktif Monomer İçeren Ajanların Kullanımı ile Pürüzlendirme

PEEK materyali ile kompozit rezinler arasında güçlü bir bağlantı kurmak amacıyla PEEK polimerlerine yüksek afinitesi olan ve fonksiyonel monomerler içeren primerler kullanılmaktadır. Adeziv sistemlerin kimyasal içeriği ve çözücüler, PEEK'e dayanıklı bir bağ oluşturmada önemli rol oynamaktadır. En yüksek başarı gösteren monomerlerden biri metil

metakrilat (MMA)'tır. MMA monomerlerinin PEEK yüzeylerini şişirerek aktif bir yüzey oluşturduğu ve bağlanma dayanımını arttırdığı çalışmalarda rapor edilmiştir (180).

2.2.8.6.Tribokimyasal Kaplama ile Pürüzlendirme

Tribokimyasal silika kaplama yöntemi, PEEK yüzeyini silika ile kaplamak için silika partiküllerinin materyal yüzeyine püskürtülmesi esasına dayanmakta, ek olarak yüzeyin pürüzlendirilmesini sağlamaktadır. Hem laboratuvar hem de klinik kullanıma uygun türleri bulunmaktadır (180).

2.3.Oral Profilaktik Enstrümanlarının Protetik Restorasyonlara Etkileri

2.3.1.Mikrobiyal Dental Plak

Mikrobiyal dental plak, dişler ya da ağız içindeki tüm katı yüzeyler üzerine yapışan mikroorganizma topluluğudur. Mikrobiyal dental plak, ekstraselüler bakteri türleri, tükürük ve dişeti oluğu likidinden oluşan bir matriks içine yerleşen bakterilerden meydana gelmekte ve ortama asit, endotoksin ve antijen gibi iritanlar salgılayarak zamanla dişlerin çürümmesine ve destek dokularda kayıplara neden olmaktadır (181). Dişlerde ve restoratif materyallerde dental mikrobiyal dental plak oluşumunun periodontal hastalık oluşumunda etkili olduğu görülmüştür (182).

2.3.1.1.Mikrobiyal Dental Plak Oluşumunu Etkileyen Faktörler:

Yüzey pürüzlülüğü ve serbest yüzey enerjisi(SYE), bakteri yapışmasının sadece malzemenin yüzey özellikleriyle değil yüzey pürüzlülüğüyle de ilişkili olduğu, plak birikim oranını saptamada en önemli unsurlardan birinin yüzey pürüzlülüğü olduğu bildirilmiştir (183,184). Yüzeyin pürüzlü olması serbest yüzey enerjisinin de fazla olmasına neden olmaktadır. Bu da plak oluşumuna yatkın olmasını sağlamaktadır. Çalışmalarda yüzeyin pürüzlülüğü biyofilm adezyonu etkilerken biyofilmin büyüme ve yetiştirme sonrası biyofilme etkisinin olmadığı görülmüştür (185).

2.3.1.2.Mikrobiyal Dental Plak Kontrolü

Plak kontrolü, dental plağın ağızdan uzaklaştırılarak, plağın dişler ve dişlere komşu dişeti yüzeylerinde birikimine engel olmaktır. Bu sayede gingival olukta biriken bakteri plağı ve içeriğinin uzaklaştırılmasıyla uzun dönem periodontal sağlığın korunması ve diş

çürüklerinin önlenmesi hedeflenmektedir (186). Mikrobiyal dental plak kontrolü mekanik ve kimyasal olarak yapılmaktadır (187).

Mikrobiyal dental plağın uzaklaştırma yolları;

- mekanik: diş fırçalama, el aletleri, sonik-ultrasonik aletler, air flow, lazer
- kimyasal
- kombine(mekanik+kimyasal) olarak sınıflandırılır (188).

Diş hekimliği literatüründe, pek çok araştırmacı bu yöntemlerin avantaj ve dezavantajlarını incelemiştir (189).

2.3.1.2.1.El Aletleri (manuel) ile Temizleme

Manuel diş temizleme ve kök temizliği için uygulama alanına sokulmuş birçok alet bulunmaktadır. Tüm el aletlerinde taşıyıcı, gövde ve çalışan uç olmak üzere toplam 3 bölüm bulunur. Taşıyıcı kısım kurşun kalem kalınlığında olup, hafif geniş olduğu zaman elle kavranması daha kolaydır. Gövde kısmı ya düz ya da ağzın değişik bölümlerinde çalışabilmek için açıldırılmıştır. Çalışan uç kısmı ise aletin fonksiyonunu belirlemek için şekillidir. El aletleri ya tek sonlu, ya da çift sonlu olarak yapılmıştır (190). El aletleri çalışan ucun işlevine göre 4 grupta toplanır. Bunlar, orak şeklindeki kazıyıcılar, küretler, çapa şeklindeki kazıyıcılar ve eğe şeklinde olanlardır (191).

2.3.1.2.2. Ultrasonik Kazıyıcılar (scaler)

Ultrasonik titreşimin detertraj işleminde kullanımı, 1958 yılında ultrasonik kazıyıcıların (kavitron) piyasaya sürülmesi ile başlanmıştır. Periodontolojide diş yüzeyi temizliğinde kullanılan ultrasonik aygıtlar saniyede 25.000-40.000 arasında titreşim yapmaktadır (192).

Ultrasonik kazıyıcıların(UK) el ile tutulan kısmında bulunan metal çubuk yüksek frekansta titreşim oluşturmaktadır. Bu titreşimler cihazın metal ucuna iletilir. Ucun kısa açılarla hareket ettirilmesiyle, supra ve subgingival plak ve diştaşı kolayca uzaklaştırılır (193).

Ultrasonik kazıyıcıların uygulaması sırasında titreşim yapan, sert ve yumuşak dokuyla temas eden ucunda sıcaklık artar. Bu sıcaklık artışı, basınçlı su ile engellenir. Su cihazın uç

kısmına çok yakın mesafeden çevreye birçok yönde hızlıca ulaşarak soğutulmasını sağlar. Suyun bu şekilde yayılmasıyla su tanecikleri içinde hava boşlukları oluşur. Bu olaya da kavitasyon adı verilir. Bu kavitasyonun etkisiyle diş yüzeyinin temizlendiği bildirilmiştir. Cihazın çalışan ucunun birçok şekli vardır. Bunlardan universal uçların, birçok alanda kullanıldığı bildirilmiştir (194).

Kök yüzeyinde oluşan pürüzlülük ucun titreşim mesafesi ve uygulanan basınçla doğru orantılıdır. Aygıt ucunun diş taşı ile temas edip diş ile arasında dar bir açı olması gerekir. Ayrıca uca uygulanacak basınç minimum olmalıdır (195). Bu aletlerin el aletleri kadar hassas dokunma duyusu yoktur. Dolayısıyla sond ile muayene edilmelidir. Ultrasonik kazıyıcılar, kalbinde pil olan hastalarda pilin fonksiyonunu olumsuz şekilde etkileyebilir. Ayrıca maksillada kullanıldıklarında, hastalarda geçici duyma bozukluğu ve kulakta çınlamaya sebep olduğu da saptanmıştır (196).

Ultrasonik kazıyıcıların hasta ve hekim tarafından tercih edilme nedenleri; çalışma sürelerinin kısa olması, travmanın daha az olması ve kullanımı sonrasında daha az rahatsızlıklara neden olması gösterilebilir. Ultrasonik kazıyıcılar ile başlangıç diş taşı temizliğini, daha sonra el aletleriyle artık diş taşlarının çıkarılması daha sağlıklı bir uygulama olacaktır (197).

Ultrasonik kazıyıcıların kullanımı sırasında yerine getirilmesi gereken bazı kurallara vardır. Bu kuralların birincisi, Ultrasonik kazıyıcıların kullanımı esnasında aerosol ve su akımı oluşturulmalı ve ultrasonik kazıyıcıları kullanırken güçlü bir aspiratör kullanmak gereklidir. İkincisi, cihazı kullanan hekim ve yardımcılarının maske takması gerekmektedir. Üçüncüsü, cihazın kullanılırken su akışı ve elektrik frekansının uygun şekilde ayarlanmalıdır. Isının çok yükselmesi engellenmelidir. Dördüncüsü, diş ve dişeti yüzeyinde iatrojenik yıkımlardan kaçınılmalıdır. Çalışan uç, hafif şekilde ileri-geri hareketlerle ve ucun dişin uzun eksenine paralel olmasına özen gösterilerek kullanılmalıdır. Aygıt, maksimum 15 saniye diş yüzeyinde tutulmalıdır (198).

2.3.1.2.3. Air Flow

Kök yüzeyi düzleştirmesi ve plak uzaklaştırılması klasik olan polisaj işlemi ile bitirilmelidir. Birçok in vitro çalışmada profesyonel enstrümantasyonun iatrojenik etkileri olduğu gösterilmiştir (199). Dişin polisajında kullanılan en yaygın yöntem döner lastik ve

pomza kullanımıdır. Bu yöntem yerleşmiş renkleşmelerde sıklıkla hayal kırıklığı yaratır, uzun bir zaman gerektirir ve hekim için de yorucudur. Daha etkili ve hızlı işlemler yapabilmek için yeni enstrümanlar geliştirilmiştir ve bunlardan biri de basınçlı hava, su, sodyum bikarbonat püskürten air flow enstrümanlarıdır (200).

Air flow enstrümanlar ile lastik-pomzayı karşılaştıran in vivo ve in vitro çalışmalar, air flow cihazların en etkin ve hızlı yöntem olduğunu göstermiştir (201). Air flow politür enstrümanlarında, ince sodyum bikarbonat partikülleri hava ve su ile karıştırılarak kök yüzeyine püskürtülür. Bu işlemlerin el ile yapılması; teknik beceri ve zaman gerektiren aynı zamanda her zaman da arzu edilen hedefe ulaşamayan bir yöntemdir (202).

Otomatik politür metoduna ‘air flow politür’ veya ‘jet politür’ de denilmektedir. Bu işlemde plak ve dış kaynaklı renklenmeler mekanik abrazyon ile uzaklaştırılır. Uzun dönem çalışmaları olmamakla birlikte işlem süresinin kısaltılması gibi avantajları mevcuttur. Kullanılan abrazyivler çok ince grenlidir ve üretici firmanın talimatları doğrultusunda uygulandığında minimal doku hasarı oluşturmaktadır. Gingival çekilmesi olan ve estetik sebepler ile politür talep eden hastalarda kullanımı manuel enstrümanlara göre daha uygundur. Air flow enstrümanların aerosol oluşturmaları, gingival marjine çok yakın tutulduğunda epitelyal hasar oluşturmaları, tuzlu tadı, spreye bağlı olarak çevre dokularda duyarlılık oluşturmaları gibi dezavantajları bulunmaktadır. Bu cihazlar, sodyumu sınırlı diyet uygulayanlarda, solunum yolu hastalığı olanlarda, kontak lens kullananlar ile kompozit restorasyonlarda ve demineralize mine bölgelerinde kontrendikedir (203).

Air flow cihazların plak ve eklentileri özellikle de oluk ve girintilerden daha etkin ve hızlı uzaklaştırabildiği bilinmektedir. Pek çok araştırmacı işlemin daha hızlı olduğu ve hasta tarafından daha iyi tolere edilebildiğine inanmaktadır. Hekimler işlemi mümkün olduğunca kısa sürede bitirmek isterken, hastalar ise muhtemel kök abrazyonu ve hassasiyetten endişe etmektedir. Kök yapısında eksternal kayıplar kök fraktürü için potansiyel risk faktörü olabilmektedir(204).

Bu cihazların kullanımındaki tek sorun yüzey pürüzlülüğü veya sement hasarı da değildir. Cihazın uç ısıısının artması pulpal hasara da yol açabilmektedir. Isı artışı; uygulama süresi ve uygulanan güçteki artışla doğrudan ilişkilidir. Bu durum ek soğutma kullanılarak aşılabilmektedir (205). Çalışmalar; sodyum bikarbonat aerosolünün cilt temasının kızarıklık ve kaşıntıya yol açabileceğini göstermiştir. İşlemden önce dudakların lubrikasyonu hastayı rahatlatır ve sodyum bikarbonat tozunun kurutucu etkisini azaltır (206).

2.4.Lazer

Lazer kelimesi “Light Amplification by Stimulated Emission of Radiation” ifadesinin kısaltılmasından oluşur. Bu ifadenin Türkçe anlamı “Radyasyonun uyarılmış emisyonu ile ışığın güçlendirilmesidir. Lazerin teorik anlamda temeli 1917 yılında Albert einstem tarafından ileri sürülmüş (207), “Lazer” kelimesi ise ilk defa Golda tarafından ortaya konmuştur (208).

2.4.1. Lazer çeşitleri ve özellikleri

Lazerler çeşitli özellikleri baz alınarak farklı şekilde sınıflandırılmıştır (209).

Kaynağındaki aktif maddelere göre:

- Katı maddeli lazerler
- Gazlı lazerler
- Uyarılmış asal gaz halojeniteli lazerler
- Boya tanecikli lazerler
- Yarı iletken çubuklu lazerler

Lazer ışını hareketlerine göre:

- Devamlı ışın verenler
- Nabızsal şekilde ışın verenler
- Dalgalı akım olarak ışın verenler

Dalga boylarına göre sınıflandırma:

- Mor ötesi
- Kızıl ötesi
- Görünen ışık

Tehlike seviyelerine göre lazerlerin sınıflandırılması:

- 1. Sınıf: Bu seviyedeki lazerler çok tehlikeli oluşturmazlar.
- 2. Sınıf: Gücü 1mw’ın altında olan ve ışığı gözle görülen lazerler
- 3. Sınıf: Ciltle temas ettiklerinde tehlike teşkil etmeyen, yangın tehlikesi yaratacak kadar gücü olamayan lazerler
- 4. Sınıf: Yangın tehlikesi oluşturan, cilt ve gözler için tehlike teşkil eden lazerler.

Kullanım alanına göre:

- Tip1 -Argon (Rezin polimerizasyonu, Diş beyazlatması)

- Tip2- Argon (Rezin polimerizasyonu, Beyazlaştırma, Yumuşak doku lazerleri)
- Tip3- Nd: YAG, CO₂, Diyot (Yumuşak doku lazeri)
- Tip4- Er: YAG (Sert doku lazeri)
- Tip 5- Er, Cr: YSGG (Sert doku/Yumuşak doku/Beyazlatma)

Lazer tiplerine göre etki derinliği ve biçimleri Tablo 6’da gösterilmiştir.

Tablo 6: Lazer Tiplerine Göre Etki Biçimleri

Lazer tipi	Etki Derinliği	Kullanım Yeri	Dalga Boyu	Kullanım Biçimi
Nd.YAG	400-500 mikron	Yumuşak dokular Yumuşak dokular Sert dokular	1064 nm	Soft lazer Hard lazer Soft lazer
Diyot	300 mikron	Yumuşak dokular Yumuşak dokular Sert dokular	980 nm	Soft lazer Hard lazer Soft lazer
Diyot	200-250 mikron	Yumuşak dokular Sert dokular	810 nm	Soft lazer Soft lazer
KTP	100-200 mikron	Yumuşak dokular Sert dokular	532 nm	Soft lazer Soft lazer
CO ₂	10 mikron	Yumuşak dokular Sert dokular	10600 nm	Hard lazer Hard lazer
Er:YAG	1 mikron	Sertdokular	2940 nm	Hard lazer
Er:Cr:YSGG	1 mikron	Sertdokular		Hard lazer

2.4.1.1. CO₂ Lazer

Nabızsal ya da devamlı dalga tipine sahip olan bu lazerlerin dalga boyu 10600 nm’dir. Su tarafından emilim gösterir. Yumuşak doku cerrahisinde kullanılmakta olup, güçlü hemostatik ve bakterisit etkiye sahiptir (209).

2.4.1.2. Nd: YAG Lazer

Açılımı Neodymium-doped: Yttrium, Aluminium and Garnet (Nd: YAG) olan bu lazer

1064 nm dalga boyuna sahiptir. CO₂ ve Er: YAG lazer tiplerine göre emilimi su moleküllerine göre daha azdır. Fototermal etkisi ile yumuşak doku cerrahisinde uygulama yeri bulmuştur. Cerrahi uygulamalar sırasında kalın bir pıhtı tabakası oluşturup güçlü hemostaz sağlamaktadır (209,210).

2.4.1.3.Er: YAG Lazer

Kısaltmasının açılımı Erbium-doped: Yttrium, Aluminium and Garnet (Er: YAG) olan bu lazer 2940 nm dalga boyuna sahiptir. Sudaki emilim düzeyi en yüksek olan lazer tipidir. Dişeti altında kalan diş taşı temizliğinde, yumuşak doku ve kemik cerrahisinde kullanılmaktadır. Er: YAG enerjisinin su tarafından emilim göstermesi ile su moleküllerinde oluşan organik bileşenler tarafından emilir. Ortaya çıkan sıcaklığın etkisinden ötürü fototermal bir buharlaşma söz konusu olur. Bu nedenle Er: YAG lazer uygulandığı dokuda ablasyon etkisi oluşturur (209,210,211).

2.4.1.4.Diyot Lazer

Dalga boyu 800-980 nm arasında değişmektedir. Aktif ortamı galyum, arsenid, alüminyum, indiyum gibi elementlerden veya bunların birleşiminden oluşur. Fiberoptik uçları ile dokuya temas ettirilerek kullanılır. Başta hemoglobin olmak üzere diğer pigmentlerden de yüksek oranda emilim gösterdiği için yumuşak doku cerrahisinde kullanılmaktadır(212). Kullanıldığı işlemler kapsamında, frenektomi, gingivektomi, yumuşak doku küretajı yer almaktadır. FDA yumuşak doku cerrahisi için kullanımını 1995 yılında onaylamıştır (209). Diyet lazer Şekil 17’de gösterilmiştir.



Şekil 17: Diyet Lazer

2.4.1.5.Argon Lazer

Argon lazerin iki dalga boyu vardır: Özellikle hemoglobin ve melanin içeren pigment dokular ile pigment barındıran mikroorganizmalar tarafından iyi emilim sağlanır. Periodontolojide yaygın bir kullanıma sahip değildir (209,213).

2.4.1.6.Alexandrite Lazer

Bu lazer 337 nm dalga boyuna sahiptir. Sert (solid) bir lazer türüdür. Kromiyum-doped: Berilyum- Alüminyum-Oksit Krisoberil Alexandrite olarak adlandırılmaktadır. Alexandrite lazer morötesi spektrumunda yer alır, mine ve sement üzerinde yıkıcı bir etkiye yol açamaz (209,213).

2.4.1.7.Excimer Lazer

Kimyasal içeriğine göre 193 nm, ve 308 nm dalga boylarına sahip iki alt tipi vardır. Dalga boyları morötesi spektrumunda yer alır. Diş hekimliğinde kullanımı sınırlıdır (209,213).

2.5.Yüzey Pürüzlülüğü Ölçüm Yöntemleri

Dental materyallerin yüzey profilini incelemek ve değerlendirmek için çeşitli yöntemler kullanılmaktadır. Yüzeylerin incelenmesinde taramalı elektromikroskobu gibi kalitatif metotların yanı sıra yüzey profili analizi gibi kantitatif metotlar da geniş şekilde kullanılmaktadır (214).

2.5.1.Stereomikroskop

Stereomikroskop sabit dürbün ile çalışan, 3 boyutlu görüntü elde eden mikroskop türüdür. Gözle görülen örneklerin düşük büyütmelemlerde incelenmesi amacı ile kullanılmaktadır. Bu mikroskop standart ışık mikroskopları ile karıştırılmamalıdır. Işık mikroskoplarında her iki göz de aynı görüntüyü görmekte ve açısall farklılık yaratılmamaktadır (214).

2.5.2.Profilometre

Yüzey profil analizi, yüzey pürüzlülüğünün incelenmesi için kullanılan yöntemdir ve hassas bir uç ile seçilmiş alandaki bölge anatomisinin taranmasıyla gerçekleştirilir. Profilometre cihazında, elmas tarayıcı bir uç, örnek olarak belirlenmiş yüzeyde gezinir ve elde edilen yüzey pürüzlülüğüne ait veriler dijital olarak hesaplanıp, kaydedilir. Profilometre ile yüzeylerin incelenmesi sırasında Ra, Rz, Rpm ve Rz: Rpm gibi parametreler kullanılabilmektedir (215). Ra (Roughness Average) parametresi yüzeyin ortalama pürüzlülüğünü tanımlar ve pürüzlülük mesafesinin merkez çizgiye olan uzaklığı hesaplanarak aritmetik ortalama ile ölçülür. Rz (Roughness Depth) parametresi yüzeyde ölçülen mesafenin beş parçaya ayrılması, her bir parçadaki tepe ile derin noktalar arasındaki farkın ortalamasının hesaplanması ile elde edilir ve örnek yüzeyin pürüzlülük seviyesini belirtmek için kullanılır (216).

2.5.3.Taramalı Elektron Mikroskobu(SEM)

Manfred von Ardenne öncülüğünde 1930'lı yıllarda geliştirilmiş SEM çok küçük bir alana odaklanan yüksek enerji demetli elektronlarla yüzeyin taranması prensibiyle çalışır. Diğer görüntüleme yöntemleriyle kıyaslandığında ayırım gücü, odak derinliği, görüntü birleştirme gibi birçok pozitif özelliklerinden dolayı araştırmalarda daha çok tercih edilmektedir (217). Modern taramalı elektron mikroskoplarının ayırım gücü 0,05nm'ye kadar indirilmiş ve büyütme miktarı x 5-300000 arasında değişmektedir. Taranacak örneklerin işlemiden önce yapılacak hazırlıkları belirli bir protokole uyularak yapılmalıdır. Örnekler kakodilat buffer solüsyonunda %2,5 gluteraldehit içinde sabitlenir. Ardından konsantrasyonu arttırılan etanol içinde dehidratasyona tabi tutulduktan sonra kimyasal kurutma yapılır. Alüminyum kalıplara oturtulan örnekler altın püskürtme aletiyle 200 Å kalınlığında ince bir altın tabakası ile kaplanır. Tarama işleminde primer elektron demetinin örnek yüzeyindeki dış yörünge elektronları ile etkileşime girmesi sonucu yörüngelerinden atılan düşük enerjili sekonder elektronlar numune yüzeyinde toplanırlar. İkincil elektronların detektörlerce tespiti sonrası toplanmasıyla yüzeyin topografisi, eksternal morfoloji, kimyasal kompozisyon, kristalin yapısı yüzeyinde var olan bileşenler ve yapısı hakkında bilgi edinilebilir. İkincil elektronlar numune yüzeyinin 10 nm veya daha düşük derinliğinden geldiğinden numuneye ait yüksek çözünürlükte topografik görüntüsünün alınmasında çok önemlidir. Örneklerin katı olmasını gerektirmesi, yatay uzunluğu maksimum 100 mm, vertikal uzunluğu 40 mm olan

örneklerin analizi ve Hidrojen, Helyum, Lityum gibi çok hafif elementleri algılayamaması, SEM analiz yönteminin dezavantajlarını oluşturmaktadır (218).



