



T.C.

DİCLE ÜNİVERSİTESİ DİŞ HEKİMLİĞİ FAKÜLTESİ

**İKİ FARKLI POLİMER ALTYAPI MATERYALİNİN FARKLI
YÜZEY İŞLEMLERİ SONRASI REZİN SİMAN İLE
BAĞLANTI DİRENCİNİN KARŞILAŞTIRILMASI**

PROTETİK DİŞ TEDAVİSİ ANABİLİM DALI
DİŞ HEKİMLİĞİNDE UZMANLIK TEZİ

Dt. Verda Gökçe ÇAKAR

DANIŞMAN

Prof. Dr. İbrahim Halil TACİR

DİYARBAKIR-2022



T. C.

DİCLE ÜNİVERSİTESİ DİŞ HEKİMLİĞİ FAKÜLTESİ

**İKİ FARKLI POLİMER ALTYAPI MATERYALİNİN FARKLI
YÜZEY İŞLEMLERİ SONRASI REZİN SİMAN İLE
BAĞLANTI DİRENCİNİN KARŞILAŞTIRILMASI**

PROTETİK DİŞ TEDAVİSİ ANABİLİM DALI
DİŞ HEKİMLİĞİNDE UZMANLIK TEZİ

Dt. Verda Gökçe ÇAKAR

DANIŞMAN

Prof. Dr. İbrahim Halil TACİR

Dicle Üniversitesi Araştırma ve Proje Koordinatörlüğünün DÜBAP DİŞ. 21. 005'nolu projesi tarafından desteklenmiştir.

DİYARBAKIR-2022

BEYAN

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

DT. VERDA GÖKÇE ÇAKAR



TEŞEKKÜR

Uzmanlık eğitimim boyunca bilgi birikimi ile bana yol gösteren, tez çalışmam süresince desteğini ve yardımını esirgemeyen değerli hocam ve danışmanım Sayın Prof. Dr. İbrahim Halil TACİR'e,

Desteğini ve emeğini esirgemeyen, bilgi birikimi ile çalışmama ışık tutan, uzmanlık eğitimim ve tez çalışmam boyunca bana yol gösteren değerli hocam Sayın Prof. Dr. Zelal Seyfioğlu POLAT'a,

Uzmanlık eğitimim süresince bilgi ve tecrübelerini benimle paylaşan Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı'nın değerli öğretim üyelerine,

Hayatımın her anında ve tez sürecim boyunca yardımlarını ve desteğini benden esirgemeyen, yanımda olduğu için kendimi çok şanslı hissettiğim sevgili eşim ve meslektaşım Dt. Azad ÇAKAR'a,

Uzmanlığım ve tez süresince yanımda olan, desteklerini esirgemeyen eş kudemim Dt. Dersim GÖKÇE ve Dt. Kübra KIZILOVA'ya,

Hayatım boyunca desteklerini ve emeklerini benden esirgemeyen kıymetli Aileme,
Birlikte çalışmaktan mutluluk duyduğum asistan arkadaşlarıma ve klinik personellerine,
Argon plazma uygulamasında yardımlarını ve desteklerini eksik etmeyen Sayın Doç. Dr. Ali GÜLEÇ'e,

İstatistiksel analizlerimde desteğini ve yardımını eksik etmeyen Sayın Dr. Öğr. Üyesi Ersin UYSAL'a,

Tez çalışmama yardım ve desteği için klinik personelimiz Çetin ASLAN'a,

Sonsuz teşekkürlerimi borç bilirim.