3. MATERİYAL VE METOT

Bu çalışmadaki laboratuvar aşamaları ve mekanik testler Adıyaman Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Protetik Diş Tedavisi Ana Bilim Dalı ve Gebze Teknik Üniversitesi Araştırma Laboratuvarı'nda gerçekleştirildi. Çalışma Adıyaman Üniversitesi Rektörlüğü tarafından 2019/0004 numaralı BAP projesi ile desteklenmiştir.

“Diş Yüzeyi Temizliğinde Kullanılan Aletlerin ve Diyet Lazerin Farklı İçeriklerdeki PEEK (polietereterketon) Materyalleri Üzerine Etkisi” konulu tez çalışmasının amacı diş yüzeyi temizliğinde kullanılan aletlerin ve diyet lazerin 4 farklı tip PEEK materyalinin yüzeyi üzerine etkisinin incelenmesidir. Çalışmamızda kullanılan materyallerin kimyasal kompozisyonu ve üretici firmaları Tablo 7’de, kullanılan cihazlar ise Tablo 8’de gösterilmiştir.

Tablo 7: Çalışmamızda Kullanılan Materyallerin Kimyasal Kompozisyonu

MALZEME	ÜRÜN ADI	ÜRETİCİ FİRMA	İÇERİK	UYGULAMA ŞEKLİ
Doldurucusuz PEEK	Tecapeek MT Natural	Ensinger Gmbh Almanya	PEEK (Polietereterketon)	Doldurucusuz polietereterketon disk örnekleri elde etmek
CFR-PEEK	Tecapeek MT CF30 Black	Ensinger Gmbh Almanya	%30 Karbon Fiber ilaveli PEEK	Karbon fiber ilaveli polietereterketon disk örnekleri elde etmek
GFR-PEEK	Tecapeek GF30 Natural	Ensinger Gmbh Almanya	%30 Cam Fiber İlaveli PEEK	Cam fiber ilaveli polietereterketon disk örnekleri elde etmek
Seramik İlaveli PEEK	BioHPP	Bredent Senden Almanya	%20 seramik dolduruculu PEEK	Seramik ilaveli polietereterketon disk örnekleri elde etmek
Sodyum Bikarbonat	NSK Flash Pearl	Nakanishi Inc. Japan	Air Flow tozu (40 µm)	PEEK disklerin yüzeyine 15 sn uygulandı

Çalışmamızda kullanılan cihazlar ve üretici firmaları Tablo 8’de gösterilmiştir.

Tablo 8: Çalışmamızda Kullanılan Cihazlar Ve Üretici Firmaları

CİHAZLAR	ÜRETİCİ FİRMA
Hassas Kesici Struers Minitom Cihazı	Struers, Ballerup, Danimarka
Epic 10 Diyet Lazer Cihazı	Biolase, Irvine, Amerika
Prophy-Mate neo Air Flow Cihazı	NSK, Tochigi, Japonya
UDS-N2 LED Cavitron Cihazı	Woodpecker, Guanxi, Çin
Veeco dektak 8 Profilometre Cihazı	Dektak, Kaliforniya, Amerika
Laurell WS-650-23 Spin Coate Kaplama Cihazı	Laurell, Amsterdam, Hollanda
FEI (Philips) XL30 SFEG SEM Cihazı	Philips, North Wales, Amerika
IP54 Dijital Kumpas	SHAN, Columbus, OH, USA
Tegranim-20 cila makinesi	Struers, Ballerup, Danimarka
CAD/CAM Cihazı	Redon Hybrid, İstanbul, Türkiye

3.1.Çalışma Aşamaları

- Doldurucusuz PEEK, CFR-PEEK, GFR-PEEK örneklerin hassas kesme cihazı kullanılarak 15 mm çapında ve 3 mm yüksekliğinde kesilmesi
- Seramik ilaveli PEEK örneklerin CAD/CAM ile 15 mm çapında ve 3 mm yüksekliğinde kazınarak hazırlanması
- PEEK örneklerin işlemden önce yüzey parlatma işlemlerinin yapılması
- PEEK örneklerle air flow, ultrasonik kazıyıcı, diyet lazer uygulanması
- PEEK örneklerin yüzey pürüzlülük değerlerinin ölçülmesi
- SEM görüntülerinin alınması
- İstatistiksel değerlendirme

3.1.1.Örneklerin Hazırlanması

Gebze Teknik Üniversitesi Araştırma Laboratuvarı'ndaki Hassas Kesici Struers Minitom (Struers A/S Pederstrupvej 84 DK-2750 Ballerup, Danimarka) kesim cihazı ile su soğutması altında, 400 devir/dk. hızla kesici diskin (Guancheng District, Zhengzhou, Çin) kalınlığı da hesaba katılarak silindirik şeklindeki 15 mm çapındaki doldurucusuz PEEK, CFR-PEEK ve GFR-PEEK çubuklardan her birinden 40 adet toplamda 120 adet 15 mm çapında 3 mm±0,2 mm yüksekliğinde disk örnekler hazırlandı. Çalışmamızda kullanılan seramik ilaveli peek örnekler üretici firma tarafından temin edilmiş 98,5x24 mm boyutunda BioHPP(Bredent,

Senden, Almanya) prefabrik bloklardan CAD/CAM (Redon Hybrid, İstanbul, Türkiye) yardımıyla 15 mm çapında 3 mm kalınlığında disk şeklinde kazınarak hazırlandı(Şekil 18). Örnek boyutları dijital kumpas (IP54 Dijital kumpas, SHAN, Columbus, OH, ABD) ile ölçülerek kontrol edildi. İstenilen boyutlarda olmayan örnekler çalışmaya dahil edilmedi.



Şekil 18: Disk Şeklinde Kesilmiş PEEK Örnekler (CFR-PEEK, seramik ilaveli PEEK, GFR-PEEK, Doldurucusuz PEEK)

Tüm PEEK numuneleri, sabit su soğutması altında 0.3 MPa'lık bir temas basıncında 2 dakika süreyle silikon karbür aşındırıcı kağıtlarla (SiC P500; Struers, Ballerup, Danimarka) parlatıldı. İşlemlerden önce tüm örnekler 2 dakika boyunca ince bir ponza taşı ve keçi kılı fırçaları ile parlatıldı(248).

3.1.2. PEEK Örneklerle Uygulanan Yüzey İşlemleri

Yüzeye polisaj uygulamasının ardından örnekler farklı yüzey işlemlerinin yapılabilmesi için rastgele 16 gruba ayrıldı. Çalışmada bulunan gruplar ve her bir gruptaki örnek sayısı Tablo 9'da belirtilmiştir.

Tablo 9: Çalışmada Bulunan Gruplar Ve Her Bir Gruptaki Örnek Sayısı

Gruplar	Kontrol Grubu(n)	Ultrasonik Kazıyıcı Grubu(n)	Air Flow Grubu(n)	Diyot Lazer Grubu(n)
Doldurucusuz PEEK	10	10	10	10
CFR_PEEK	10	10	10	10
GFR_PEEK	10	10	10	10
BioHPP	10	10	10	10

3.1.2.1.Kontrol Grubu

Kontrol grubundaki PEEK örnekler herhangi bir yüzey işlem uygulaması yapılmadı.

3.1.2.2. Ultrasonik Kazıyıcı Grubu

Ultrasonik kazıyıcı grubunda, yeterli su soğutması ile paslanmaz çelik uçlu (P tipi) bir ultrasonik kazıyıcı (Woodpecker, Guanxi, Çin) kullanıldı. Ultrasonik kazıyıcının ucu PEEK numunelerinin yüzeyine dik olarak 15 saniye boyunca orta güç ayarında ileri geri hareketlerle tutulmuştur. Her bir örneğin yüzeyi ile kazıyıcı ucu arasındaki açı, önceki çalışmalarda prosedürlere uygun olarak 0° 'de tutulmuştur(241).

Çalışmamızda kullandığımız ultrasonik kazıyıcı cihazı Şekil 19'da gösterilmiştir.



Şekil 19: Çalışmamızda kullandığımız ultrasonik kazıyıcı cihazı

3.1.2.3.Air Flow Grubu

PEEK örnekler 40µm partikül boyutunda sodyum bikarbonat partikülleri(NSK Flash Pearl, Co., Japan) bir air flow cihazı(Prophy-Mate Neo, NSK Co., Japan) ile 0.01 MPa basınçta 4 mm'lik mesafeden 15 saniye boyunca dairesel hareketler şeklinde uygulandı(248). Çalışmamızda kullandığımız air flow cihazı Şekil 20'de gösterilmiştir.



Şekil 20: Çalışmamızda kullandığımız air flow cihazı

3.1.2.4. Diyot Lazer Grubu

Diyot lazer grubundaki PEEK örnekler için diyot lazer sistemi (Epic 10 Diyot Lazer Cihazı Biolase, Irvine, CA, ABD) kullanıldı. Lazer cihazı 15 saniyeye ayarlanıp, 940 nm dalga boyunda, 100 mikrosaniye atım süresinde 0,4-10 W'lık bir güç çıkışı ve bir atım aralığı olacak şekilde ayarlanarak uygulandı(219). Çalışmamızda kullandığımız diyot lazer cihazı Şekil 21'de gösterilmiştir.



Şekil 21: Çalışmamızda kullandığımız diyot lazer cihazı (Epic 10 Diyot Lazer Cihazı Biolase, Irvine, ABD)

Yüzey işlem uygulamalarının ardından tüm örneklerin pürüzlülük ölçümlerine bakıldı. Ayrıca her grubun pürüzlülük ölçüm sonuçlarına göre ortalamaya en çok yaklaşan örnek seçilerek Taramalı Elektron Mikroskobu (SEM) ile incelemeleri yapıldı.

3.1.3. Yüzey Pürüzlülük Ölçümü

Gebze Teknik Üniversitesi araştırma laboratuvarında bulunan profilometre (Veeco

dektak 8 Profilometre, Kaliforniya, Amerika) cihazı kullanılarak örneklerin yüzey pürüzlülük ölçümleri yapıldı. Ölçümden önce numuneler aparat yardımıyla sabitlenip, numunelerin merkezinde okuma yüzeyi numunenin yüzeyine dik olacak şekilde beş ölçüm yapılmıştır. Her numuneden yapılan beş ölçümün aritmetik ortalaması(Ra) hesaplanarak, ortalama yüzey pürüzlülük değeri (μm) hesaplandı. Tüm numunelerin SR ölçümleri, 0.25 mm kesme değeri ve 0.01 mm çözünürlük ile gerçekleştirilmiştir. Ra değerlerini (μm) belirlemek için 0.1 mm / s'lik bir ölçüm hızı kullanıldı. Profilometrenin kesinliği her 10 ölçümden sonra bir kalibrasyon bloğu kullanılarak kontrol edildi.

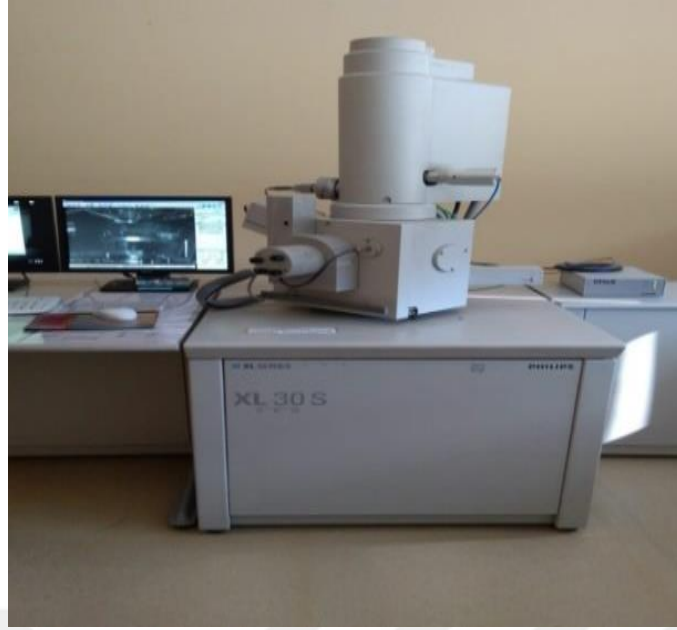
Çalışmamızda kullandığımız Profilometre cihazı Şekil 22’de gösterilmiştir.



Şekil 22: Çalışmamızda kullandığımız Profilometre cihazı

3.1.4.Taramalı Elektron Mikroskobu (SEM) Analizinin Yapılması

SEM analizi için tüm yüzey işlem gruplarından, pürüzlülük sonuçlarına göre ortalamaya en yakın örnekler Gebze Teknik Üniversitesi Araştırma Laboratuvarı’ndaki SEM cihazı (Pilips, North Wales, Amerika) ile incelendi (şekil 23).



Şekil 23: Çalışmamızda kullandığımız Taramalı Elektron Mikroskobu(SEM) Cihazı

Analiz öncesi PEEK yüzeyleri altın kaplama cihazı (Laurell WS-650-23 Spin Coate, Amsterdam, Hollanda) ile örneklerin yüzeyi yaklaşık 15 nm kalınlığında iletken altın alaşımlı nano parçacıklarla (BAL-TEC AG, Liechtenstein) kaplandı (Şekil 24). Ardından SEM cihazında örnekler için x1000 ve x5000 büyütme ölçeklerindeki görüntüleri kaydedildi.



Şekil 24: Çalışmamızda kullandığımız numune kaplama cihazı

3.1.5.İstatistiksel Değerlendirme

Elde edilen verilerin istatistiksel analizi SPSS 20 (Statistical Package for the Social Sciences Inc, Chicago, IL, USA) programı kullanılarak yapıldı. Analiz sonucunda normallik varsayımları her bir grup için ‘Saphiro Wilk’ testi ile analiz edildi. Grupların varyans

homojenliği ise “Levene testi” ile analiz edildi. Test istatistikleri incelendiğinde varsayımların homojen dağılmadığı görüldüğünden verilere ‘Welch’ testi uygulandı. Welch testi sonuçlarına göre gruplar arasında farklılıklar gözlemlendi. Bu nedenle, gruplar arasındaki farkları belirlemek için post-hoc test olan Games – Howell testi kullanıldı. Sonuçlar, $p < 0.05$ anlamlılık düzeyinde değerlendirildi.

4. BULGULAR

4.1.Yüzey Pürüzlülüğü Bulguları

PEEK örnekler farklı yüzey uygulamalarından sonra, örneklerin yüzey pürüzlülüğü değerleri (Ra), kontak profilometre cihazı ile " μm " biriminde ölçüldü. Doldurucusuz PEEK örnekler için ortalama yüzey pürüzlülüğü Tablo 10'da gösterilmiştir.

Tablo 10: Doldurucusuz PEEK Örneklerin Ortalama Yüzey Pürüzlülük Değerleri (kontrol grubu:0,37 μm , ultrasonik kazıyıcı grubu;4,90 μm , air flow grubu;3,28 μm , diyet lazer grubu;1,93 μm).

No	Kontrol Grubu	Ultrasonik Kazıyıcı Grubu	Diyot Lazer Grubu	Air Flow grubu
1	0,41	4,86	1,86	3,02
2	0,26	4,95	1,64	3,34
3	0,48	4,88	2,22	3,47
4	0,32	4,89	2,15	3,22
5	0,42	4,90	1,71	3,54
6	0,28	4,93	2,02	3,16
7	0,31	4,91	2,00	3,30
8	0,46	4,94	1,78	3,40
9	0,50	4,93	1,84	3,26
10	0,31	4,87	2,08	3,09

Seramik ilaveli PEEK örnekler için ortalama yüzey pürüzlülüğü Tablo 11'de gösterilmiştir.

Tablo 11: Seramik ilaveli PEEK Örneklerin Ortalama Yüzey Pürüzlülüğü Değerleri (kontrol grubu:0,33µm, ultrasonik kazıyıcı grubu;4,24 µm, air flow grubu;2,34 µm, diyet lazer grubu; 1,23 µm).

No	Kontrol Grubu	Ultrasonik Kazıyıcı Grubu	Diyot Lazer Grubu	Air Flow Grubu
1	0,32	4,20	1,05	2,21
2	0,45	4,44	1,12	2,59
3	0,26	4,05	1,38	2,17
4	0,34	4,27	1,32	2,13
5	0,42	4,22	1,37	2,66
6	0,29	4,40	1,04	2,01
7	0,29	4,35	1,13	2,46
8	0,34	4,14	1,18	2,50
9	0,31	4,05	1,29	2,18
10	0,31	4,29	1,46	2,54

CFR-PEEK örneklere ait ortalama yüzey pürüzlülüğü Tablo 12’de-gösterilmiştir.

Tablo 12: CFR-PEEK Örneklerin Ortalama Yüzey Pürüzlülüğü Değerleri (kontrol grubu:0,39µm, ultrasonik kazıyıcı grubu;4,49 µm, air flow grubu;2,70µm, diyet lazer grubu;1,34µm).

No	Kontrol Grubu	Ultrasonik Kazıyıcı Grubu	Diyot Lazer Grubu	Air Flow Grubu
1	0,40	4,30	1,03	2,40
2	0,27	4,69	1,48	2,90
3	0,50	4,62	1,18	3,02
4	0,30	4,33	1,50	2,62
5	0,47	4,66	1,27	2,68
6	0,31	4,56	1,41	2,83
7	0,36	4,43	1,65	2,74
8	0,53	4,60	1,20	2,52
9	0,55	4,39	1,44	2,78
10	0,26	4,37	1,24	2,57

GFR-PEEK örneklere ait ortalama yüzey pürüzlülüğü Tablo 13’te gösterilmiştir.

Tablo 13: GFR-PEEK Örneklerin Ortalama Yüzey Pürüzlülüğü Değerleri (kontrol grubu:0,37 µm, ultrasonik kazıyıcı grubu;4,89µm,air flow grubu;3,37 µm,diyot lazer grubu;1,40µm).

No	Kontrol Grubu	Ultrasonik Kazıyıcı Grubu	Diýot Lazer Grubu	Air Flow Grubu
1	0,27	4,87	1,18	3,14
2	0,31	4,92	1,71	3,42
3	0,38	4,86	1,44	3,55
4	0,32	4,90	1,45	3,19
5	0,53	4,95	1,56	3,60
6	0,27	4,89	1,41	3,32
7	0,39	4,84	1,30	3,46
8	0,45	4,93	1,15	3,27
9	0,51	4,80	1,35	3,47
10	0,33	4,99	1,51	3,28

Normallik testi için kullanılan Saphiro-Wilk testi uyarınca veriler $p<0.05$ olduğunda normal dağılım altında değildir varsayımınca test edilmiştir. Her bir materyal için uygulanan normallik testleri Tablo 14’te gösterilmiştir.

Tablo 14: Saphiro-Wilk Ve Welch Testi

Materyal	Metod	Ortalama SR(Min; Max)	Standart Sapma	W Test	P Değeri
Doldurucusuz PEEK	Kontrol	0,375(0,26;0,50)	0,887	0,90	0,22
	Ultrasonik Kazıyıcı	4,906(4,86;4,95)	0,030	0,95	0,69
	Air flow	3,280(3,02;3,54)	0,164	0,98	0,99
	Diyot Lazer	1,930(1,64;2,22)	0,193	0,96	0,84
Seramik ilaveli PEEK	Kontrol	0,333(0,26;0,45)	0,059	0,87	0,12
	Ultrasonik Kazıyıcı	4,245(4,05;4,44)	0,129	0,97	0,91
	Air flow	2,345(2,01;2,66)	0,228	0,90	0,27
	Diyot Lazer	1,234(1,05;1,46)	0,148	0,92	0,44
GFR-PEEK	Kontrol	0,376(0,27;0,53)	0,093	0,90	0,27
	Ultrasonik Kazıyıcı	4,895(4,80;4,99)	0,055	0,99	0,99
	Air flow	3,370(3,14;3,60)	0,153	0,96	0,80
	Diyot Lazer	1,406(1,15;1,71)	0,170	0,97	0,94
CFR-PEEK	Kontrol	0,395(0,26;0,55)	0,110	0,90	0,25
	Ultrasonik Kazıyıcı	4,495(4,30;4,69)	0,146	0,90	0,24
	Air flow	2,706(2,40;2,90)	0,186	0,99	0,99
	Diyot Lazer	1,340(1,03;1,65)	0,186	0,97	0,91

Bu doğrultuda tüm p değerleri 0.05 değerinden büyük olduğu için gruplar normallik varsayımı altındadır.

İstatistiksel analiz sonucunda grupların varyans homojenliği “Levene testi” ile değerlendirildi ve varyanslar arasında homojenliğin sağlanmadığı izlendi. Varyans homojenliği testi Tablo 15’te gösterilmiştir.

Tablo 15: Varyans Homojenliği Testi (Levene Testi).