İÇİNDEKİLER

BEYAN.....	I
TEŞEKKÜR.....	II
ŞEKİLLER DİZİNİ	VI
TABLolar DİZİNİ	VIII
RESİMLER DİZİNİ	IX
KISALTMA SİMGE ve FORMÜLLER DİZİNİ.....	XI
ÖZET.....	XVI
ABSTRACT	XVIII
1. GİRİŞ ve AMAÇ	1
2. GENEL BİLGİLER.....	4
2. 1. Polimerler	4
2. 1. 1. Diş hekimliğinde kullanılan polimerler.....	5
2. 1. 1. 1. Yüksek yoğunlukta polimerler (HDP).....	6
2. 1. 1. 1. 1. Polimetilmetakrilat (PMMA)	6
2. 1. 1. 2. Yüksek performanslı polimerler (HPP).....	6
2. 1. 1. 2. 1. Poliarileterketonlar (PAEK)	6
2. 1. 1. 2. 1. 1. PAEK polimerlerinin sentezi ve polimerizasyonu	9
2. 1. 1. 2. 1. 2. PAEK polimerlerinin özellikleri.....	11
2. 1. 1. 2. 1. 2. 1. PAEK polimerlerinin kimyasal dayanıklılığı	11
2. 1. 1. 2. 1. 2. 2. PAEK polimerlerinin mekanik dayanıklılığı	11
2. 1. 1. 2. 1. 2. 3. PAEK polimerlerinin termal dayanıklılığı	13
2. 1. 1. 2. 1. 2. 4. PAEK polimerlerinin sterilizasyon ve ışınlara karşı dayanıklılığı	14
2. 1. 1. 2. 1. 2. 5. PAEK polimerlerinin aşınma dayanımı.....	15
2. 1. 1. 2. 1. 2. 6. PAEK polimerlerinin biyouyumluluğu	15
2. 1. 1. 2. 1. 3. PAEK polimerlerinin medikal kullanım alanları.....	16
2. 1. 1. 2. 1. 4. PAEK polimerlerinin diş hekimliğinde kullanım alanları	17
2. 1. 1. 2. 1. 4. 1. İmplantolojide PAEK polimerlerinin kullanımı	18
2. 1. 1. 2. 1. 4. 2. İmplant üstü protezlerde PAEK polimerlerinin kullanımı	21
2. 1. 1. 2. 1. 4. 3. Hareketli protezlerde PAEK polimerlerinin kullanımı.....	23
2. 1. 1. 2. 1. 4. 4. Sabit protezlerde PAEK polimerlerinin kullanımı	24
2. 1. 1. 2. 1. 4. 5. Post ve endokron materyali olarak PAEK polimerlerinin kullanımı.....	27
2. 1. 1. 2. 1. 5. Polimer materyallere uygulanan yüzey işlemleri	28
2. 1. 1. 2. 1. 5. 1. Yüzey temizliği.....	29
2. 1. 1. 2. 1. 5. 2. Mekanik yüzey işlemleri	29

4. 1. 1. 2. 1. 5. 3. Kimyasal yüzey işlemleri	30
2. 1. 1. 2. 1. 5. 4. Fiziksel yüzey işlemleri	31
2. 2. Polimer esaslı simanlar	34
2. 2. 1. Akrilik rezin simanlar	34
2. 2. 2. Adeziv rezin simanlar	34
2. 3. Yüzey analiz yöntemleri	36
2. 3. 1. Taramalı Elektron Mikroskobu (SEM)	36
2. 3. 2. Enerji Dağılımlı X-ışını Spektroskopisi (EDS)	37
2. 3. 3. Atomik Kuvvet Mikroskobu (AFM)	37
2. 4. Mekanik test yöntemleri	37
2. 4. 1. Bağlanma dayanımı testi	38
3. GEREÇ ve YÖNTEM	40
3. 1. CAD/CAM ile PEEK ve PEKK örneklerin prefabrike bloklardan üretilmesi	43
3. 2. PEEK ve PEKK örneklerin yüzey pürüzlendirme işlemleri	46
3. 2. 1. Kontrol grubu	47
3. 2. 2. Argon plazma grubu	47
3. 2. 3. Kumlama grubu	48
3. 2. 4. Kumlama ve argon plazma grubu	49
3. 3. PEEK ve PEKK örneklerin akrilik silindirlere gömülmesi	49
3. 4. PEEK ve PEKK örneklere adeziv ajanın uygulanması	50
3. 5. PEEK ve PEKK örneklere rezin siman materyalinin uygulanması	51
3. 6. Bağlanma dayanımı ölçümü	52
3. 7. PEEK ve PEKK örnek yüzeylerinin Taramalı Elektron Mikroskobu (SEM) analizi ile incelenmesi	54
3. 8. PEEK ve PEKK örnek yüzeylerinin Enerji Dağılım Spektrometresi (EDS) analizi ile incelenmesi	54
3. 9. PEEK ve PEKK örnek yüzeylerinin Atomik Kuvvet Mikroskobu (AFM) analizi ile incelenmesi	55
3.10. İstatistiksel değerlendirme	55
4. BULGULAR	57
4. 1. Bağlanma dayanımı bulguları	57
4. 1. 1. Materyallerin kendi grupları açısından istatistiksel olarak değerlendirmesi	57
4. 1. 2. Materyallerin yüzey işlemlerine göre birbiriyle istatistiksel olarak değerlendirmesi	60
4. 1. 3. Yüzey işlemleri uygulanan tüm grupların istatistiksel olarak değerlendirmesi	60