	Levene istatistik	P değeri	0.05 sınaması
GFR_PEEK	3.856	0.017	Varyanslar homojen değildir
CFR_PEEK	1.296	0.029	Varyanslar homojen değildir
BioHPP	1.357	0.031	Varyanslar homojen değildir
Doldurucusuz PEEK	8.583	0.000	Varyanslar homojen değildir

Levene istatistiği sonucunda doldurucusuz PEEK ($p=0,000$), seramik ilaveli PEEK ($p=0,031$), CFR-PEEK ($p=0,029$) ve GFR-PEEK ($p=0,017$) gruplar arasında anlamlı farklılık bulunmuştur.

Verilerin gruplar arası istatistiksel olarak karşılaştırılması, gruplar arasında varyans homojenliği sağlanamadığı için “Welch” testleri ile gerçekleştirilmiştir. İkili gruplar arasındaki farklılığın değerlendirilmesi için “Games-Howell” testi (varyans homojenliği sağlanamaması nedeniyle) kullanılmıştır. Kontrol grubu için Games-Howell testi Tablo 16’da gösterilmiştir.

Tablo 16: Kontrol Grubu İçin Games-Howell Testi

	Ortalama Değeri	Standart Sapma	P Değeri	95% Güven Aralığı	
				Alt Sınır	Üst Sınır
Doldurucusuz PEEK - GFR_PEEK	0.375	0.088	0.100	0.336	0.414
Doldurucusuz PEEK – CFR_PEEK	0.385	0.098	0.100	0.341	0.428
Doldurucusuz PEEK- BioHPP	0.354	0.076	0.184	0.320	0.387
GFR_PEEK – CFR_PEEK	0.385	0.100	0.100	0.341	0.429
GFR_PEEK - BioHPP	0.354	0.079	0.196	0.319	0.389
CFR_PEEK - BioHPP	0.364	0.092	0.105	0.323	0.404

Kontrol grubu doldurucusuz PEEK($p=0,100$) , GFR-PEEK ($p=0,100$), CFR-PEEK ($p=0,100$), seramik ilaveli PEEK($p=0,100$) arasında anlamlı farklılık bulunamamıştır.

Ultrasonik kazıyıcı grubu için Games-Howell testi Tablo 17’de gösterilmiştir.

Tablo 17: Ultrasonik kazıyıcı Grubu İçin Games- Howell Testi

				95% Güven Aralığı	
	Ortalama Değeri	Standart Sapma	P Değeri	Alt Sınır	Üst Sınır
Doldurucusuz PEEK - GFR_PEEK	4.900	0.044	0.001	4.881	4.919
Doldurucusuz PEEK – CFR_PEEK	4.700	0.234	0.015	4.597	4.803
Doldurucusuz PEEK - BioHPP	4.573	0.354	0.015	4.418	4.728
GFR_PEEK – CFR_PEEK	4.695	0.231	0.015	4.593	4.796
GFR_PEEK - BioHPP	4.568	0.350	0.015	4.414	4.721
CFR_PEEK - BioHPP	4.368	0.189	0.001	4.285	4.450

Ultrasonik kazıyıcı işlemi uygulanan GFR-PEEK ($p=0,015$), seramik ilaveli PEEK($p=0,015$), CFR-PEEK ($p=0,015$), ve doldurucusuz PEEK($p=0,015$) gruplarında istatistiksel olarak anlamlı farklılık bulunmuştur.

Diyot lazer grubu için Games-Howell testi Tablo 18’de gösterilmiştir.

Tablo 18: Diyet Lazer Grubu İçin Games- Howell Testi

				95% Güven Aralığı	
	Ortalama Değeri	Standart Sapma	P Değeri	Alt Sınır	Üst Sınır
Doldurucusuz PEEK - GFR_PEEK	1.668	0.321	0.100	1.526	1.809
Doldurucusuz PEEK – CFR_PEEK	1.606	0.339	0.100	1.457	1.755
Doldurucusuz PEEK- BioHPP	1.529	0.394	0.100	1.356	1.702
GFR_PEEK – CFR_PEEK	1.373	0.176	0.100	1.295	1.450
GFR_PEEK - BioHPP	1.320	0.178	0.086	1.241	1.398
CFR_PEEK - BioHPP	1.287	0.172	0.495	1.211	1.362

Diyot lazer işlemi uygulanan doldurucusuz PEEK ($p=0,100$), CFR-PEEK ($p=0,100$), GFR-PEEK ($p=0,100$), seramik ilaveli PEEK ($p=0,100$) grupları arasında anlamlı farklılık bulunmamıştır.

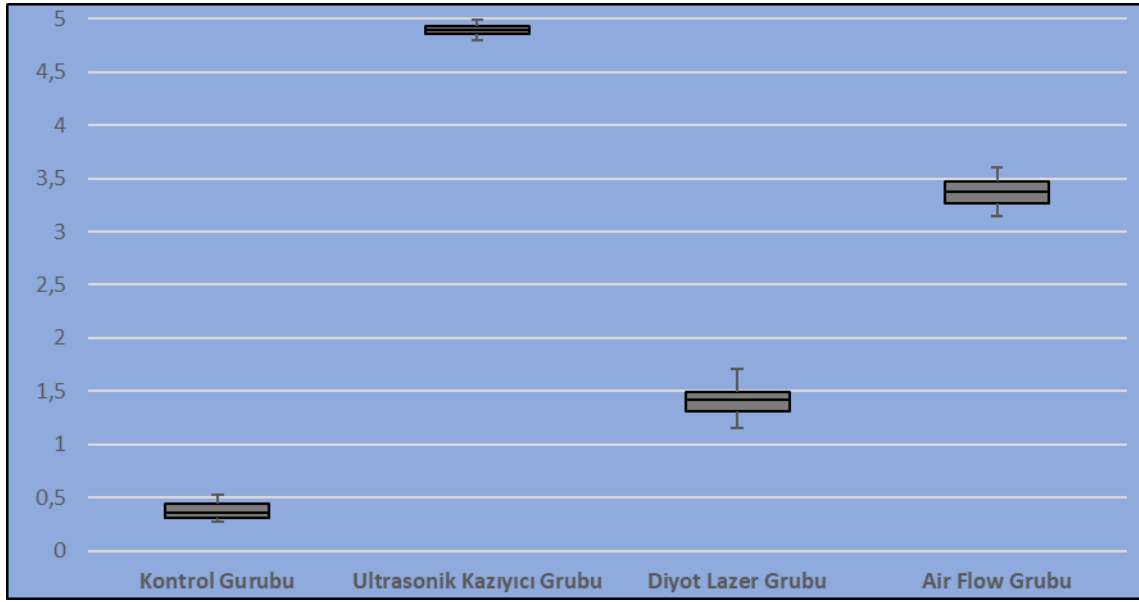
Air flow grubu için Games-Howell testi Tablo 19’da gösterilmiştir.

Tablo 19: Air flow Grubu İçin Games-Howell Testi

				95% Güven Aralığı	
	Ortalama Değeri	Standart Sapma	P Değeri	Alt Sınır	Üst Sınır
Doldurucusuz PEEK - GFR_PEEK	3.325	0.161	0.574	3.254	3.395
Doldurucusuz PEEK – CFR_PEEK	2.993	0.340	0.100	2.843	3.142
Doldurucusuz PEEK- BioHPP	2.812	0.517	0.004	2.585	3.039
GFR_PEEK – CFR_PEEK	3.038	0.379	0.100	2.871	3.204
GFR_PEEK - BioHPP	2.857	0.558	0.100	2.612	3.102
CFR_PEEK - BioHPP	2.525	0.274	0.001	2.405	2.645

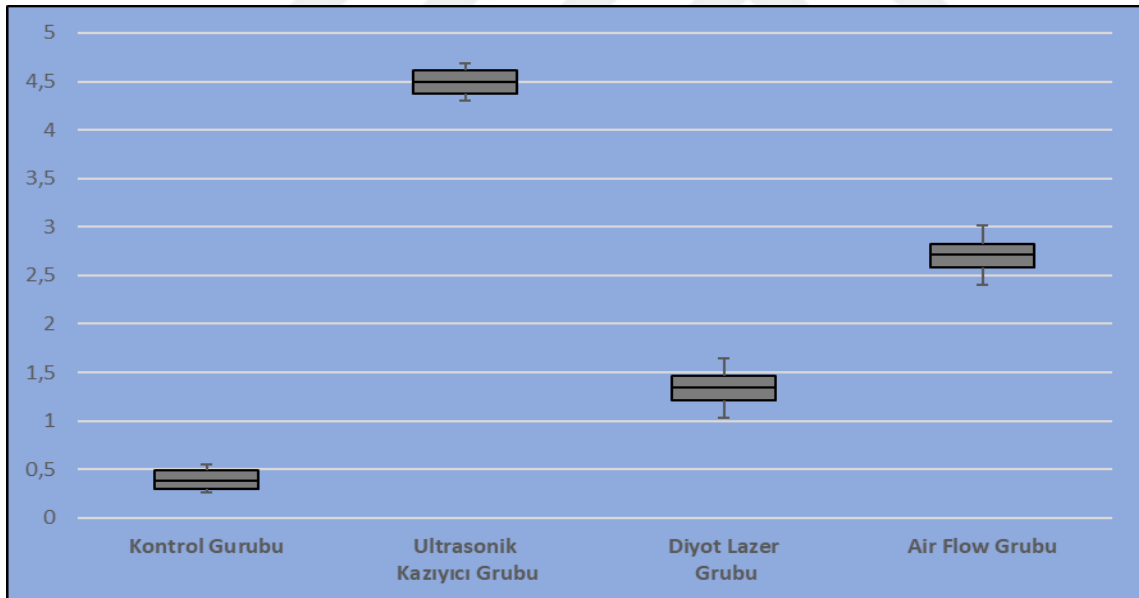
Air flow işlemi uygulanan gruplar arasında seramik ilaveli PEEK ($p=0,004$) da anlamlı farklılık görülürken, CFR-PEEK ($p=0,100$), GFR-PEEK ($p=0,100$) ve doldurucusuz PEEK ($p=0,100$) arasında anlamlı farklılık görülmemiştir.

GFR-PEEK gruplarının yüzey pürüzlülüğü değerlerine ait Box-Plot (Kutu Grafik) grafiği Şekil 25’te verilmiştir (Her bir grup için kutu grafiğindeki enine çizgi ortanca değeri, kutuların dışındaki dikey çizgiler minimum ve maksimum değerleri ifade etmektedir).



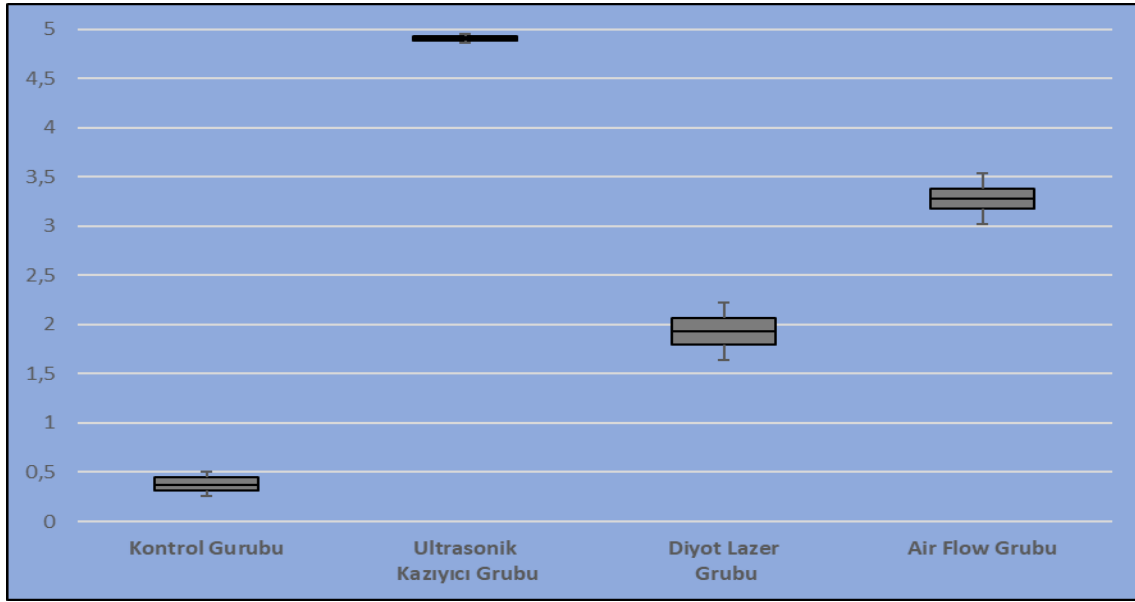
Şekil 25: GFR-PEEK gruplarının yüzey pürüzlülüğü değerlerine ait Box-Plot (Kutu Grafik) grafiği

CFR-PEEK gruplarının yüzey pürüzlülüğü değerlerine ait Box-Plot (Kutu Grafik) grafiği Şekil 26’da verilmiştir (Her bir grup için kutu grafiğindeki enine çizgi ortanca değeri, kutuların dışındaki dikey çizgiler minimum ve maksimum değerleri ifade etmektedir).



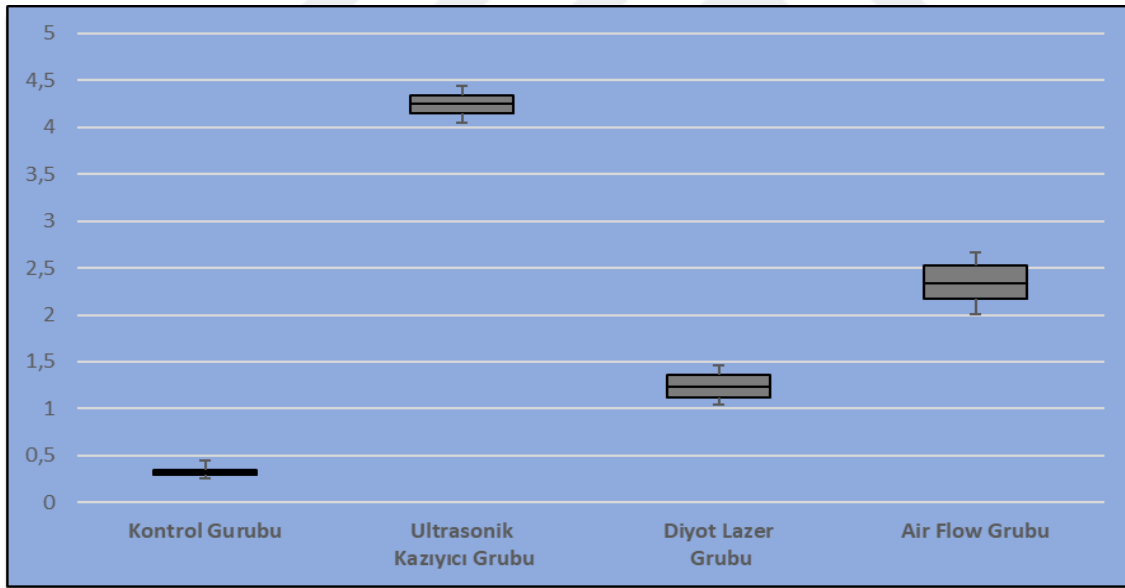
Şekil 26: CFR-PEEK gruplarının yüzey pürüzlülüğü değerlerine ait Box-Plot (Kutu Grafik) grafiği

Doldurucusuz PEEK gruplarının yüzey pürüzlülüğü değerlerine ait Box-Plot (Kutu Grafik) grafiği Şekil 27’de verilmiştir (Her bir grup için kutu grafiğindeki enine çizgi ortanca değeri, kutuların dışındaki dikey çizgiler minimum ve maksimum değerleri ifade etmektedir).



Şekil 27: Doldurucusuz PEEK gruplarının yüzey pürüzlülüğü değerlerine ait Box-Plot (Kutu Grafik) grafiği

Seramik ilaveli PEEK gruplarının yüzey pürüzlülüğü değerlerine ait Box-Plot (Kutu Grafik) grafiği Şekil 28’ de verilmiştir (Her bir grup için kutu grafiğindeki enine çizgi ortanca değeri, kutuların dışındaki dikey çizgiler minimum ve maksimum değerleri ifade etmektedir).



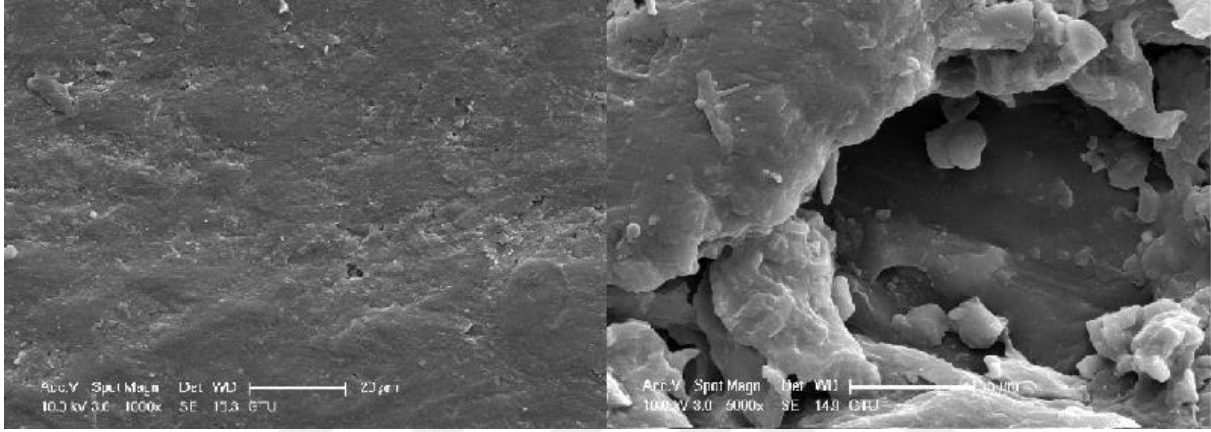
Şekil 28: Seramik ilaveli PEEK gruplarının yüzey pürüzlülüğü değerlerine ait Box-Plot (Kutu Grafik) grafiği

4.2. SEM Analizi Bulguları

Farklı yüzey işlemlerinin uygulandığı PEEK örneklerin, yüzey topografilerinin değerlendirilmesi amacıyla, tüm yüzey işlem gruplarından pürüzlülük sonuçlarına göre ortalamaya en yakın birer örnek seçilerek x1000 ve x5000 büyütmelerde SEM'de incelendi.

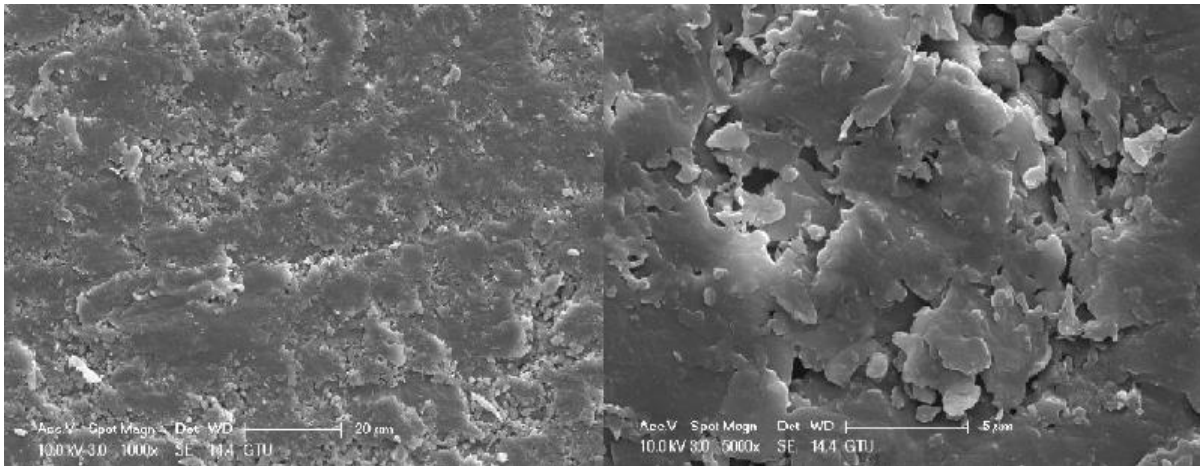
4.2.1.Kontrol Grubu

Kontrol grubuna ait doldurucusuz PEEK örneklerinin yüzeyine zımparalama işlemi sonucu oluşan çizik ve olukların yanında yüzeyden kopan küçük PEEK talaşları haricinde hiçbir yüzey işlem uygulaması yapılmadığından, x1000 ve x5000 büyütmelerdeki SEM analizinde, pürüzsüze yakın düzenli bir yüzey morfolojisi gözlenmiştir. Kontrol grubuna ait doldurucusuz PEEK örneklerinin SEM görüntüleri Şekil 29’da gösterilmiştir.



Şekil 29: Kontrol Grubuna Ait Doldurucusuz PEEK SEM Görüntüleri x1000, x5000

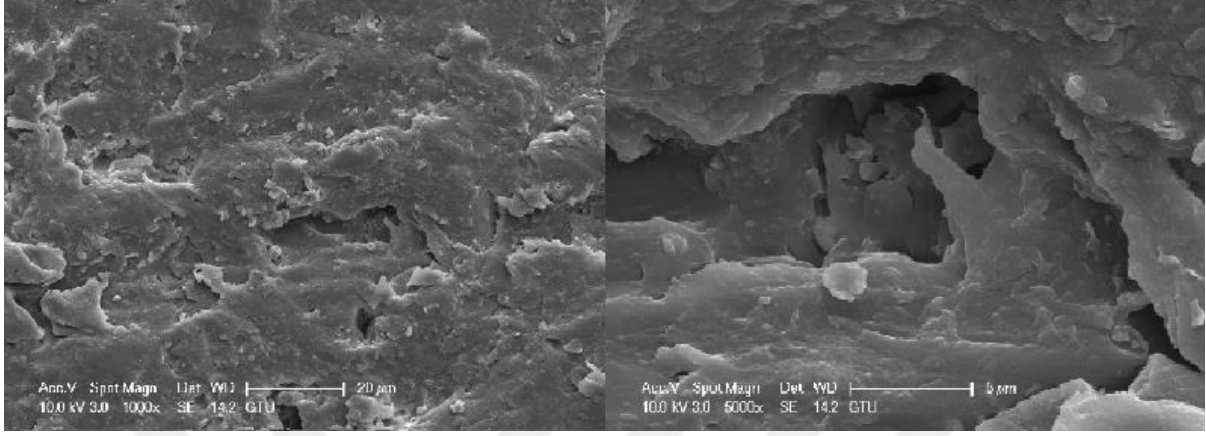
Kontrol grubuna ait CFR-PEEK örneklerinin yüzeyine zımparalama işlemi sonucu oluşan çizik ve olukların yanında yüzeyden kopan küçük PEEK talaşları haricinde hiçbir yüzey işlem uygulaması yapılmadığından, x1000 ve x5000 büyütmelerdeki SEM analizinde, pürüzsüze yakın düzenli bir yüzey morfolojisi gözlenmiştir. Kontrol grubuna ait CFR-PEEK örneklerinin SEM görüntüleri Şekil 30’da gösterilmiştir.