4. 2. Yüzey işlemleri uygulanmayan ve uygulanan PEEK ve PEKK örneklerin SEM analizi bulguları.....	63
4. 3. Yüzey işlemleri uygulanmayan ve uygulanan PEEK ve PEKK örneklerin AFM analizi bulguları.....	73
4. 4. Yüzey işlemleri uygulanmayan ve uygulanan PEEK ve PEKK örneklerinin EDS analizi bulguları.....	78
5. TARTIŞMA	86
6. SONUÇLAR	101
7. KAYNAKÇA	103
8. ÖZGEÇMİŞ.....	123
9. BENZERLİK RAPORU	124



ŞEKİLLER DİZİNİ

Şekil 1. Diş hekimliğinde kullanılan polimer materyalleri.

Şekil 2. Termoplastik polimerlerin sınıflandırılması.

Şekil 3. PAEK polimerlerinin kimyasal yapısındaki keton miktarları.

Şekil 4. Tm ve Tg özelliklerinin keton düzeyine göre değişimi.

Şekil 5. PEEK polimerinin kimyasal yapısı.

Şekil 6. PEKK polimerinin kimyasal yapısı.

Şekil 7. Farklı lif yapılarının su çekme oranları.

Şekil 8. PEEK ve diğer polimer liflerinin termal dayanıklılık açısından karşılaştırılması.

Şekil 9. Buharlı basınç sterilizasyonunun farklı basınç değerlerinin PEEK Optima®'nın gerilme direncine etkisi.

Şekil 10. PEEK ve bazı liflerin aşınma dayanımlarının karşılaştırılması.

Şekil 11. PAEK polimerlerinin diş hekimliğinde kullanım alanları.

Şekil 12. PEEK materyalinin sınıflandırılması.

Şekil 13. Adeziv rezin simanların sınıflandırılması.

Şekil 14. Çalışmamızda izlenen yöntem.

Şekil 15. PEEK materyalinin yüzey işlemlerine göre bağlanma dayanımı ve standart sapma değerleri.

Şekil 16. PEKK materyalinin yüzey işlemlerine göre bağlanma dayanımı ve standart sapma değerleri.

Şekil 17. Yüzey işlemi uygulanmayan ve uygulanan tüm PEEK ve PEKK gruplarının birbirine göre bağlanma dayanımı ve standart sapma değerleri.

Şekil 18. Kontrol PEEK grubuna ait örneklerin x500, x5000, x10 000 büyütmelelerdeki SEM görüntüleri.

Şekil 19. Kontrol PEKK grubuna ait örneklerin x500, x5000, x10 000 büyütmelelerdeki SEM görüntüleri.

Şekil 20. Argon plazma PEEK grubuna ait örneklerin x500, x5000, x10 000 büyütmelelerdeki SEM görüntüleri.

Şekil 21. Argon plazma PEKK grubuna ait örneklerin x500, x5000, x10 000 büyütmelelerdeki SEM görüntüleri.

Şekil 22. Kumlama PEEK grubuna ait örneklerin x500, x5000, x10 000 büyütmelelerdeki SEM görüntüleri.

Şekil 23. Kumlama PEKK grubuna ait örneklerin x500, x5000, x10 000 büyütmelelerdeki SEM görüntüleri.