Şekil 30: Kontrol Grubuna Ait CFR-PEEK SEM Görüntüleri x1000, x5000

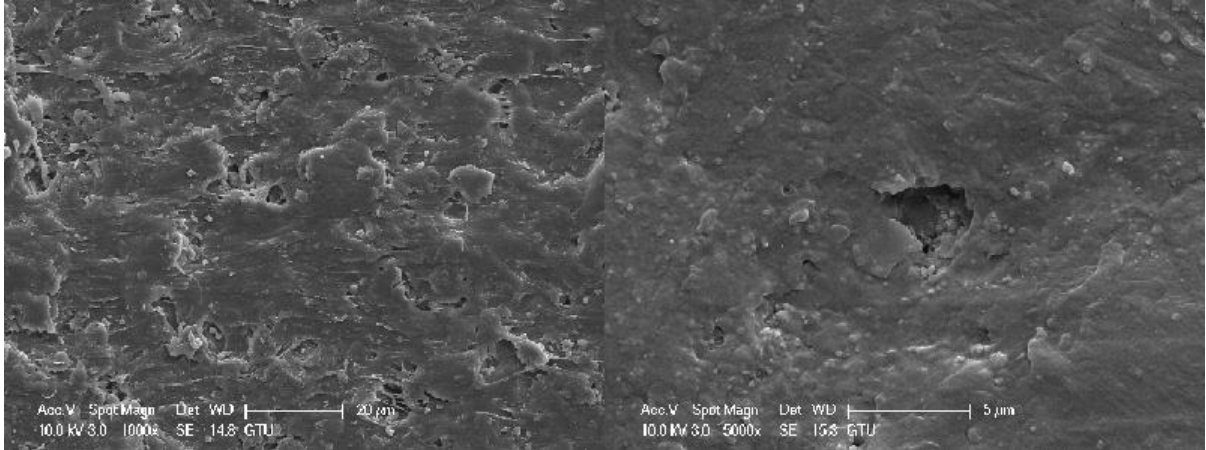
Kontrol grubuna ait GFR-PEEK örneklerinin yüzeyine zımparalama işlemi sonucu

oluşan çizik ve olukların yanında yüzeyden kopan küçük PEEK talaşları haricinde hiçbir yüzey işlem uygulaması yapılmadığından, x1000 ve x5000 büyütmelerdeki SEM analizinde, pürüzsüze yakın düzenli bir yüzey morfolojisi gözlenmiştir. Kontrol grubuna ait GFR-PEEK örneklerinin SEM görüntüleri Şekil 31’de gösterilmiştir.



Şekil 31: Kontrol Grubuna Ait GFR-PEEK SEM Görüntüleri x1000, x5000

Kontrol grubuna ait Seramik İçerikli PEEK örneklerinin yüzeyine zımparalama işlemi sonucu oluşan çizik ve olukların yanında yüzeyden kopan küçük PEEK talaşları haricinde hiçbir yüzey işlem uygulaması yapılmadığından, x1000 ve x5000 büyütmelerdeki SEM analizinde, pürüzsüze yakın düzenli bir yüzey morfolojisi gözlenmiştir. Kontrol grubuna ait Seramik İçerikli PEEK örneklerinin SEM görüntüleri Şekil 32’de gösterilmiştir.

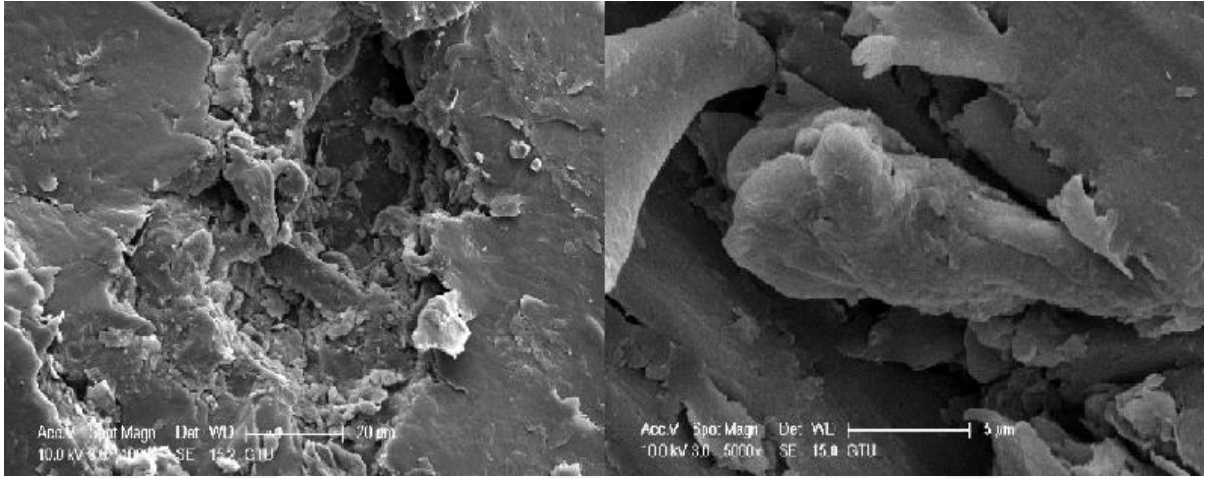


Şekil 32:Kontrol Grubuna Ait Seramik İlaveli PEEK SEM Görüntüleri x1000, x5000

4.2.2. Ultrasonik Kazıyıcı Grubu

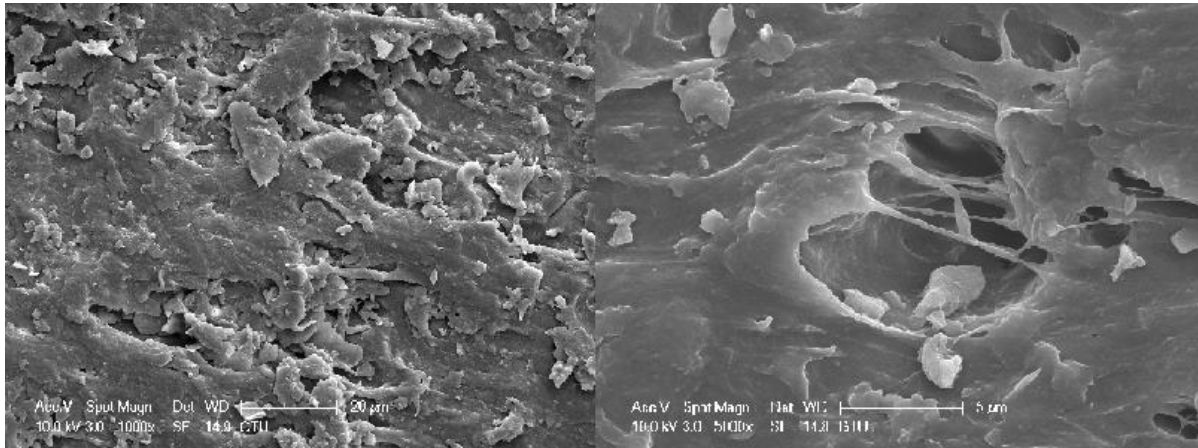
Ultrasonik kazıyıcı uygulanan doldurucusuz PEEK örneklerinin yüzeylerinden alınan SEM görüntülerinde, Ultrasonik kazıyıcı uygulamaları yüzey morfolojisinde belirgin farklılık oluşturmuştur. x1000 ve x5000 büyütmelerdeki SEM analizinde yüzeyde yarıklar

gözlemlenmiştir. Ultrasonik kazıyıcı grubuna ait doldurucusuz PEEK örneklerinin SEM görüntüleri Şekil 33'te gösterilmiştir.



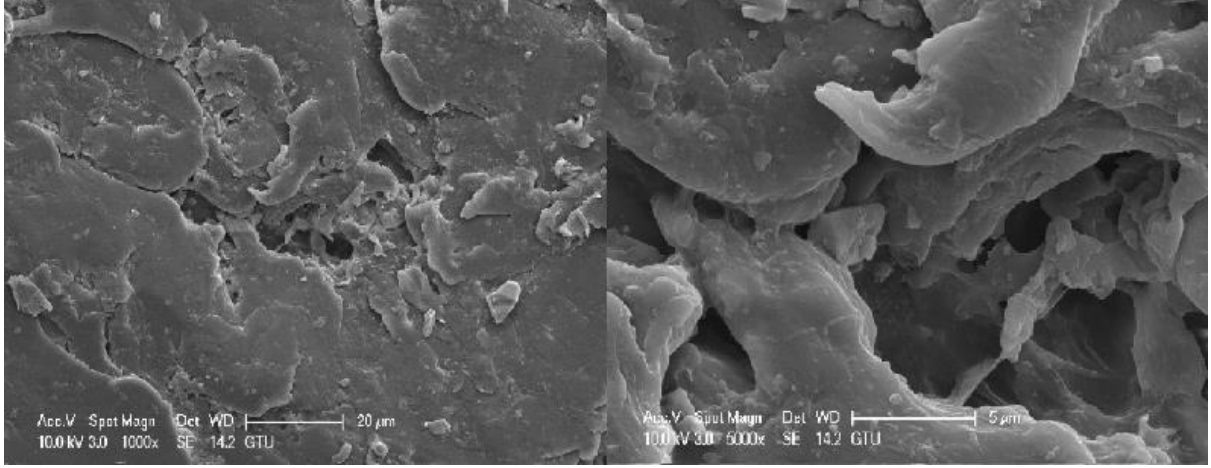
Şekil 33: Ultrasonik kazıyıcı Grubuna Ait Doldurucusuz PEEK SEM Görüntüleri x1000, x5000

Ultrasonik kazıyıcı uygulanan CFR-PEEK örneklerinin yüzeylerinden alınan SEM görüntülerinde, ultrasonik kazıyıcı uygulamaları yüzey morfolojisinde belirgin farklılıklar oluşmuş ve x1000, x5000 büyütmelelerdeki SEM analizinde yüzeyde yarıklar gözlemlenmiştir. Ultrasonik kazıyıcı grubuna ait CFR-PEEK örneklerinin SEM görüntüleri Şekil 34'te gösterilmiştir.



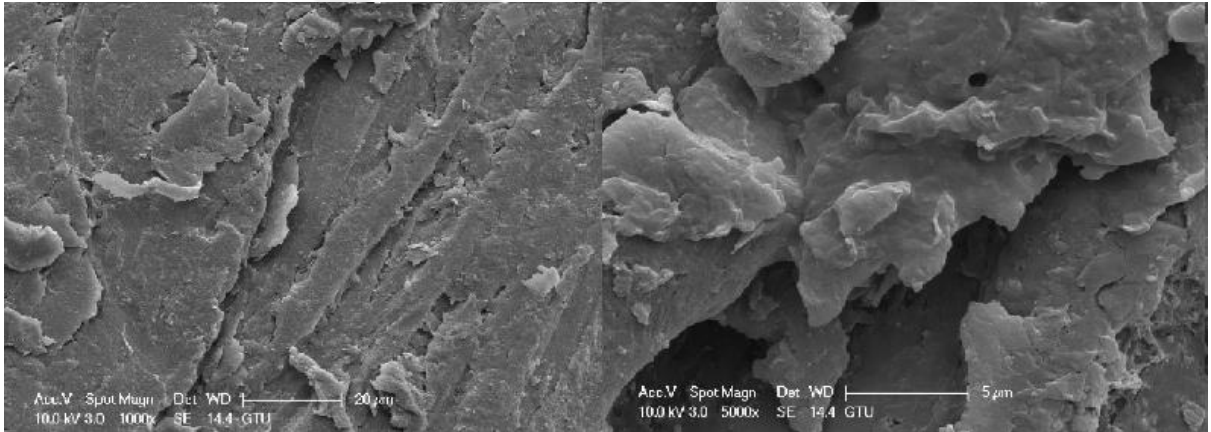
Şekil 34: Ultrasonik kazıyıcı Grubuna Ait CFR-PEEK SEM Görüntüleri x1000, x5000

Ultrasonik kazıyıcı uygulanan GFR-PEEK örneklerinin yüzeylerinden alınan SEM görüntülerinde, ultrasonik kazıyıcı uygulamaları yüzey morfolojisinde belirgin farklılıklar yaratmış ve x1000, x5000 büyütmelelerdeki SEM analizinde yüzeyde yarıklar gözlemlenmiştir. Ultrasonik kazıyıcı grubuna ait GFR-PEEK örneklerinin SEM görüntüleri Şekil 35'te gösterilmiştir.



Şekil 35: Ultrasonik kazıyıcı Grubuna Ait GFR-PEEK SEM Görüntüleri x1000, x5000

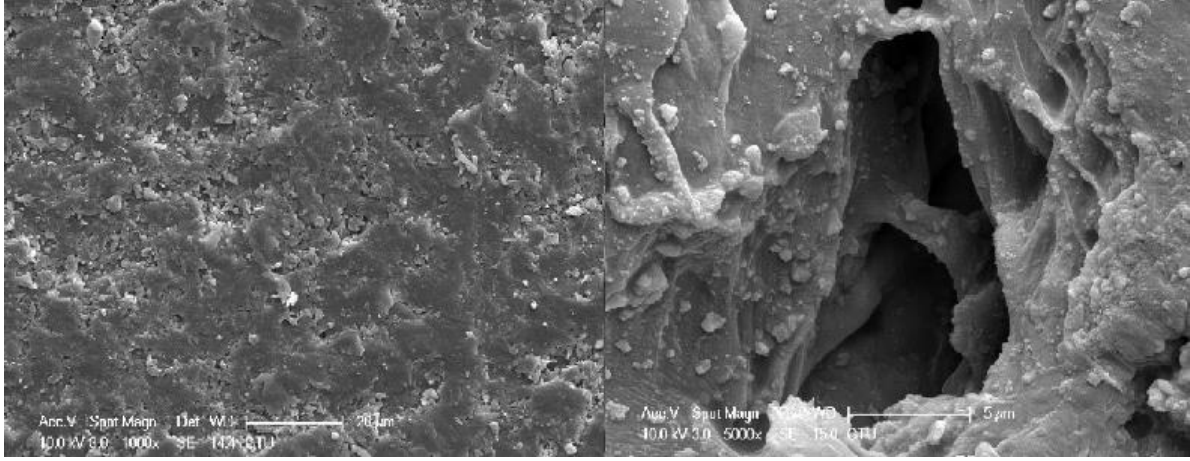
Ultrasonik kazıyıcı uygulanan seramik ilaveli PEEK örneklerinin yüzeylerinden alınan SEM görüntülerinde, ultrasonik kazıyıcı uygulamaları yüzey morfolojisinde belirgin farklılıklar ve x1000, x5000 büyütmelelerdeki SEM analizinde yüzeyde yarıklar gözlemlenmiştir. Ultrasonik kazıyıcı grubuna ait seramik ilaveli PEEK örneklerinin SEM görüntüleri Şekil 36’da gösterilmiştir.



Şekil 36: Ultrasonik kazıyıcı Grubuna Ait Seramik İlaveli PEEK SEM Görüntüleri x1000, x5000

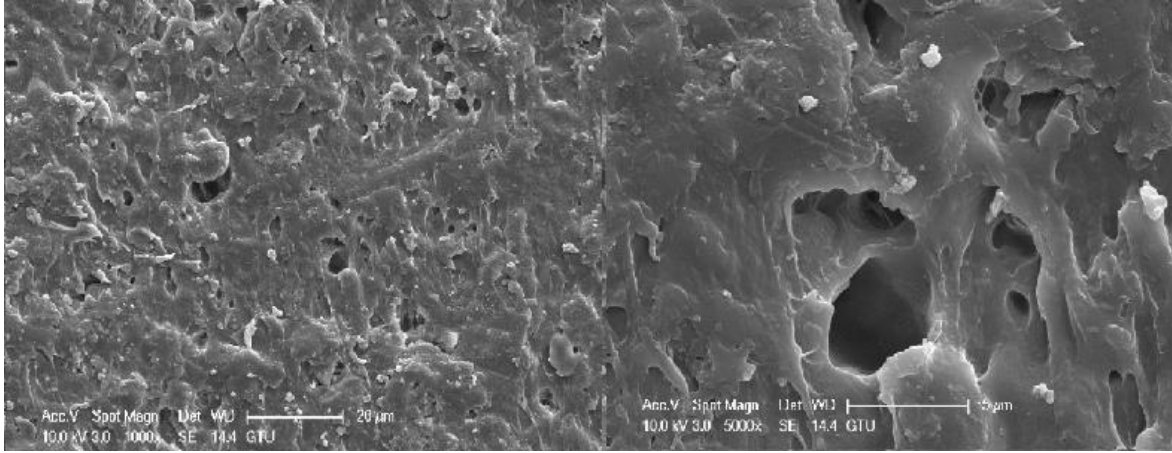
4.2.3. Air Flow Grubu

Air flow uygulanan doldurucusuz PEEK örneklerden alınan x1000, x5000 büyütmelelerdeki SEM görüntülerinde yüzey üzerindeki değişimlerin genel olarak pürüzlü ve gözenekli olduğu saptanmıştır. Air flow grubuna ait doldurucusuz PEEK örneklerinin SEM görüntüleri Şekil 37’de gösterilmiştir.



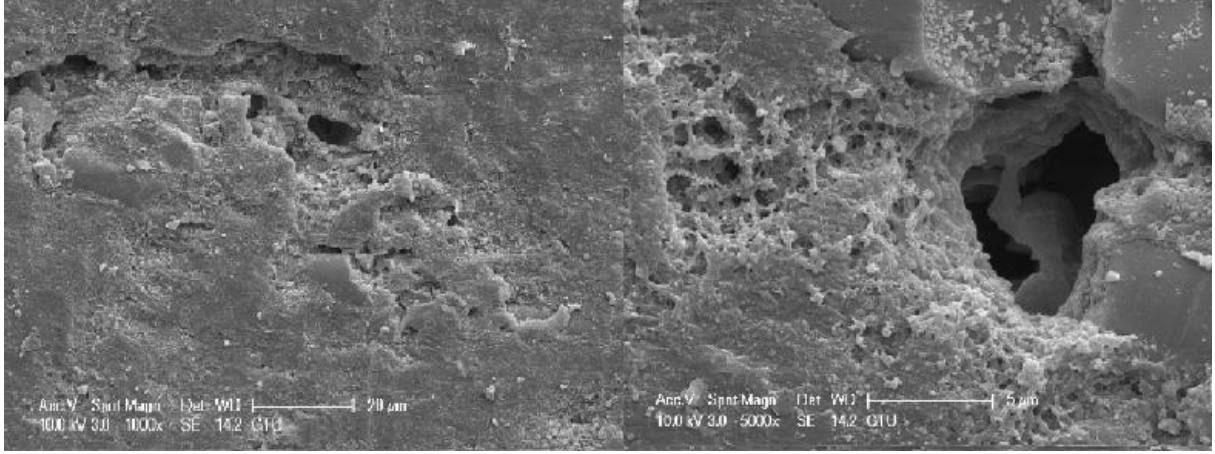
Şekil 37:Air flow Grubuna Ait Doldurucusuz PEEK SEM Görüntüleri x1000, x5000

Air flow uygulanan CFR-PEEK örneklerden alınan x1000, x5000 büyütmelelerdeki SEM görüntülerinde yüzey üzerindeki değişimlerin genel olarak pürüzlü ve gözenekli olduğu saptanmıştır. Air flow grubuna ait CFR-PEEK örneklerinin SEM görüntüleri Şekil 38’de gösterilmiştir.



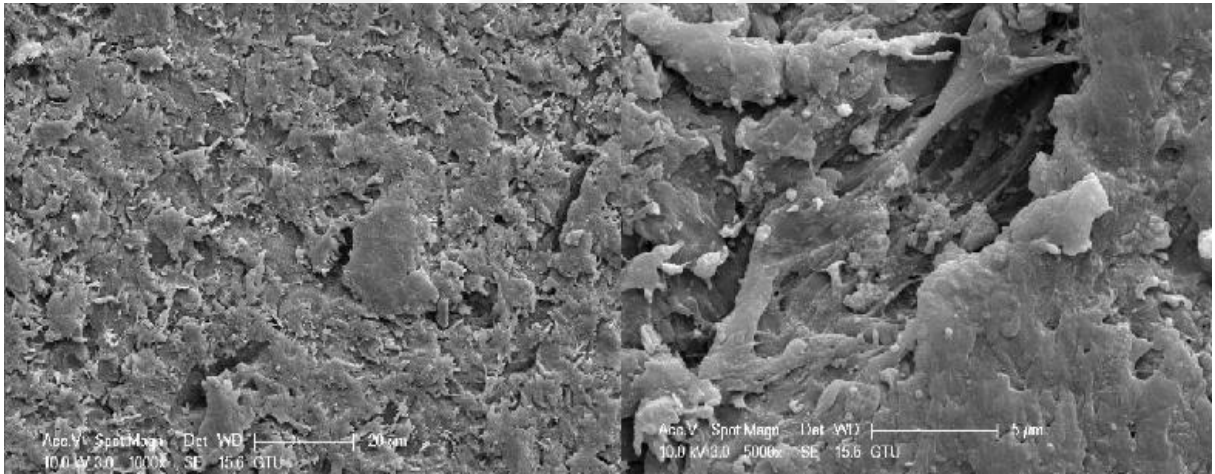
Şekil 38:Air flow Grubuna Ait CFR-PEEK SEM Görüntüleri x1000, x5000

Air flow uygulanan GFR-PEEK örneklerden alınan x1000, x5000 büyütmelelerdeki SEM analizi görüntülerinde yüzey üzerindeki değişimlerin genel olarak pürüzlü ve gözenekli olduğu saptanmıştır. Air flow grubuna ait GFR-PEEK örneklerinin SEM görüntüleri Şekil 39’da gösterilmiştir.



Şekil 39: Air flow Grubuna Ait GFR-PEEK SEM Görüntüleri x1000, x5000

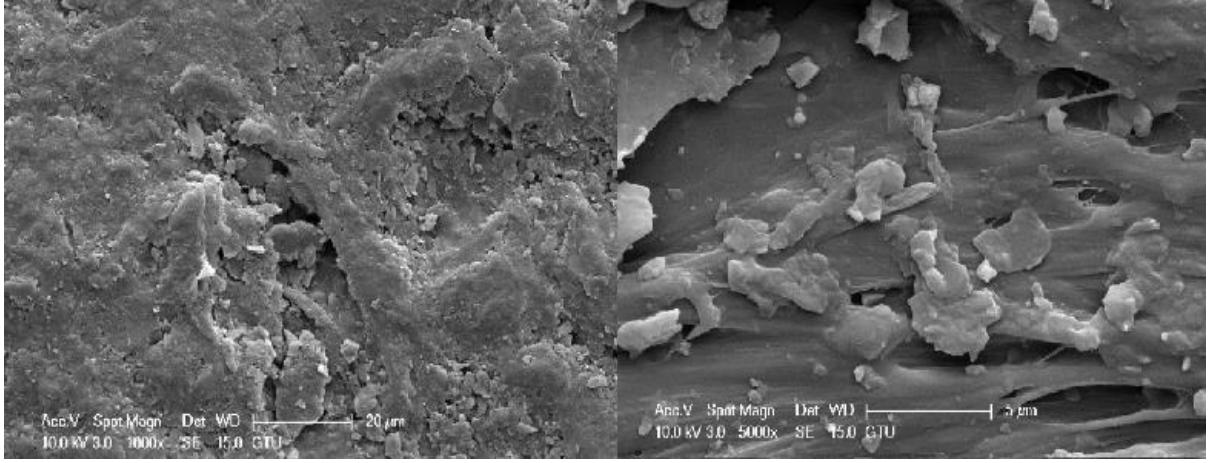
Air flow uygulanan seramik ilaveli PEEK örneklerden alınan x1000, x5000 büyütmelelerdeki SEM görüntülerinde yüzey üzerindeki değişimlerin genel olarak pürüzlü ve gözenekli olduğu saptanmıştır. Air flow grubuna ait seramik ilaveli PEEK örneklerinin SEM görüntüleri Şekil 40'ta gösterilmiştir.



Şekil 40: Air flow Grubuna Ait Seramik İlaveli PEEK SEM Görüntüleri x1000, x5000

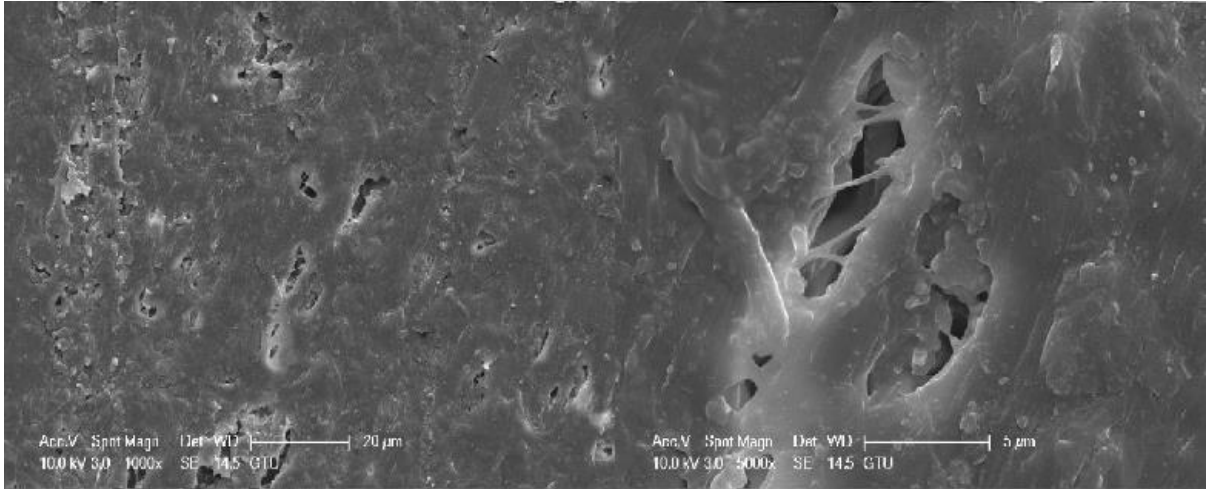
4.2.4. Diyet Lazer Grubu

Diyot lazer uygulanan doldurucusuz PEEK yüzeylerin x1000, x5000 SEM görüntülerinde diyet lazer uygulamalarının yüzey morfolojisinde belirgin farklılıklar gözlenmiştir. Diyet lazer grubu PEEK örneklerin yüzeyinde küçük yarıklar ve mikrogözenekli alanlar izlenmiştir. Diyet lazer grubuna ait doldurucusuz PEEK örneklerinin SEM görüntüleri Şekil 41'de gösterilmiştir.



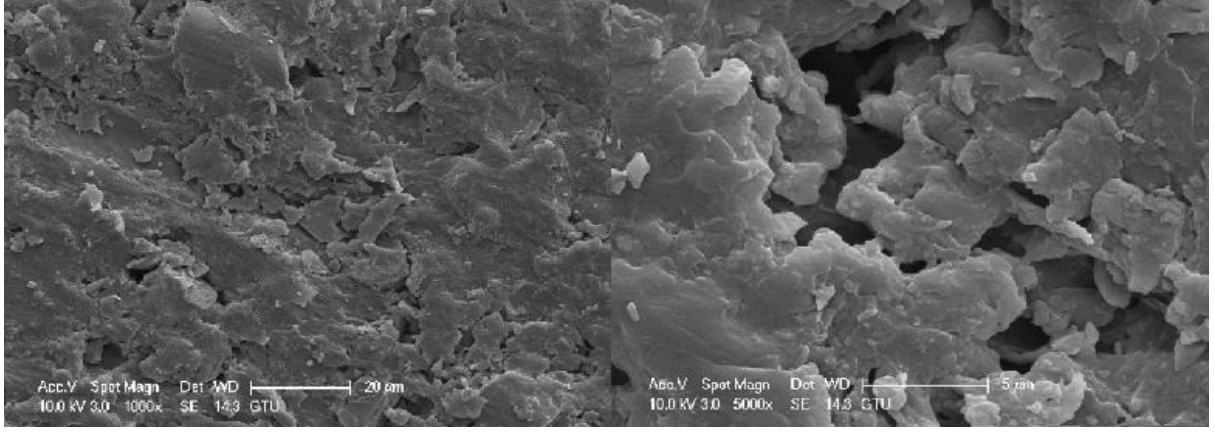
Şekil 41: Diyet Lazer Grubuna Ait Doldurucusuz PEEK SEM Görüntüleri x1000, x5000

Diyot lazer uygulanan CFR-PEEK yüzeylerin x1000, x5000 SEM görüntülerinde diyet lazer uygulamalarının yüzey morfolojisinde belirgin farklılıklar gözlenmiştir. Diyet Lazer grubu PEEK örneklerin yüzeyinde küçük yarıklar ve mikro gözenekli alanlar izlenmiştir. Diyet lazer grubuna ait CFR-PEEK örneklerinin SEM görüntüleri Şekil 42’de gösterilmiştir.



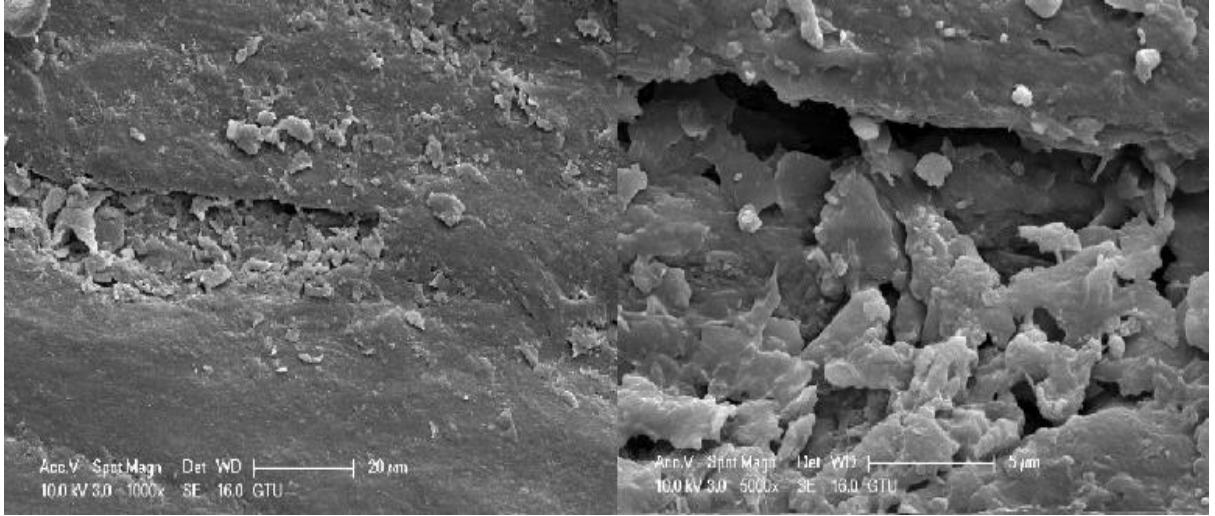
Şekil 42: Diyet Lazer Grubuna Ait CFR-PEEK SEM Görüntüleri x1000, x5000

Diyot lazer uygulanan GFR-PEEK yüzeylerin x1000, x5000 SEM görüntülerinde diyet lazer uygulamalarının yüzey morfolojisinde belirgin farklılıklar gözlenmiştir. Diyet lazer grubu PEEK örneklerin yüzeyinde küçük yarıklar ve mikro gözenekli alanlar izlenmiştir. Diyet lazer grubuna ait GFR-PEEK örneklerinin SEM görüntüleri Şekil 43’te gösterilmiştir.



Şekil 43: Diyet Lazer Grubuna Ait GFR-PEEK SEM Görüntüleri x1000, x5000

Diyot lazer uygulanan seramik ilaveli PEEK yüzeylerin x1000, x5000 SEM görüntülerinde diyet lazer uygulamalarının yüzey morfolojisinde belirgin farklılıklar gözlenmiştir. Diyet lazer grubu PEEK örneklerin yüzeyinde küçük yarıklar ve mikro gözenekli alanlar izlenmiştir. Diyet lazer grubuna ait seramik ilaveli PEEK örneklerinin SEM görüntüleri Şekil 44'te gösterilmiştir.



Şekil 44: Diyet Lazer Grubuna Ait Seramik İlaveli PEEK SEM x1000, x5000

5. TARTIŞMA

Bu çalışmanın amacı; diyet lazer, ultrasonik kazıyıcı ve air flow dental enstrumanlarının dört farklı tipteki PEEK yüzeyi üzerine etkilerinin incelenmesidir. Çalışmamızda kullanılan PEEK materyalleri: doldurucusuz PEEK, CFR-PEEK, GFR-PEEK ve seramik ilaveli PEEK in vitro koşullarda değerlendirilmiştir.

Sekonder çürük oluşumuna ve periodontal sorunlara minimum duyarlılığı olan herhangi bir diş restorasyonunun uzun dönemli klinik başarısı için ön koşul, yeterli derecede bitirilmiş ve parlatılmış yüzeye sahip olması ve daha sonra da etkili temizlik yöntemleri kullanılarak başlangıç kalitesinin devam ettirilmesidir(220). Bu da bireysel ve profesyonel profilaksi ile sağlanmaktadır. Bununla birlikte protetik restorasyonlarda profesyonel profilaksi yapıldığında, bazı yüzey değişiklikleri meydana gelebilir ve bu yüzey değişimi plak birikimine neden olunabilir(221). Birçok in vitro çalışmada profesyonel enstrumantasyonun iatrojenik etkileri olduğu gösterilmiştir. Bu etkiler; yüzeyde artan şekilsiz lezyonlar ve deformitelerdir. Bunlara bağlı olarak bakteri kolonizasyonu ve plak formasyonunda artış görülmektedir(222). Yüzey pürüzlülüğü ve yüzey serbest enerjisi gibi yüzey özelliklerindeki değişiklikler, verilen herhangi bir temizleme yönteminin çizilme hasarını ve yüzey pürüzlendirme potansiyelini incelemek için ideal yedek parametreler gibi görülmektedir(223). Bu çalışma; şu anda PEEK ve kompozitlerinin temizleme yöntemlerinin ve bunların yüzey pürüzlülüğü gibi yüzey özellikleri üzerindeki etkileri hakkında güvenilir bir veri bulunmaması nedeniyle bu alanda yapılacak olan çalışmalara referans olacaktır.

Seramik veya kompozit gibi dental restorasyon materyallerine alternatif bir materyal olarak sunulan PEEK'e son zamanlarda ilginin arttığı görülmüştür(224). Termoplastik polimer ailesine ait olan PEEK'in avantajları; diş rengine benzemesi, biyouyumlu olması ve diğer protez rezinlerine kıyasla büyük bir avantaj olan artık monomer içermemesidir(225). PEEK materyalinin diğer bir avantajı plak afinitesinin düşük olmasıdır(226) Hahnel ve ark.(227) farklı abutment materyalleri üzerindeki çoklu tür biyofilmleri in vitro olarak karşılaştırmış ve PEEK üzerinde biyofilm oluşumunun zirkonyum ve titanyum ile karşılaştırıldığında eşit veya daha düşük olduğunu göstermiştir. Seramik ilaveli PEEK'in iyi cilalanabilmesi zaman içinde plak tutma ve renk değişiminin olmaması ile sonuçlanacağını bildirmişlerdir(228). Diş hekimliğinde PEEK ile ilgili yapılan çalışmalarda sadece seramik ilaveli PEEK uygulandığı araştırmalarda görülmüştür. Bizim çalışmamız da medikal alanda kullanımı olan ve diş hekimliğinde de kullanımının artacağına inandığımız farklı tiplerdeki karbon fiber ve cam fiber ilaveli PEEK materyalleri kullanıldı.

Diş yüzeyi temizliğinde kullanılan aletlerin ve diyet lazerin farklı içeriklerdeki PEEK örneklerin yüzey pürüzlülüğüne etkisi değerlendirildiğinde, kontrol grubuna kıyasla istatistiksel olarak anlamlı farklılık izlenmiş olup ($p < 0,05$), bu işlemlerin yüzey pürüzlülüğüne etkisinin olmadığını öngören birinci boş hipotezimiz reddedilmiştir. Farklı içeriklerdeki PEEK örneklerin yüzey özelliklerinin arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık izlenmemiş olup ($p > 0,05$), bu örneklerin yüzey özelliklerinin arasında bir fark olduğunu savunan ikinci boş hipotezimiz de reddedilmiştir.

Çalışmamızda kontrol grubuna ait ortalama pürüzlülük ve standart sapma değerleri sonuçlarında seramik ilaveli PEEK($0,33 \mu\text{m} \pm 0,05 \mu\text{m}$) ile CFR-PEEK ($0,39 \mu\text{m} \pm 0,11 \mu\text{m}$), GFR-PEEK($0,37 \mu\text{m} \pm 0,09 \mu\text{m}$), doldurucusuz PEEK($0,37 \mu\text{m} \pm 0,88 \mu\text{m}$) verileri elde edilmiştir. Kontrol grubuna ait seramik ilaveli polietereeterketon, doldurucusuz polietereeterketon, CFR-PEEK ve GFR-PEEK arasında istatistiksel anlamlı fark bulunmamıştır($p > 0,05$). Bu çalışmanın sonuçlarına göre seramik ilaveli PEEK'in diğer gruplardan anlamlı farklılığının olmaması diğer PEEK kompozitlerinde dental restorasyonlarda kullanılabileceğini fakat bu konuda daha fazla çalışma yapılması gerektiğini göstermiştir.

Diş hekimliğinde fiberler polimer yapıların güçlendirilmesi amacıyla kullanılmaktadır(229). Yapılan çalışmalarda cam fiber ilavesinin rezinlerde, iyi bir estetik görünüm ve kompozit mukavemetinde artışa neden olduğu bildirilmiştir (230-232). Chen SY ve ark.(233) cam fiberlerin karbon fiberlere kıyasla takviye edildiklerinde daha iyi estetik nitelikler sergilediğini bildirmişlerdir. Yapılan çalışmada rezinlere fiber ilavesinin kırılma dayanımı, yüklere karşı koyma gibi mekanik özellikleriyle birlikte estetik özelliklerini arttırdığı bildirilmiştir (234). Buna paralel olarak yapılan çalışmalarda PEEK'e karbon ve cam fiber ilave edilmesiyle aşınma direnci ve mekanik özelliklerinin iyileştirildiği görülmüştür. Ayrıca, GFR/PEEK kompozit ile karşılaştırıldığında, CFR / PEEK kompozit daha iyi aşınma direnci göstermiştir. Bunun nedeni karbon fiberin cam fiberden daha yüksek mukavemete ve daha iyi kimyasal stabiliteye sahip olmasıdır(235). Scotchford ve ark.(236) CFR-PEEK ve titanyum alaşımını (Ti-6Al-4V) karşılaştırdıkları çalışmada, iki malzeme arasında osteoblastların tutunma ve yayılma mekanizmaları açısından belirgin bir fark saptanmadığını bildirmiştir. Sagomonyants ve ark.(96) endüstriyel işleme metotlarının yüzey pürüzlülüğünü değiştirerek PEEK ve CFR-PEEK biyoaktivitesini etkilediğini bildirmiştir. Han ve ark.(237) yaptığı çalışmada PEEK, CFR-PEEK ve titanyum disklerle uygulanan kumlama işlemi

sonrasında yüzey pürüzlülüğü PEEK($17.67 \mu\text{m} \pm 5.7 \mu\text{m}$) ve CFR-PEEK($32.36 \mu\text{m} \pm 17.02 \mu\text{m}$) gruplarında titanyuma göre daha yüksek değerler elde edildiğini bildirilmiştir. Bu çalışmalar CFR-PEEK'in diş hekimliğinde kullanımıyla ilgili daha fazla araştırma yapılması gerektiğini göstermiştir.

Yapılan çalışmalar, yapay tükrük gibi ortamların PEEK'in yüzey özelliklerine etkisi incelenmiştir, ancak laboratuvar ve hasta / diş hekimi spesifik temizlik protokollerinden sonra yüzey değişiklikleri ile ilgili yeterli sayıda araştırma mevcut değildir (238). Hahnel ve ark.(157) titanyum gibi diğer implant materyalleri ile karşılaştırıldığında PEEK'te biyofilm dönüşümü için elverişsiz koşullar olduğunu bildirmiştir. Özellikle sertlik derecesi düşük yüzeylere sahip restoratif materyallerin, yüksek kuvvet ve basınç kullanan temizleme yöntemlerine karşı daha savunmasız olduğunu, bunda yüzey değişikliklerine ve mekanik yorgunluğa neden olduğunu bildirmişlerdir(239) Diş hekimlerinin profesyonel temizlik spektrumu, el aletlerini, ultrasonik kazıyıcılar ve toz püskürtme cihazları (air flow) gibi mekanik olanları içermektedir. Bu çalışmada diş hekimlerinin klinikte çoğunlukla kullandıkları 2 yöntem olan ultrasonik kazıma ve air flow kullanıldı.

Bir çalışmada ultrasonik kazıma işleminin yüzey değişikliğine etkisi incelendiğinde uygulama açısı, güç ayarı ve kullanılan cihazın tipi gibi farklı parametreler sonucun da farklı çıkmasına neden olduğu görülmüştür (198). Mahiroğlu ve ark.(240) çalışmada orta güç ayarlı ultrasonik kazıma işleminin yüzeyde daha az değişikliğe neden olduğu bildirilmiştir. Çalışmamızda kullanılan ultrasonik alet bir düzeneğe bağlanmadığından aynı açıda uygulanması zorluk teşkil etmektedir. Bu da sonuçların farklı çıkmasını açıklamaktadır. Çalışmamıza benzer çalışmalar referans alınarak çalışma gruplarından birinde en çok kullanılan profilaktif enstürman olan ultrasonik kazıyıcı kullanılmıştır. Benzer çalışma referans alınarak(241) 15 saniye boyunca 30 kHz'de, orta güç ayarlı, çelik uçlu ultrasonik kazıyıcı su spreyi püskürtülerek disk örneklerin yüzeyine uygulanmıştır. Yapılan çalışmalarda ultrasonik kazıyıcı uygulamasının restoratif materyallerin yüzeyinde pürüzlülüğe neden olduğu bildirilmiştir (241-244). Çalışmamızın sonucu literatürdeki birçok çalışmanın sonucuyla desteklenmektedir. Çalışmamızda ultrasonik kazıyıcılar uygulanmış PEEK örneklerden GFR-PEEK ($4,89 \mu\text{m} \pm 0,05 \mu\text{m}$), seramik ilaveli PEEK ($4,24 \mu\text{m} \pm 0,12 \mu\text{m}$), CFR-PEEK ($4,49 \mu\text{m} \pm 0,14 \mu\text{m}$) ve doldurucusuz PEEK($4,90 \mu\text{m} \pm 0,03 \mu\text{m}$) verileri elde edilmiştir.