Şekil 24. Kumlama+argon plazma PEEK grubuna ait örneklerin x500, x5000, x10 000 büyütmelelerdeki SEM görüntüleri.

Şekil 25. Kumlama+argon plazma PEKK grubuna ait örneklerin x500, x5000, x10 000 büyütmelelerdeki SEM görüntüleri.

Şekil 26. Yüzey işlemleri uygulanmayan ve uygulanan tüm PEEK ve PEKK gruplarına ait örneklerin x10 000 büyütmedeki SEM görüntüleri.

Şekil 27. Kontrol PEEK grubuna ait örneklerin AFM analizine göre yüzey pürüzlülük değerleri.

Şekil 28. Kontrol PEKK grubuna ait örneklerin AFM analizine göre yüzey pürüzlülük değerleri.

Şekil 29. Argon plazma PEEK grubuna ait örneklerin AFM analizine göre yüzey pürüzlülük değerleri.

Şekil 30. Argon Plazma PEKK grubuna ait örneklerin AFM analizine göre yüzey pürüzlülük değerleri.

Şekil 31. Kumlama PEEK grubuna ait örneklerin AFM analizine göre yüzey pürüzlülük değerleri.

Şekil 32. Kumlama PEKK grubuna ait örneklerin AFM analizine göre yüzey pürüzlülük değerleri.

Şekil 33. Kumlama+argon plazma PEEK grubuna ait örneklerin AFM analizine göre yüzey pürüzlülük değerleri.

Şekil 34. Kumlama+argon plazma PEKK grubuna ait örneklerin AFM analizine göre yüzey pürüzlülük değerleri.

Şekil 35. Kontrol grubuna ait PEEK örneklerin EDS analiz grafiği.

Şekil 36. Kontrol grubuna ait PEKK örneklerin EDS analiz grafiği.

Şekil 37. Argon plazma grubuna ait PEEK örneklerin EDS analiz grafiği.

Şekil 38. Argon plazma grubuna ait PEKK örneklerin EDS analiz grafiği.

Şekil 39. Kumlama PEEK grubuna ait örneklerin EDS analiz grafiği.

Şekil 40. Kumlama PEKK grubuna ait örneklerin EDS analiz grafiği.

Şekil 41. Kumlama+argon plazma PEEK grubuna ait örneklerin EDS analiz grafiği.

Şekil 42. Kumlama+argon plazma PEKK grubuna ait örneklerin EDS analiz grafiği.

TABLÖLAR DİZİNİ

Tablo 1. Polimerlerin sınıflandırılması.

Tablo 2. Termoplastiklerin ve yüksek performanslı polimerlerin sınıflandırılması.

Tablo 3. PAEK polimerlerinin diğer protetik materyaller ile karşılaştırılması.

Tablo 4. Çalışmada kullanılan cihazlar.

Tablo 5. Çalışmada kullanılan materyaller.

Tablo 6. Çalışmamızdaki gruplar ve uygulanan yüzey işlemleri.

Tablo 7. Materyallere uygulanan yüzey işlemlerinden sonra rezin siman ile bağlanma dayanımı ve standart sapma değerleri.

Tablo 8. PEEK materyaline yüzey işlemi uygulanmayan ve uygulanan grupların istatistiksel olarak karşılaştırılması.

Tablo 9. PEKK materyaline yüzey işlemi uygulanmayan ve uygulanan grupların istatistiksel olarak karşılaştırılması.

Tablo 10. PEEK ve PEKK materyallerinin yüzey işlemlerine göre bağlanma dayanımı ve standart sapma istatistiksel değerleri.

Tablo 11. Yüzey işlemi uygulanmayan ve uygulanan tüm grupların istatistiksel olarak karşılaştırılması.

Tablo 12. Yüzey işlemi uygulanmayan ve uygulanan örneklerin AFM analiz değerleri.

Tablo 13. Kontrol PEEK grubuna ait örneklerin EDS analiz değerleri.

Tablo 14. Kontrol PEKK grubuna ait örneklerin EDS analiz değerleri.