Arabacı ve ark.(241) çalışmada air flow'un ultrasonik kazımaya göre yüzey pürüzlülüğünde daha fazla artışa neden olduğunu bildirilmiştir. Yapılan çalışmalarda air flow uygulamasının restoratif materyallerin yüzeyinde değişikliğe neden olduğunu bildirilmiştir(245). Petersilka ve ark.(246) hava ile parlatmada kullanılan tozun tanecik şeklinin önemli olduğu bildirilmiştir. Sodyum bikarbonat toz parçacıkları kesilmiş şekillerinden dolayı glisin tozuna göre yumuşak ve sert dokulara daha fazla aşınmaya neden olduğu bildirilmiştir. Yapılan çalışmalarda hava parlatma cihazında kullanılan tozun türünde aşındırmada etkili olduğu bildirilmiştir(245). Petersilka ve ark.(246) yaptıkları çalışmada air flow cihazının seramik restorasyonların yüzeyine etkisinin az olduğunu ve cihazın uygulama mesafesinin etkili olduğunu bildirmişlerdir. Çalışmamızda benzer çalışma(247) referans alınarak 40µm partikül boyutunda sodyum bikarbonat partikülleri 4 mm mesafeden 15 saniye boyunca dairesel hareketler şeklinde air flow uygulanmıştır. Çalışmamızda air flow uygulanan PEEK örneklerden GFR-PEEK örnekler ($3,37 \pm 0,15\mu\text{m}$), seramik ilaveli PEEK örnekler ($2,34 \mu\text{m} \pm 0,22 \mu\text{m}$), CFR-PEEK($2,70 \mu\text{m} \pm 0,18 \mu\text{m}$) ve doldurucusuz PEEK ($3,28 \mu\text{m} \pm 0,16 \mu\text{m}$) verileri elde edilmiştir. Air flow uygulanan GFR-PEEK'in yüzey pürüzlülük sonuçları yüksek çıkmasına rağmen istatistiksel olarak anlamlı görülmemiştir.

Heimer ve ark.(248) PEEK yüzeyinde air flow, ultrasonik kazıyıcı ve diğer temizleme yöntemlerinin karşılaştırdıkları çalışmada air flow yüzey pürüzlülüğü(SR) değerlerinin diğer oral profilaktik yöntemlere göre daha yüksek olduğunu bildirmiştir. Ayrıca PEEK, geleneksel PMMA ve kompozit malzemelere göre benzer yüzey pürüzlülüğü değerleri göstermiştir. Bu çalışmanın sonuçları bizim çalışmamızın sonuçlarından farklılık göstermektedir. Bunun nedenleri arasında kullanılan sodyum bikarbonat tozunun partikül büyüklüğü, air flow cihazının uzaklığı, uygulama süresi, uygulanan partiküllerin şeklinin etkilediği düşünmekteyiz.

Dental restorasyonlarda kullanılan PEEK'in dezavantajı yüzey enerjisinin düşük olmasından dolayı kompozit materyalleri ile adezyon problemi olduğu bildirilmiştir. Karbon ilavesi PEEK'in bağlanma dayanımı üzerinde olumsuz bir etkiye sahipken, cam fiber ilavesi, doldurucusuz PEEK ile karşılaştırıldığında önemli bir fark göstermemiştir (249). PEEK materyalinin kompozit ile bağlanması klinik olarak kullanımında hala bir problem olarak kalmaya devam etmektedir. PEEK altyapılar ile veneer materyalleri arasında güvenilir bir adezyon sağlamak için ilk adım yüzey işlemleri ile yüzey pürüzlülüğünü artırarak veneer materyalinin, oluşan mikro-retantif alanlara nüfus etmesini sağlamak ve oluşan tutuculuk ile

bağlanma dayanımını arttırmaktır. Artan yüzey pürüzlülüğü; yüzey gerilimini azaltarak ıslanabilirliğini ve yüzey alanını etkileyerek mikromekanik tutuculuk sağlayacaktır (250). Önceki çalışmalarda restoratif materyal yüzeylerine çeşitli lazer uygulamaları yapılarak bağlanım dayanımları değerlendirilmiştir (251,252). Özellikle Nd-YAG lazerin PEEK'in yüzey modifikasyonunda etkili bir yöntem olduğu bildirilmiştir (253,254). Hatipoğlu ve ark.(255) diyet lazer uygulamasının restorasyonlar üzerinde anlamlı bir fark oluşturmadığını bildirmişlerdir. Benzer çalışma referans alınarak 940nm dalga boyunda, 0,4-10 w'lık çıkış gücünde diyet lazer PEEK örnekler üzerine uygulanarak etkisi araştırılmak istenmiştir(219).

Çalışmamızda diyet lazer uygulanan PEEK örneklerden; GFR-PEEK($1,40 \mu\text{m} \pm 0,17 \mu\text{m}$) CFR-PEEK ($1,34 \mu\text{m} \pm 0,18 \mu\text{m}$), seramik ilaveli PEEK($1,23 \mu\text{m} \pm 0,14 \mu\text{m}$) ve doldurucusuz PEEK($1,93 \mu\text{m} \pm 0,19 \mu\text{m}$) verileri elde edilmiştir. Bu sonuca göre CFR-PEEK'in dental implant olarak kullanımı durumunda periimplantitis tedavilerinde diyet lazerin başarılı sonuçlar verebileceği düşünülmüştür. Bu konuyla ilgili daha fazla çalışmaya ihtiyaç vardır.

Yüzey pürüzlülüklerinin belirlenmesi amacıyla kullanılan cihazlar; yüzeyle temas halinde ölçüm yapan mekanik profilometreler, yüzeyle herhangi bir temas kurmadan ölçüm yapan optik profilometreler, hem temaslı hem de temassız ölçme yöntemine sahip atomik kuvvet mikroskopları ve bu amaçla kullanılan taramalı elektron mikroskobu olmak üzere 4'e ayrılırlar. Yüzey pürüzlülüğünün değerlendirilmesinde kullanılacak en objektif yöntemlerden birisi profilometre kullanılmasıdır. Profilometre cihazları kullanımlarının kolay olması, yüzey pürüzlülüğü değerlerini rakamsal veriler halinde sunmaları, etkili ve doğru ölçüm yapmaları sebebiyle dental materyallerin yüzey pürüzlülüğü ölçümleri için sıkça tercih edilmektedirler (256). Çalışmamızdaki örneklerin yüzey pürüzlülüğü ölçümleri benzer çalışma dikkate alınarak, ayrıca kullanım kolaylığı nedeniyle yüzey işlemleri sonrası ortalama yüzey pürüzlülük değerleri (Ra) hassas yüzey pürüzlülük ölçüm cihazı (profilometre) ile kaydedilmiştir(257). Ra değeri yüzey topografisi hakkında bilgi vermekte ve diğer çalışmalar ile karşılaştırma yapmayı kolaylaştırmaktadır. Çalışmamızda yüzeylerin pürüzlülüğü mekanik profilometre ile Ra cinsinden ölçülmüştür. Tunçdemir ve ark.(258) çalışmalarında profilometre kullanımıyla 3 farklı noktadan ölçümler yapıldığını ve bunların ortalamasını veri olarak bildirmişlerdir. Arabacı ve ark.(240) çalışmalarında 5 farklı noktadan ölçümler yapıldığını bildirmiştir. Heimer ve ark.(248) yapmış oldukları çalışmada 6 farklı noktadan ölçüm yapıldığını bildirmiştir. Tüm bu çalışmalar ışığında çalışmamızda yapılan ölçümlerde de 5 farklı noktadan ölçümler yapıldı ve bu verilerin ortalaması nihai veri olarak

kaydedilmiştir. Çalışmamıza benzer çalışmalarda, her çalışma grubunda 10 numune olacak şekilde değerlendirilmiştir (247,248,258). Bu çalışmalar referans alınarak çalışma gruplarımızın her biri 10 adet olarak belirlendi. Her gruptan 10'ar adet diskin yüzey pürüzlülüğüne profilometre ile bakıldı ve ortalama Ra değerleri kaydedildi.

Yapılan çalışmalarda yüzey pürüzlülüğü ölçüm yöntemlerinden sadece profilometre(258), sadece stereomikroskop(259), profilometre ve taramalı elektron mikroskobu(240)kullandığı bildirilmiştir. Bu çalışmalar ışığında çalışmamızda profilometre ile birlikte taramalı elektron mikroskobu kullanılarak farklı yüzey işlemlerinin, PEEK materyalinin yüzey topoğrafisi üzerindeki etkilerini ayrıntılı olarak değerlendirmek amacıyla taramalı eletron mikroskopu ile yüzey analizleri yapılmıştır. Çalışmamızda elde ettiğimiz taramalı elektron mikroskobu görüntüleri ile profilometre cihazı bulgularının birbirini destekler nitelikte olduğu görülmüştür.

Bu çalışmayı yaparken bugüne kadar, üstün mekanik, termal ve kimyasal özelliklerinden dolayı restorasyon potansiyeline olan farklı içeriklerdeki PEEK materyalleri üzerine kullanılan dental enstürmanlar ve diyet lazer ile ilgili herhangi bir çalışma bulunmadığı görülmüştür. Bu da çalışmanın seçimini doğrulamaktadır.

Bu çalışmanın limitasyonları aşağıdaki gibi sıralanabilir;

- Çalışmamızda kullandığımız ultrasonik cihazı bir mekanizmaya bağlamadığımız için tek bir açıda uygulanmaması çalışmamızın sonuçlarını kısıtlamaktadır.
- In vitro koşullarda ağız ortamının ısı ve nem şartlarının tam olarak sağlanamaması bu çalışmanın kısıtlamaları dahilindedir.
- Bu çalışmada kullanılan PEEK ve kompozitleri ile ilgili diş hekimliği literatüründe çok az çalışma bulunmaktadır. Çalışmamızda kullandığımız PEEK ve kompozitlerinin diş hekimliğinde kullanımında uzun klinik takibe ihtiyacı vardır.
- Bu çalışmada kullanılan numuneler düz yüzeye sahiptir fakat klinikte restorasyon olarak kullanımında dışbükey ve iç bükey alanların olması bu çalışmanın kısıtlamaları dahilindedir.
- Çalışmada kullanılan el aletleri ve cihazların farklı kişiler tarafından kullanımı ve farklı basınçlarda kullanımı çalışmanın kısıtlamaları dahilindedir.

6.SONUÇ

Çalışmamızın kısıtlamaları dahilinde şu sonuçlara ulaşılmıştır:

- Profilometre ölçümleri sonucunda kontrol grubundaki tüm PEEK örneklerin yüzey özellikleri bakımından aralarında istatistiksel olarak anlamlı bir fark olmadığı görülmüştür. SEM analizleri de profilometre verilerini desteklemektedir.
- Profilometre ölçümleri sonucunda ultrasonik kazıyıcı işleminin farklı içeriklerdeki PEEK yüzeylerinde kontrol grubuna kıyasla istatistiksel olarak daha pürüzlü yüzey morfolojisi oluşturduğu görülmektedir. SEM analizleri de profilometre verilerini desteklemektedir.
- Profilometre ölçümleri sonucunda air flow işleminin seramik ilaveli PEEK örneklerin yüzeylerinde kontrol grubuna kıyasla istatistiksel olarak daha pürüzlü yüzey morfolojisi oluşturduğu görülürken, doldurucusuz PEEK, CFR-PEEK, GFR-PEEK örneklerin yüzeyinde ise kontrol grubundan farklı bir yüzey morfolojisi oluşturmadığı görülmektedir. SEM analizleri de profilometre verilerini desteklemektedir.
- Profilometre ölçümleri sonucunda diyet lazer işleminin farklı içeriklerdeki PEEK örneklerin yüzeylerinde istatistiksel olarak kontrol grubundan farklı bir yüzey morfolojisi oluşturmadığı görülmektedir. SEM analizleri de profilometre verilerini desteklemektedir.
- Bu bilgilere dayanarak rutin olarak yapılan air flow, ultrasonik kazıyıcı işlemleri restoratif materyaller üzerinde pürüzlü yüzeyler oluşturmaması için doğru açı, güç ayarı ve cihaz seçimiyle kullanılmalıdır.
- Air flow ve ultrasonik kazıyıcı uygulamalarından sonra restoratif materyallere tekrar polisaj işlemi uygulanmalıdır.
- Dişeti seviyesinde ve dişeti altına uzanan restorasyonların materyal seçiminde seramik ilaveli PEEK'e alternatif olan diğer PEEK kompozitlerin kullanımı önerilmektedir.

KAYNAKÇA

1. Siewert B, Parra M. A new group of material in dentistry: peek as a framework material used in 12-piece implant-supported bridges. *Zahnarzt Implantol.* 2013; 29: 148-159.
2. Webber B, McDonald A, Knowles J. An in vitro study of the compressive load at fracture of procera allceram crowns with varying thickness of veneer porcelain. *J Prosthet Dent.* 2003 Feb;89(2):154-60.
3. Karunagaran S, Paprocki GJ, Wicks R, Markose S. A review of implant abutments--abutment classification to aid prosthetic selection. *J Tenn Dent Assoc.* 2013 Fall-Winter;93(2):18-23; quiz 23-4.
4. Guess PC, Kulis A, Witkowski S, Wolkewitz M, Zhang Y, Strub JR. Shear bond strengths between different zirconia cores and veneering ceramics and their susceptibility to thermocycling. *Dent Mater.* 2008 Nov;24(11):1556-67.
5. Stawarczyk B, Beuer F, Wimmer T, Jahn D, Sener B, Roos M, et al. Polyetheretherketone-a suitable material for fixed dental prostheses. *J Biomed Mater Res Part B Appl Biomater.* 2013 Oct;101(7):1209-16.
6. Bechir ES, Bechir A, Gioga C, Manu R, Burcea A, Dascalu IT. the advantages of biohpp polymer as superstructure material in oral implantology. *Mater Plast.* 2016; 3(53). 394-398
7. Zoidis P, Papathanasiou I. Modified PEEK resin-bonded fixed dental prosthesis as an interim restoration after implant placement. *J Prosthet Dent.* 2016 Nov;116(5):637-41.
8. Knoernschild KL, Campbell SD. Periodontal tissue responses after insertion of artificial crowns and fixed partial dentures. *J Prosthet Dent.* 2000 Nov;84(5):492-8.
9. Chiche G, Pinault A. Esthetics of anterior fixed prosthodontics. Quintessence Publishing Co.1994; (7): 143 -159
10. Felton DA, Kanoy BE, Bayne SC, Wirthman GP. Effect of in vivo crown margin discrepancies on periodontal health. *J Prosthet Dent.* 1991 Mar;65(3):357-64.
11. Reeves WG. Restorative margin placement and periodontal health. *J Prosthet Dent.* 1991 Dec;66(6):733-6.
12. Freilich MA, Niekrash CE, Katz RV, Simonsen RJ. Periodontal effects of fixed partial denture retainer margins: configuration and location. *J Prosthet Dent.* 1992 Feb;67(2):184-90.

13. Aydın AK. Evaluation of finishing and polishing techniques on surface roughness of chromium-cobalt castings. J Prosthet Dent. 1991 Jun;65(6):763-7.
14. Arı N. Farklı oranlarda zeolit ilave edilmiş fosfat bağlantılı revetmanın, dökümün boyutsal değişikliğine ve yüzey pürüzlülüğüne olan etkisi. Yeditepe Üni Diş Hek Fak Master Tezi. İstanbul. 2004.
15. Yuodelis RA, Weaver JD, Sapkos S. Facial and lingual contours of artificial complete crown restorations and their effects on the periodontium. J Prosthet Dent. 1973 Jan;29(1):61-6.
16. Silness J. Fixed prosthodontics and periodontal health. Dent Clin North Am. 1980; 24(2): 317-329.
17. Donovan TE, Gandara BK, Nemetz H. Review and survey of medicaments used with gingival retraction cords. J Prosthet Dent. 1985 Apr;53(4):525-31.
18. Cooney JP, Doyle TM, Caputo AA. Surface smoothness and marginal fit with phosphate-bonded investments. J Prosthet Dent. 1979 Apr;41(4):411-7.
19. Ogura H, Raptis CN, Asgar K. Inner surface roughness of complete cast crowns made by centrifugal casting machines. J Prosthet Dent. 1981 May;45(5):529-35.
20. Karahanlı I. Farklı yüzey işlemleri uygulanmış alaşım gruplarına bakteri tutunmasının in vitro olarak değerlendirilmesi doktora tezi. A Ü Sağ Bil E. 2002: 1-108.
21. Verran J, Maryan CJ. Retention of candida albicans on acrylic resin and silicone of different surface topography. J Prosthet Dent. 1997 May;77(5):535-9.
22. Tural Z, Yamaner I, Tuncer E. Dental seramiğin tarihsel gelişimi. Atatürk Üni Diş Hek Fak Derg. 2015; 25:157-166.
23. The glossary of prosthodontic term. 2005; 8th Ed, Mosby, St Louis, P.20.
24. Shillingburg HT, Hobo S, Whitsett LD, Jacobi R, Brackett SE. Fundamentals of fixed prosthodontics. London: Quintessence Publishing Co Inc. 1997.
25. Khajotia SS, Mackert JR, Twiggs SW, Russell CM, Williams AL. Elimination, via high-rate laser dilatometry, of structural relaxation during thermal expansion measurement of dental porcelains. Dent Mater. 1999 Nov;15(6):390-6.
26. Yavuzylmaz H, Turhan B, Bavbek B, Kurt E. Tam porselen sistemleri I. Gazi Üni Diş Hek Fak Derg. 2005; 22(1): 41-48.
27. O'brien WJ. Dental materials and their selection. 3rd Ed. Chicago, Quintessence. Int. 2002.
28. Mclean JW. Science and art of dental ceramics volume 1: the nature of dental

- ceramics and their clinical uses. Chicago Quintessence Publishing Co. Inc. 1979.
29. Touati B, Miara P, Nathanson D. Esthetic dentistry and ceramic restorations. london. martin. dunitz. 1999; P. 25-28,
 30. Yavuzylmaz H. Metal destekli estetik kuronlar. Gazi Üni İletişim Fak Basımevi. 1996; P. 49-52, 192-196, 213, 217, 222-224, 232-234, 239, 240, 301-303.
 31. Yılmaz B. Beş farklı yöntemle hazırlanan zirkonyum alt yapılı kuronların marjnal uyum ve kırılma dirençlerinin in vitro olarak değerlendirilmesi. Atatürk Üni Diş Hek Fak Derg.2008; 9:24-29.
 32. McCabe JF. Anderson's applied dental materials. 6th Ed. Blackwell. Scientific. Publications. Londra. 1985.
 33. Valega TM. Alternativeto gold alloys in dentistry. Confproc, 1987,77-1227; 40-67
 34. Reitemeier B, Hänsel K, Kastner C, Walter MH. Metal-ceramic failure in noble metal crowns: 7-year results of a prospective clinical trial in private practices. Int J Prosthodont. 2006 Jul-Aug;19(4):397-9.
 35. Zarone F, Russo S, Sorrentino R. From porcelain-fused-to-metal to zirconia: clinical and experimental considerations. Dent Mater. 2011 Jan;27(1):83-96.
 36. Ozcan M. Fracture reasons in ceramic-fused-to-metal restorations. J Oral Rehabil. 2003 Mar;30(3):265-9.
 37. Craig RG, Powers JM. Restorative dental materials. 11th Edition. St. Louis: Mosby. 2002; 515
 38. Yamamoto M. Metal-Ceramics. Quintessence Publishing Co. Inc. Chicago, Berlin, Rio De Janerio. Tokyo Anusavice KJ. Phillips' Science Of Dental Materials, 11 Ed. St. Louis. 2003. P. 655-721.
 39. Guazzato M, Albakry M, Ringer SP, Swain MV. Strength, fracture toughness and microstructure of a selection of all-ceramic materials. Part 1. Pressable and alumina glass-infiltrated ceramics. Dent Mater 2004; 20(5): 441-8.
 40. Gracis S, Thompson VP, Ferencz JL, Silva NR, Bonfante EA. A new classification system for all-ceramic and ceramic-like restorative materials. Int J Prosthodont. 2015 May-Jun;28(3):227-35.
 41. Nakamura Y, Sato H, Ohtsuka M, Hojo S. Polishing of dental porcelain by polycrystalline diamond. Biomed Mater Eng. 2010;20(5):283-93.

42. Lohbauer U, Müller FA, Petschelt A. Influence of surface roughness on mechanical strength of resin composite versus glass ceramic materials. *Dent Mater.* 2008 Feb;24(2):250-6.
43. Castellani D, Baccetti T, Giovannoni A, Bernardini UD. Resistance to fracture of metal ceramic and all-ceramic crowns. *Int J Prosthodont.* 1994 Mar-Apr;7(2):149-54.
44. Crispin B. Contemporary esthetic dentistry: practice fundamentals. Chapter 6: Esthetic ceramic restorative materials and techniques, Tokyo, Quintessence Pub Co, Inc. 1994.
45. Denry I, Kelly JR. Emerging ceramic-based materials for dentistry. *J Dent Res.* 2014 Dec;93(12):1235-42.
46. Kelly JR. Dental ceramics: current thinking and trends. *Dent Clin North Am.* 2004 Apr;48(2):viii, 513-30.
47. Kelly JR, Nishimura I, Campbell SD. Ceramics in dentistry: historical roots and current perspectives. *J Prosthet Dent.* 1996 Jan;75(1):18-32.
48. Columbia Encyclopedia, Sixth Edition 2003 E-Library
49. Piconi C, Maccauro G. Zirconia as a ceramic biomaterial. *Biomaterials.* 1999; 20: 1-25.
50. Lüthy H, Loeffel O, Hammerle CH. Effect of thermocycling on bond strength of luting cements to zirconia ceramic. *Dent Mater.* 2006 Feb;22(2):195-200.
51. Deville S, Gremillard L, Chevalier J, Fantozzi G. A critical comparison of methods for the determination of the aging sensitivity in biomedical grade yttria-stabilized zirconia. *J Biomed Mater Res Part B Appl Biomater.* 2005 Feb 15;72(2):239-45.
52. Kirmali O, Kustarci A, Kapdan A, Er K. Efficacy of surface roughness and bond strength of Y-TZP zirconia after various pre-treatments. *Photomed Laser Surg.* 2015 Jan;33(1):15-21.
53. Hansen PA, West LA. Allergic reaction following insertion of a Pd-Cu-Au fixed partial denture: a clinical report. *J Prosthodont.* 1997 Jun;6(2):144-8.
54. Denry I, Kelly JR. State of the art of zirconia for dental applications. *Dent Mater.* 2008 Mar;24(3):299-307.
55. Silva NRFA, Sailer I, Zhang Y, Coelho PG, Guess PC, Zembic A, Kohal RJ. Performance of zirconia for dental healthcare. *Materials.* 2010; 3(2): 863-896.
56. Lüthy H, Filser F, Loeffel O, Schumacher M, Gauckler LJ, Hammerle CH. Strength and reliability of four-unit all-ceramic posterior bridges. *Dent Mater.* 2005 Oct;21(10):930-7.

57. Boundrias P, Shoghiikian E, Morin E, Hutnik P. Esthetic option for the implant-supported single- tooth restoration treatment sequence with a ceramic abutment. J Can Dent Assoc. 2001;67(9): 508-514.
58. Manicone PF, Rossi Iommetti P, Raffaelli L. An overview of zirconia ceramics: basic properties and clinical applications. J Dent. 2007 Nov;35(11):819-26.
59. Raut A, Rao PL, Ravindranath T. Zirconium for esthetic rehabilitation: an overview. Indian J Dent Res. 2011 Jan-Feb;22(1):140-3.
60. O'Keefe KL, Miller BH, Powers JM. Invitro tensile bond strenght of adhesive cements to new post materials. Int J Prosthodont 2000;13:47-51.
61. Eğilmez F, Yıldırım Biçer AZ, Ergün G. Zirkonyumla güçlendirilmiş seramikler ve dental implantolojide kullanımı. Cumhuriyet Dent J 2010; 13(2):72-80.
62. Simsiriwong J, Shrestha R, Shamsaei N, Lugo M, Moser RD. Effects of microstructural inclusions on fatigue life of polyether ether ketone (PEEK). J Mech Behav Biomed Mater. 2015 Nov;51:388-97.
63. Kumar D, Rajmohan T, Venkatachalapathi S. Wear behavior of peek matrix composites: a review. Materials Today: Proceedings. 2018;5(6):14583-9
64. Williams D. Polyetheretherketone for long-term implantable devices. Med Device Technol. 2008 Jan-Feb;19(1):8, 10-1.
65. Hearle JW. High-Performance Fibres. Crc Press.Cambridge. 2001.
66. Kurtz SM, Devine JN. PEEK biomaterials in trauma, orthopedic, and spinal implants. Biomaterials. 2007 Nov;28(32):4845-69.
67. Williams D. New horizons for thermoplastic polymers. Med Device Technol. 2001 May;12(4):8-9.
68. Karan M, Dua JS, Sonia C, Priyanshu RS, Anuj A, Veenita S. Polyetheretherketone (Peek) dental implants: a case for immediate loading. Int J Oral Implantol Clin Res. 2011; 2(2): 97-103.
69. Safak D. Plastik enjeksiyon kalıplarının tasarım bakımından incelenmesi ve uygulamalı tasarım örneği. (Yüksek Lisans Tezi). İst Tek Üni Fen Blm Ens İstanbul. 2001
70. Patel P, Hull T, Cabe RW, Flath D, Grasmeder J, Percy M. Mechanism of thermal decomposition of poly ether ether ketone (peek) from a review of decomposition studies. Polymer. Degradation. Stability. 2010; 95(5): 709-718.
71. Bismarck A, Hofmeier M, Dörner G. Effect of hot water immersion on the performance of carbon reinforced unidirectional poly ether ether ketone (peek)

- composites: stress rupture under end- loaded bending. *Compos Part Appl Sci Manuf*. 2007; 38(2): 407–426.
72. Ha SW, Hauert R, Ernst KH, Wintermantel E. Surface analysis of chemically- etched and plasma-treated polyetheretherketone (peek) for biomedical applications. *Surf Coat Technol*. 1997; 96(2-3): 293–299.
 73. Wijers MC, Jin M, Wessling M, Strathmann H. Supported liquid membranes modification with sulphonated poly ether ether ketone: permeability, selectivity and stability. *J Membr Sci*. 1998; 147(1): 117–130
 74. Mckeen LW. Fluorinated coatings and finishes handbook: the definitive user's guide, william andrew. 2006.
 75. Zhang G, Latour RA, Kennedy JM, Del Schutte H, Friedman RJ. Long-term compressive property durability of carbon fibre-reinforced polyetheretherketone composite in physiological saline. *Biomaterials*. 1996 Apr;17(8):781-9.
 76. Brown SA, Hastings RS, Mason JJ, Moet A. Characterization of short-fibre reinforced thermoplastics for fracture fixation devices. *Biomaterials*. 1990 Oct;11(8):541-7.
 77. Meyer MR, Friedman RJ, Del Schutte H, Latour RA. Long-term durability of the interface in FRP composites after exposure to simulated physiologic saline environments. *J Biomed Mater Res*. 1994 Oct;28(10):1221-31.
 78. Skinner HB. Composite technology for total hip arthroplasty. *Clin Orthop Relat Res*. 1988 Oct;(235):224-36.
 79. Lee WT, Koak JY, Lim YJ, Kim SK, Kwon HB, Kim MJ. Stress shielding and fatigue limits of poly-ether-ether-ketone dental implants. *J Biomed Mater Res Part B Appl Biomater*. 2012 May;100(4):1044-52.
 80. Sandler J, Werner P, Shaffer Ms, Demchuk V, Altstädt V, Windle Ah. Carbon-Nanofibre-Reinforced poly ether ether ketone composites. *Composites Part A: App Sci Manufact*. 2002;33(8):1033–1039.
 81. Rho JY, Ashman RB, Turner CH. Young's modulus of trabecular and cortical bone material: ultrasonic and microtensile measurements. *J Biomech*. 1993;26(2):111– 119.
 82. Lewinstein I, Banks-Sills L, Eliasi R. Finite element analysis of a new system (IL) for supporting an implant-retained cantilever prosthesis. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 1995 May-Jun;10(3):355-66.
 83. Zafar MS, Ahmed N. Nanoindentation and surface roughness profilometry of poly methyl metacrylate denture base materials. *Technol Health Care*. 2014;22(4):573-81.

84. Rees JS, Jacobsen PH. The elastic modulus of enamel and dentine. *Clinic Mater.* 1993;14(1):35-39.
85. Cole KC, Casella IG. Fourier transform infrared spectroscopic study of thermal degradation in poly ether ether ketone-carbon composites. *Polymer.* 1993;34(4):740–745.
86. Hay JN, Kemmish DJ. Thermal decomposition of poly aryl ether ketones. *Polymer.* 1987; 28(12): 2047–2051.
87. Buggy M, Carew A. The effect of thermal ageing on carbon fibre-reinforced polyetheretherketone (PEEK). *J Mater Sci.* 1994; 29(7): 1925–1929.
88. Sasuga T, Hagiwara M. Radiation deterioration of several aromatic polymers under oxidative conditions. *Polymer.* 1987; 28(11): 1915–1921.
89. Li HM, Fouracre RA, Given MJ, Banford HM, Wysocki S, Karolczak S. The effects on polyetheretherketone and polyethersulfone of electron and gamma irradiation. *Ieee Trans Dielectr Electr Insul.* 1999; 6(3): 295–303
90. Kwarteng KB, Stark C. Carbon fiber reinforced peek composites for orthopaedic implants. *Sampe Q.* 1990;122:10–14.
91. Feerick EM, Kennedy J, Mullett H, FitzPatrick D, McGarry P. Investigation of metallic and carbon fibre PEEK fracture fixation devices for three-part proximal humeral fractures. *Med Eng Phys.* 2013 Jun;35(6):712-22.
92. Hearle JW. Physical structure and fibre properties. *Regenerated Cellulose Fibres.* 2001;18.
93. Wang Q, Xue Q, Shen W. The friction and wear properties of nanometre sio 2 filled polyetheretherketone. *Tribol Int.* 1997; 30(3): 193–197.
94. Williams DF, Mcnamara A, Turner RM. Potential of polyetheretherketone (PEEK) and carbon-fibre-reinforced peek in medical applications. *J Mater Sci Lett.* 1987; 6(2):188–190.
95. Katzer A, Marquardt H, Westendorf J, Wening JV, von Foerster G. Polyetheretherketone--cytotoxicity and mutagenicity in vitro. *Biomaterials.* 2002 Apr;23(8):1749-59.
96. Sagomonyants KB, Jarman-Smith ML, Devine JN, Aronow MS, Gronowicz GA. The in vitro response of human osteoblasts to polyetheretherketone (PEEK) substrates compared to commercially pure titanium. *Biomaterials.* 2008 Apr;29(11):1563-72.
97. Rivard CH, Rhalmi S, Coillard C. In vivo biocompatibility testing of peek polymer for a spinal implant system: a study in rabbits. *J Biomed Mater Res.* 2002 Dec 15;62(4):488-98.

98. Kurtz SM. Peek Biomaterials Handbook; Elsevier Science: Waltham. 2012; Pp2.
99. Adem N. The effect of different surface treatments of shear bond strength of veneering composite to implant-based peek abutment. 2018 Yeditepe Üni Sağlık Bil Enst Protez Bölümü Yüksek Lisans Tezi
100. Eichhorn SJ, Hearle JWS, Jaffe M, Kikutani T. Handbook Of Textile Fibre Structure Volume 2. Woodhead Publishing Limited, Cambridge, 2009.
101. Sperling LH. Introduction to physical polymer science. John Wiley&Sons. 2005.
102. Shafie HR. Clinical and laboratory manual of dental implant abutments. John Wiley&Sons. 2014;3,9,13,7-20.
103. Zoidis P, Papathanasiou I, Polyzois G. The use of a modified poly-ether-ether-ketone (PEEK) as an alternative framework material for removable dental prostheses. a clinical report. J Prosthodont. 2016 Oct;25(7):580-4.
104. Stawarczyk B, Jordan P, Schmidlin PR, Roos M, Eichberger M, Gernet W. PEEK surface treatment effects on tensile bond strength to veneering resins. J Prosthet Dent. 2014 Nov;112(5):1278-88.
105. Zhou L, Qian Y, Zhu Y, Liu H, Gan K, Guo J. The effect of different surface treatments on the bond strength of PEEK composite materials. Dent Mater. 2014 Aug;30(8):e209-15.
106. Jarman-Smith M. Evolving uses for implantable PEEK and PEEK based compounds. Med Device Technol. 2008 Oct;19(6):12-5.
107. Bradley JS, Hastings GW, Johnson-Nurse C. Carbon fibre reinforced epoxy as a high strength, low modulus material for internal fixation plates. Biomaterials. 1980 Jan;1(1):38-40.
108. Nisa VS, Rajesh S, Murali KP, Priyadarsini V, Potty SN, Ratheesh R. Preparation, characterization and dielectric properties of temperature stable $\text{SrTiO}_3/\text{peek}$ composites for microwave substrate applications. Composites Sci Techno. 2008; 68(1): 106-112.
109. Panayotov IV, Orti V, Cuisinier F, Yachouh J. Polyetheretherketone (PEEK) for medical applications. J Mater Sci Mater Med. 2016 Jul;27(7):118.
110. Pascual AMD, Naffakh M, Gonzalez- Dominguez JM, Anson, A, Rubi YM, Martinez MT, Simard B, Gomez MA. High performance Peek/ Carbon nanotube composites compatibilized with polysulfones- II. mechanical and electrical properties. Carbon. 2010; 48(12): 3500-3511

111. Edie DD. The effect of processing on the structure and properties of carbon fibers. *Carbon*. 1998; 36(4): 345- 362
112. Najeeb S, Zafar MS, Khurshid Z, Siddiqui F. Applications of polyetheretherketone (PEEK) in oral implantology and prosthodontics. *J Prosthodont Res*. 2016 Jan;60(1):12-9.
113. Lin TW, Corvelli AA, Frondoza CG, Roberts JC, Hungerford DS. Glass peek composite promotes proliferation and osteocalcin production of human osteoblastic cells. *J Biomed Mater Res*. 1997 Aug;36(2):137-44.
114. Atkinson J. Enthalpic relaxation in semi-crystalline PEEK. *Polymer*. 2002 Feb;43(3):731-5.
115. Wiesli MG, Ozcan M. High-Performance polymers and their potential application as medical and oral implant materials: a review. *Implant Dent*. 2015 Aug;24(4):448-57.
116. Neugebauer J, Adler S, Kisttler F, Et Al. The use of plastics in fixed prosthetic implant restoration. *Zwr- German. Dent J*. 2013; 122: 242-245
117. Pattanayak DK, Rao BT, Mohan TRR. Calcium phosphate bioceramics and bioceramic composites. *J Sol Gel Sci Technol*. 2010; 59: 432-447.
118. Heimann RB. Plasma-Sprayed hydroxylapatite-based coatings: chemical, mechanical, microstructural, and biomedical properties. *J Therm Spray Technol*. 25 (2016), Pp. 827-850
119. Heimann RB. The challenge and promise of low-temperature bioceramic coatings: an editorial. *Surf Coat Technol*. 2016: 301: 1-5.
120. Ma R, Tang T. Current strategies to improve the bioactivity of PEEK. *Int J Mol Sci*. 2014 Mar 28;15(4):5426-45.
121. Abubakar MS, Cheang P, Khor KA. Tensile properties and microstructural analysis of spheroidized hydroxyapatite–poly (etheretherketone) biocomposites mater. *Sci Eng A*. 2003; 345(1-2): 55-63
122. Abu Bakar MS, Cheng MH, Tang SM, Yu SC, Liao K, Tan CT, et al. Tensile properties, tension-tension fatigue and biological response of polyetheretherketone-hydroxyapatite composites for load-bearing orthopedic implants. *Biomaterials*. 2003 Jun;24(13):2245-50.
123. Petrovic L, Pohle D, Münstedt H, Rechtenwald T, Schlegel KA, Rupprecht S. Effect of betaTCP filled polyetheretherketone on osteoblast cell proliferation in vitro. *J Biomed Sci*. 2006 Jan;13(1):41-6.

124. Bakar MS, Cheang P, Khor KA. Mechanical properties of injection molded hydroxyapatite–polyether ether ketone biocomposites. *Compos Sci Technol*. 2003; 63: 421-425.
125. Wu X, Liu X, Wei J, Ma J, Deng F, Wei S. Nano-TiO₂/PEEK bioactive composite as a bone substitute material: in vitro and in vivo studies. *Int J Nanomedicine*. 2012;7:1215-25.
126. Han CM, Lee EJ, Kim HE, Koh YH, Kim KN, Ha Y. The electron beam deposition of titanium on polyetheretherketone (PEEK) and the resulting enhanced biological properties. *Biomaterials*. 2010 May;31(13):3465-70.
127. Nurhaerani, Arita K, Shinonaga Y, Nashino M. Plasma-Based fluorine ion implantation into dental materials for inhibition of bacterial adhesion. *Dent Mater J*. 2006; 25(4):684-92.
128. Ma R, Tang T. Current strategies to improve the bioactivity of PEEK. *Int J Mol Sci*. 2014 Mar 28;15(4):5426-45.
129. Maharaj G, Bleser S, Albert K, Lambert R, Jani S, Jamison R. Characterization of wear in composite material orthopaedic implants. Part I: The composite trunnion/ceramic head interface. *Biomed Mater Eng*. 1994;4(3):193-8.
130. Camarini ET, Tomeh JK, Dias RR, da Silva EJ. Reconstruction of frontal bone using specific implant polyether-ether-ketone. *J Craniofac Surg*. 2011 Nov;22(6):2205-7.
131. Maldonado-Naranjo AL, Healy AT, Kalfas IH. Polyetheretherketone (PEEK) intervertebral cage as a cause of chronic systemic allergy: a case report. *Spine J*. 2015 Jul 1;15(7):e1-3.
132. Turner J, Paller D, Murrell C. The mechanical effect of commercially pure titanium and poly ether ether ketone rods on spinal implants at the operative and adjacent levels. *Spine. J*. 2010; 35: 1076-1082
133. Gornet MF, Chan FW, Coleman JC, Murrell B, Nockels RP, Taylor Baochoa JA. Biomechanical assessment of a peek rod system for semi-rigid fixation of lumbar fusion constructs. *J Biomech Eng*. 2011; 133(8): 081009.
134. Lethaus B, Safi Y, Ter Laak-Poort M, Kloss-Brandstatter A, Banki F, Robbenmenke C, Kessler P. Cranioplasty with customized titanium and peek implants in a mechanical stress model. *J Neurotrauma*. 2012; 29(6): 1077-1083.

135. Wang L, Weng L, Song S, Zhang Z, Tian S, Ma R. Characterization of polyether ether ketone–hydroxyapatite nanocomposite materials. *Mat Sci Engineering*. 2011; 528(10-11): 3689-3696.
136. Stawarczyk B, Thrun H, Eichberger M, Roos M, Edelhoff D, Schweiger J, et al. Effect of different surface pretreatments and adhesives on the load-bearing capacity of veneered 3-unit PEEK FDPs. *J Prosthet Dent*. 2015 Nov;114(5):666-73.
137. Brånemark PI, Adell R, Breine U, Hansson BO, Lindström J, Ohlsson A. Intra-osseous anchorage of dental prostheses. I. Experimental studies. *Scand J Plast Reconstr Surg*. 1969;3(2):81-100.
138. Schuitalla A, Müller WD. PEEK dental implants: a review of the literature. *J Oral Implantol*. 2013 Dec;39(6):743-9.
139. Shapira L, Klinger A, Tadir A, Wilensky A, Halabi A. Effect of a niobium-containing titanium alloy on osteoblast behavior in culture. *Clin Oral Implants Res*. 2009 Jun;20(6):578-82.
140. Yıldırım M, Fischer H, Marx R, Edelhoff D. İmplant Destekli Tam Seramik Restorasyonların Kırılma Direnci. *J Prost Dent*. 2003; 90(4): 325–331.
141. Sandhaus S. Oral rehabilitation using implantation method cbs. *Zwr*. 1971; 80(13): 597–604.
142. Andreiotelli M, Wenz HJ, Kohal R-J. Are ceramic implants a viable alternative to titanium implants: a systematic literature review. *Clin Oral Implants Res*. 2009; 20: 32–47.
143. Corvelli AA, Biermann PJ, Roberts JC. Design, analysis, and fabrication of a composite segmental bone replacement implant. *J Adv Mater*. 1997; 28(3): 2–8.
144. Sarot JR, Contar CM, Cruz AC, de Souza Magini R. Evaluation of the stress distribution in CFR-PEEK dental implants by the three-dimensional finite element method. *J Mater Sci Mater Med*. 2010 Jul;21(7):2079-85.
145. Schuitalla AD, Abou-Emara M, Spintig T, Lackmann J, Müller WD. Finite element analysis of the biomechanical effects of PEEK dental implants on the peri-implant bone. *J Biomech*. 2015 Jan 2;48(1):1-7.
146. Koch FP, Weng D, Krämer S, Biesterfeld S, Jahn-Eimermacher A, Wagner W. Osseointegration of one-piece zirconia implants compared with a titanium implant of identical design: a histomorphometric study in the dog. *Clin Oral Implants Res*. 2010 Mar;21(3):350-6.

147. Wenz LM, Merritt K, Brown SA, Moet A, Steffee AD. In vitro biocompatibility of polyetheretherketone and polysulfone composites. *J Biomed Mater Res.* 1990 Feb;24(2):207-15.
148. Almasi D, Iqbal N, Sadeghi M, Sudin I, Abdul Kadir MR, Kamarul T. Preparation Methods for Improving PEEK's Bioactivity for Orthopedic and Dental Application: A Review. *Int J Biomater.* 2016;2016:8202653.
149. Maekawa M, Kanno Z, Wada T, Hongo T, Doi H, Hanawa T. Mechanical properties of orthodontic wires made of super engineering plastic. *Dent Mater J.* 2015;34(1):114-9.
150. Rubert SCG, Calas MDM, Barberá AG. Analysis of the feeding system in the injection process of peek in fixed partial dentures. *Procedia Engineering.* 2015; 132: 1021-1028.
151. Maté Sánchez de Val JE, Gómez-Moreno G, Pérez-Albacete Martínez C, Ramírez-Fernández MP, Granero-Marín JM, Gehrke SA. Peri-implant tissue behavior around non-titanium material: Experimental study in dogs. *Ann Anat.* 2016 Jul;206:104-9.
152. Schwitalla AD, Abou-Emara M, Zimmermann T, Spintig T, Beuer F, Lackmann J, et al. The applicability of PEEK-based abutment screws. *J Mech Behav Biomed Mater.* 2016 10;63:244-51.
153. Barão VA, Mathew MT, Assunção WG, Yuan JC, Wimmer MA, Sukotjo C. Stability of cp-Ti and Ti-6Al-4V alloy for dental implants as a function of saliva pH - an electrochemical study. *Clin Oral Implants Res.* 2012 Sep;23(9):1055-62.
154. Mathew MT, Abbey S, Hallab NJ, Hall DJ, Sukotjo C, Wimmer MA. Influence of pH on the tribocorrosion behavior of CpTi in the oral environment: synergistic interactions of wear and corrosion. *J Biomed Mater Res Part B Appl Biomater.* 2012 Aug;100(6):1662-71.
155. Neumann EA, Villar CC, Franca FM . Fracture resistance of abutment screws made of titanium, polyetheretherketone, and carbon fiber-reinforced polyether ether ketone. *Braz Oral Res.* 2014;28, 1, 1-5.
156. Koutouzis T, Richardson J, Lundgren T. Comparative soft and hard tissue responses to titanium and polymer healing abutments. *J Oral Implantol.* 2011 Mar;37 Spec No:174-82.
157. Hahnel S, Wieser A, Lang R, Rosentritt M. Biofilm formation on the surface of modern implant abutment materials. *Clin Oral Implants Res.* 2015 Nov;26(11):1297-301.

158. Zoidis P, Papathanasiou I. Modified PEEK resin-bonded fixed dental prosthesis as an interim restoration after implant placement. *J Prosthet Dent*. 2016 Nov;116(5):637-41.
159. Arda T, Arikan A. An in vitro comparison of retentive force and deformation of acetal resin and cobalt-chromium clasps. *J Prosthet Dent*. 2005 Sep;94(3):267-74.
160. Tannous F, Steiner M, Shahin R, Kern M. Retentive forces and fatigue resistance of thermoplastic resin clasps. *Dent Mater*. 2012 Mar;28(3):273-8
161. Adler S, Kistler S, Kistler F, Lermer J, Neugebauer J. Compression-Moulding rather than milling: a wealth of possible applications for high performance polymers. *Quintessenz Zahntech*. 2013; 39: 376–384.
162. Fueki K, Ohkubo C, Yatabe M, Arakawa I, Arita M, Ino S. Clinical application of removable partial dentures using thermoplastic resin. Part I: material properties and clinical features of non-metal clasp dentures. *J Prosthodont Res*. 2014; 58(2): 71– 84
163. Palau CS, Nicolas TJ, Barbera BM, Termes CJ. Use of poly ether ether ketone in the fabrication of a maxillary obturator prosthesis: A clinical report. *J Prosthet Dent*. 2014; 112: 680-682.
164. Zok FW, Miserez A. Property maps for abrasion resistance of materials. *Acta Mater*. 2007; 55(18): 6365–6371.
165. Sproesser O, Schmidlin PR, Uhrenbacher J, Eichberger M, Roos M, Stawarczyk B. Work of adhesion between resin composite cements and peek as a function of etching duration with sulfuric acid and its correlation with bond strength values. *I J Adhesion & Adhesives*. 2014; 54, 184-190.
166. Stawarczyk B, Keul C, Beuer F, Roos M, Schmidlin Pr. Tensile bond strength of veneeringresins to peek: impact of differentadhesives. *Dent Mat. J*. 2013; 32(3): 441– 448.
167. Schweiger J, Schmidlin PR. Effect of different surface pretreatments and adhesives on the load-bearing capacity of veneered 3-unit peek fdps. *J Prosthet Dent*.2015(b); 114, 5, 666-673
168. Stawarczyk B, Beuer F, Wimmer T, Jahn D, Sener B, Roos M, Schmidlin PR. Polyetheretherketone-A suitable material for fixed dental prostheses?. *J Biomed Mater Res Part B Appl Biomater*.2013(a); 101, 1209-1216.
169. Keul C, Liebermann A, Schmidlin PR, Roos M, Sener B, Stawarczyk B. Influence of peek surface modification on surface properties and bond strength toveneering resin composites. *J Adhes Dent*. 2014; 16(4): 383–392.
170. Schmidlin PR, Stawarczyk B, Wieland M, Attin T, Hämmerle CHF, Fischer J. Effect

- of different surface pre-treatments and luting materials on shear bond strength to Peek. *Dent Mater.* 2010; 26(6): 553-9.
171. Georgiev J, Vlahova A, Kissov H, Aleksandrov S, Kazakova R. Possible application of biohpp in prosthetic dentistry: a literature review. *J Imab–Annual Proceeding Sci Pap.* 2018; 24(1):1 896–1898.
 172. Rosentritt M, Preis V, Behr M, Sereno N, Kolbeck C. Shear bond strength between veneering composite and peek after different surface modifications. *Clin Oral Investig.* 2015; 19(3): 739–744.
 173. Hallmann L, Mehl A, Sereno N, Hämmerle CHF. The improvement of adhesive properties of peek through different pre-treatments. *Appl Surf Sci* 2012; 258(18): 7213-8
 174. Lee K-S, Shin M-S, Lee J-Y, Ryu J-J, Shin S-W. Shear bond strength of composite resin to high performance polymer pekk according to surface treatments and bonding materials. *J Adv Prosthodont.* 2017; 9(5): 350-358.
 175. Chaijareenont P, Prakhamsai S, Silthampitag P, Takahashi H, Arksornnukit M. Effects of different sulfuric acid etching concentrations on peek surface bonding to resin composite. *Dent Mater J.* 2018; 37(3): 385-392.
 176. Sonpinkam S, Pattavarakorn D. Mechanical properties of sulfonated poly ether ether ketone nanocomposite membranes. *Int J Chem Eng Appl.* 2014; 5: 181-185.
 177. Petillo O, Peluso G, Ambrosio L, Nicolais L, Kao WJ, Anderson JM. In vivo induction of macrophage 1a antigen (mhc class II) expression by biomedical polymers in the cage implant system. *J Biomed Mater. Res.* 1994; 28(5): 635–646.
 178. Riverio O, Soto R, Comesana R, Boutinguiza MD, Del Val J, Quintero F. Laser surface modification of PEEK. *Appl Surf Sci.* 2012;258(23):9437-9442.
 179. Foxton RM, Cavalcanti AN, Nakajima M, Pilecki P, Sherriff M, Melo L. Durability of resin cement bond to aluminium oxide and zirconia ceramics after air abrasion and laser treatment. *J Prosthodont.* 2011 Feb;20(2):84-92.
 180. Uhrenbacher J, Schmidlin PR, Keul C, Eichberger M, Roos M, Gernet W, et al. The effect of surface modification on the retention strength of polyetheretherketone crowns adhesively bonded to dentin abutments. *J Prosthet Dent.* 2014 Dec;112(6):1489-97.
 181. Von der Fehr FR, Loe H, Theilade E. Experimental caries in man. *Caries Res.* 1970;4(2):131-48.
 182. Hannig M, Kriener L, Hoth-Hannig W, Becker-Willinger C, Schmidt H. Influence of nanocomposite surface coating on biofilm formation in situ. *J Nanosci Nanotechnol.* 2007 Dec;7(12):4642-8.

183. Carlén A, Nikdel K, Wennerberg A, Holmberg K, Olsson J. Surface characteristics and in vitro biofilm formation on glass ionomer and composite resin. *Biomaterials*. 2001 Mar;22(5):481-7.
184. Auschill TM, Arweiler NB, Brex M, Reich E, Sculean A, Netuschil L. The effect of dental restorative materials on dental biofilm. *Eur J Oral Sci*. 2002 Feb;110(1):48-53.
185. Dezelic T, Guggenheim B, Schmidlin PR. Multi- Species biofilm formation on dental materials and an adhesive patch. *Oral Health Prev Dent*. 2009; 7: 47-53
186. Lang NP, Attstrom R, Löe H. Proceedings Of the european workshop on mechanical plaque control. Chicago, Quintessence,1998.
187. Axelsson P. Current role of pharmaceuticals in prevention of caries and periodontal disease. *Int Dent J*. 1993; 43(5): 473-482.
188. Paranhos HFO, Salles AES, Macedo LDD, Silva-Lovato CH, Pagnano VO, Watanabe E. Complete denture biofilm after brushing with specific denture paste, neutral soap and artificial saliva. *Braz Dent J*. 2013; 24(1): 47-52
189. Reza A, Mahdi K, Reza F, Farzin H, Arash G. Comparison of the effect of hand instruments, an ultrasonic scaler, and an erbium-doped yttrium aluminium garnet laser on root surface roughness of teeth with periodontitis: a profilometer study. *J Periodontol Implant Sci*. 2013; 43(2): 101-105.
190. Hawkins BJ. Periodontal disease; therapy and prevention. *Vet Clin North Am Small Anim Pract*. 1997; 16(5): 835-849.
191. Thoen MA. Concepts in veterinary dentistry. *Vet Med Pub Com Kansas*. Chapter;3. Chapter;6. 1983.
192. Kandemir Ş, İlgenli T. Ultrasonik aletlerin diş yüzeyi temizliği sürelerinin belirlenmesi, uçların keskinliği, uçların semente etkisi ve türkiye’de üretilen ultrasonik aletlerin etkinliğinin değerlendirilmesi. *A Ü Diş Hek Fak Derg*. 2000; 15(1): 1-8
193. Carranza FA. Glicman’s Clinical Periodontology. 7 Nd Ed. Wb Saunders Company, 1993; P:603-614
194. Möller P, Grevstad AO, Kristoffersen T. Ultrasonic scaling of maxillary teeth causing teeth causing tinnitus and temporary hearing shifts. *J Clin Periodontol*. 1976; 3: 123-127.
195. Clark SM. The ultrasonik dental unit: a guide for the clinical application of ultrasonics in dentistry and in dental hygiene. *J Periodontol*. 1969; 40(11): 621-629.
196. Suppipat N. Ultrasonic in periodontics. *J Clin Periodontol*. 1974; 4(1): 206-213.

197. Efeoğlu A. Periodontal tedavide ultrasonik ve sonik kazıyıcılar. İst Üni Diş Hek Fak Derg. 1993; 27(3): 21-26.
198. Lie T, Leknes KN. Evaluation of the effect on root surfaces of air turbine scalers and ultrasonic instrumentation. J Periodontol. 1985 Sep;56(9):522-31.
199. Meyer K, Lie T. Root surface roughness in response to periodontal instrumentation studied by combined use of microroughness measurements and scanning electron microscopy. J Clin Periodontol. 1977 May;4(2):77-91.
200. Agger MS, Hörsted-Bindslev P, Hovgaard O. Abrasiveness of an air-powder polishing system on root surfaces in vitro. Quintessence Int. 2001 May;32(5):407-11.
201. Barnes CM, Russell CM, Gerbo LR, Wells BR, Barnes DW. Effects of an air-powder polishing system on orthodontically bracketed and banded teeth. Am J Orthod Dentofacial Orthop. 1990 Jan;97(1):74-81.
202. Ramfjord SP. Root planning and curettage. Int. Dent. J. 1980; 30(2); 93-100.
203. Snyder JA, Mcvay JT, Brown FH, Stoffers KW, Harvey RC, Houtson GD, Patrissi GA. The effect of air abrasive polishing on blood ph and electrolyte concentrations in healthy mongrel dogs. J Periodontol. 1990; 61(2): 81-86.
204. Willman DE, Norling BK, Johnson WN. A new prophylaxis instrument: effect on enamel alterations. J Dent Assoc. 1980; 101(6): 923-925.
205. Abrahms H, Barkmeier WW, Cooley RL. Temperature changes in the pulp chamber produced by ultrasonic instrumentation. Gen Dent. 1979; 27(5): 62-64.
206. Håkansson JP. Klinisk, histologisk utvärdering av behandling med prophy-jet. swed. Dent J. 1983; 20: 1084-1090.
207. Einstein A. Zur quantentheori der strahlung (on the quantum mechanics of radiation). Physikalische Zeitschrift. 1917; 18: 121-128.
208. Gould R. The laser, light amplification by stimulated emission of radiation. Uni Michigan, 15-18 June 1959; Pp.128.
209. Baş K. Periodontolojide Lazerlerin Kullanımı Bitirme Tezi. Ege Üni Diş Hek Fak. 2012.
210. Academy Report. Lasers In Periodontics. J Periodontol. 2002; 1231-1239.
211. Coletton S. Lasers in surgical periodontics and oral medicine. Lasers Clin Dent. 2004; 48(4): 937-962.
212. Position Paper. Lasers in periodontics. J Periodontol. 1996; 826-830.

213. Crespi R, Barone A, Covani U, Ciaglia RN, Romanos GE. Effects of CO2 laser treatment on fibroblast attachment to root surfaces. A scanning electron microscopy analysis. *J Periodontol*. 2002 Nov;73(11):1308-12.
214. Kakaboura A, Fragouli M, Rahiotis C, Silikas N. Evaluation of surface characteristics of dental composites using profilometry, scanning electron, atomic force microscopy and gloss-meter. *J Mater Sci Mater Med*. 2007 Jan;18(1):155-63.
215. Jefferies SR. The art and science of abrasive finishing and polishing in restorative dentistry. *Dent Clin North Am*. 1998 Oct;42(4):613-27.
216. Whitehead SA, Shearer AC, Watts DC, Wilson NH. Comparison of methods for measuring surface roughness of ceramic. *J Oral Rehabil*. 1995 Jun;22(6):421-7.
217. Yöndem İ. Farklı yüzey bitirme işlemlerinin metal desteksiz seramik restorasyonlarda yüzey pürüzlülüğü ve kırılma dayanımları üzerindeki etkisinin karşılaştırmalı olarak incelenmesi. Doktora Tezi. Selçuk Üni Sağ Bil Ens. 2006.
218. Flegler SI, Heckman JRJW, Klomprens KI. Scanning and transmission electron microscopy: an introduction. *Oxf. Univ. Press*. 1993; 225.
219. Al-Delayme RMA. Preservation of keratinized gingiva around dental implants using a diode laser when uncovering implants for second stage surgery. *Eur Oral Res*. 2019 Sep;53(3):106-12.
220. Biçer AZY, Unver S. Etiology of secondary caries in prosthodontic treatments, dental caries - diagnosis, prevention and management. 2018
221. Sugiyama T, Kameyama A, Enokuchi T, Haruyama A, Chiba A, Sugiyama S, Hosaka M, Takahashi T. Effect Of Professional Dental Prophylaxis On The Surface Gloss And Roughness Of Cad/Cam Restorative Materials. *J Clin Exp Dent*. 2017 1;9(6):E772-E778.
222. Jotikasthira NE, Lie T, Leknes KN. Comparative in vitro studies of sonic, ultrasonic and reciprocating scaling instruments. *J Clin Periodontol*. 1992; 19(8): 560-569
223. Rosentritt M, Hahnel S, Gröger G, Mühlfriedel B, Bürgers R, Handel G. Adhesion of streptococcus mutans to various dental materials in a laminar flow chamber system. *J Biomed Mater Res A Appl Biomater*. 2008; 86(1): 36-44.
224. Najeeb S, Zafar MS, Khurshid Z, Siddiqui F. Applications Of Polyether Ether Ketone In Oral Implantology And Prosthodontics. *J. Prost. Rsch*. 2006; 60(1): 12-19.
225. Rahmitasari F, Ishida Y, Kurahashi K, Matsuda T, Watanabe M, Ichikawa T. Peek With Reinforced Materials And Modifications For Dental Implant Applications. *Dent. J*. 2017;5(4):35.
226. Larson Td. Why Do We Polish? Part One. *Northwest Dent*. 2011; 90(3): 17-22.

227. Çulhaoğlu AK, Özkır SE, Türkkal F. polieter eter keton (peek) ve dental kullanımı. Atatürk Üni Diş Hek Fak Derg. 2019;29(4):711-718
228. Skirbutis G, Dzingutė A, Masiliūnaitė V, Šulcaitė G, Žilinskas J. A review of PEEK polymer's properties and its use in prosthodontics. Stomatologija. 2017;19(1):19-23.
229. Petersen RC, Reddy MS, Liu PR. Fiber-Reinforced Composites: A Breakthrough in Practical Clinical Applications with Advanced Wear Resistance for Dental Materials. EC Dent Sci. 2018 May;17(5):430-59.
230. Hasani Tabatabaei M, Hasani Z, Ahmadi E. In vitro evaluation of veneering composites and fibers on the color of fiber-reinforced composite restorations. J Dent (Tehran). 2014 Jul;11(4):473-80.
231. Sawant A, Chunawalla Y, Morawala A, S Kanchan N, Jain K, Talathi R. Evaluation of Novel Glass Fiber-reinforced Composite Technique for Primary Anterior Teeth with Deep Carious Lesions: A 12-month Clinical Study. Int J Clin Pediatr Dent. 2017 Apr-Jun;10(2):126-30..
232. Kanie T, Fujii K, Arikawa H, Inoue K. Flexural properties and impact strength of denture base polymer reinforced with woven glass fibers. Dent Mater. 2000 Mar;16(2):150-8.
233. Chen SY, Liang WM, Yen PS. reinforcement of acrylic denture bas eresin by incorporation of various fibers. J Biomed Material Res. 2001;58:203-8.
234. Garoushi S, Tanner J, Vallittu P, Lassila L. Preliminary Clinical Evaluation Of Short Fiber-Reinforced Composite Resin In Posterior Teeth: 12-Months Report. Open Dent. J. 2012; 6: 4145.
235. Liu H, Wang J, Jiang P, Yan F. Accelerated degradation of polyetheretherketone and its composites in the deep sea. R Soc Open Sci. 2018 Apr;5(4):171775.
236. Scotchford CA, Garle MJ, Batchelor J, Bradley J, Grant DM. Use of a novel carbon fibre composite material for the femoral stem component of a THR system: in vitro biological assessment. Biomaterials. 2003 Nov;24(26):4871-9.
237. Han X, Dong Y, Chuncheng Y, Sebastian S, Lutz S, Ping Li, Dichen Li, Jürgeng,, Frank R. Carbon Fiber Reinforced Peek Composites Based On 3d-Printing Technology For Orthopedic And Dental Applications, J. Clinic. Med. 2019, 8 (2)
238. Gao S, Xu B, Yu H. Effects of Different pH-Values on the Nanomechanical Surface Properties of PEEK and CFR-PEEK Compared to Dental Resin-Based Materials. Materials (Basel). 2015 Jul 27;8(8):4751-67.

239. Lohbauer U, Belli R, Ferracane JL. Factors Involved In Mechanical Fatigue Degradation Of Dental Resin Composites. *J Dent Res*. 2013;92(7):584-591.
240. Mahiroglu MB, Kahramanoglu E, Ay M, Kuru L, Agrali OB. Comparison of root surface wear and roughness resulted from different ultrasonic scalers and polishing devices applied on human teeth: an in-vitro study. *Healthcare (Basel)*. 2020; 8 (1).
241. Arabacı T, Çiçek Y, Özgöz M, Çanakçı V, Çanakçı Cf, Eltas A. The comparison of the effects of three types of piezoelectric ultrasonic tips and air polishing system on the filling materials: an in vitro study. *Int J Dent Hygiene*. 2007;5: 205–210.
242. Yoon HI, Noh HM, Park EJ. Surface changes of metal alloys and high-strength ceramics after ultrasonic scaling and intraoral polishing. *J Adv Prost*. 2017;9:188-94
243. Nakazawa K, Nakamurak, Harada A, Shirato M, Inagaki R, O "Rtengren U. Surface properties of dentalzirconia ceramics affected by ultrasonic scaling and low-temperature degradation. *Plos One* 2018;13(9): E0203849
244. Erdilek D, Sismanoglu S, Gumustas B, Efes BG. Effects of ultrasonic and sonic scaling on surfaces of tooth-colored restorative materials: An in vitro study. *Niger J Clin Pract*. 2015 Jul-Aug;18(4):467-71.
245. Janiszewska-Olszowska J, Drozdziak A, Tandecka K, Grocholewicz K. Effect of air-polishing on surface roughness of composite dental restorative material - comparison of three different air-polishing powders. *Bmc Oral Health* 2020; 20 (1), 30
246. Petersilka GJ, Bell M, Haberlein I, Mehl A, Hickel R, Flemmig TF. In vitro evaluation of novel low abrasive air polishing powders. *J Clin Periodontol*. 2003; 30(1): 9-13.
247. Sturz CRC, Faber FJ, Scheer M, Rothamel D, Neugebauer J. Effects of various chair-side surface treatment methods on dental restorative materials with respect to contact angles and surface roughness. *Dent Mat J*. 2015; 34(6): 796-813.
248. Heimer S, Schmidlin PR, Roos M, Stawarczyk B. Surface properties of polyetheretherketone after different laboratory and chairside polishing protocols. *J Prosthet Dent*. 2017 Mar;117(3):419-25.
249. Ourahmoune R, Salvia M, Mathia TG, Mesrati N. Surface morphology and wettability of sandblasted PEEK and its composites. *Scanning*. 2014 Jan-Feb;36(1):64-75.
250. Henriques B, Sampaio M, Buciumeanu M, Souza JCM, Gomes JR, Silva F. Laser surface structuring of Ti6Al4V substrates for adhesion enhancement in Ti6Al4V-PEEK joints. *Mater Sci Eng C Mater Biol Appl*. 2017 Oct 1;79:177-84.

251. Akyıl MŞ, Yılmaz A, Karaalioğlu OF, Durmuş YZ. Bond strength of resin cement to yttrium-stabilized tetragonal zirconia ceramic treated with air abrasion, silica coating, and laser irradiation. *Photomed L Surgery*. 2010; 28(4): 539-545.
252. Kara HB, Dilber E, Koç Ö, Öztürk AN, Bülbül M. Effect of different surface treatments on roughness of ips empress 2 ceramic. *I Med Sci*. 2012; 27: 267-272.
253. Wilson A, Jones L, Salamat-Zahed F, Watts JF. Laser surface modification of poly(etheretherketone) to enhance surface free energy, wettability and adhesion. *I J Adhesions&Adhesives*. 2015; 62: 69-77.
254. Akın H, Ozkurt Z, Kırmalı O, Kazazoglu E, Ozdemir A. Shear bond strength of resin cement to zirconia ceramic after aluminum oxide sandblasting and various laser treatments. *Photomed L Surgery*. 2011; 29, 797–802.
255. Hatipoğlu M, Barutçigil Ç, Harorlı OT, Ulug B. Effect of the lasers used in periodontal therapy on the surfaces of restorative materials. *Scanning*. 2016; 38(3):227-33.
256. Lümekemann N, Strickstock M, Eichberger M, Zylla IM, Stawarczyk B. Impact of air-abrasion pressure and adhesive systems on bonding parameters for polyetheretherketone dental restorations. *I J Adhesion&Adhesives*. 2018; 80: 30-38.
257. Dupuis A, Ho TH, Fahs A, Lafabrier A, Louarn G, Bacharouche J, Airoudj A, Aragon E, Chailan JF. Improving adhesion of powder coating on peek composite: influence of atmospheric plasma parameters. *App Surf Sci*. 2015; 357(A): 1196-1204.
258. Tunçdemir A.R, Yildirim C, Güller F, Özcan E, Üşümez A, The effect of post surface treatments on the bond strength of fiber posts to root surfaces. *L Med Sci*. 2013; 28 (1), 13-8.
259. Kurahashi K, Matsuda T, Ishida Y, Ichikawa T. Effect of polishing protocols on the surface roughness of polyetheretherketone. *J Oral Sci*. 2020;62(1):40-2.

ÖZGEÇMİŞ