Tablo 15. Argon plazma PEEK grubuna ait örneklerin EDS analiz değerleri.

Tablo 16. Argon plazma PEKK grubuna ait örneklerin EDS analiz değerleri.

Tablo 17. Kumlama PEEK grubuna ait örneklerin EDS analiz değerleri.

Tablo 18. Kumlama PEKK grubuna ait örneklerin EDS analiz değerleri.

Tablo 19. Kumlama+argon plazma PEEK grubuna ait örneklerin EDS analiz değerleri.

Tablo 20. Kumlama+argon plazma PEKK grubuna ait örneklerin EDS analiz değerleri.

RESİMLER DİZİNİ

- Resim 1.** CAD/CAM teknolojisi kullanılarak tasarımı yapılan örneklerin görüntüsü.
- Resim 2.** CAD/CAM teknolojisi kullanılarak PEEK ve PEKK blokların kazınması ve örneklerin üretiminin görüntüsü.
- Resim 3.** PEEK polimer bloğunun kazıma sonraki görüntüsü.
- Resim 4.** PEKK polimer bloğunun kazıma sonraki görüntüsü.
- Resim 5.** CAD/CAM kullanılarak üretilen PEEK örneğin kenar uzunluğunun kontrol edilme görüntüsü.
- Resim 6.** CAD/CAM kullanılarak üretilen PEKK örneğin kenar uzunluğunun kontrol edilme görüntüsü.
- Resim 7.** CAD/CAM kullanılarak üretilen PEEK örneğin kalınlığının kontrol edilme görüntüsü.
- Resim 8.** CAD/CAM kullanılarak üretilen PEKK örneğin kalınlığının kontrol edilme görüntüsü.
- Resim 9.** Zımparalama işlemi yapılan PEEK ve PEKK örneklerin yüzey görüntüsü.
- Resim 10.** Toplam 80 adet PEEK ve PEKK örneklerin görüntüsü.
- Resim 11.** Argon plazma uygulaması yapılan cihazın görüntüsü.
- Resim 12.** PEEK ve PEKK örneklere uygulanan argon plazma görüntüsü.
- Resim 13.** Argon plazma uygulamasının yüzeydeki görüntüsü.
- Resim 14.** Kumlama yüzey işleminde kullanılan cihazın görüntüsü.
- Resim 15.** Kumlama yüzey işleminin PEEK ve PEKK örneklere 10 mm mesafeden uygulama görüntüsü.
- Resim 16.** PEEK ve PEKK örneklerin gömüldüğü akrilik çapının kontrol edilme görüntüsü.
- Resim 17.** Tüm örneklerin akrilik bloğa gömülmesi ve çalışma gruplarının görüntüsü.
- Resim 18.** (a) Örneklere uygulanan adeziv ajan Visiolink® görüntüsü, (b) adeziv ajanının uygulanması, (c) adeziv prosedürler için kullanılan ışık cihazının görüntüsü.
- Resim 19.** (a) Rezin siman materyalinin uygulandığı silikon index, (b) kalınlığı kontrol edilen silikon kalıp, (c) uygulaması yapılan rezin simanın görüntüsü.
- Resim 20.** (a) Rezin siman uygulanmış test örneğinin görüntüsü, (b) test örneğinin şematize edilmiş görüntüsü.
- Resim 21.** Bağlanma dayanımı testi için kullanılan üniversal test cihazının görüntüsü.
- Resim 22.** PEEK ve PEKK örneklere bağlanma kuvvetinin uygulama görüntüsü.

Resim 23. PEEK ve PEKK örneklerin SEM-EDS analizlerinin yapılmasında kullanılan cihazın görüntüsü.

Resim 24. PEEK ve PEKK örneklerin AFM analizlerinin yapılmasında kullanılan cihazın görüntüsü.



KISALTMA SİMGE ve FORMÜLLER DİZİNİ

APPJ:	Atmosferik Basıncılı Plazma Jetleri (Atmospheric Pressure Plasma Jets)
AFM:	Atomik Kuvvet Mikroskobu (Atomic Force Microscopy)
Al₂O₃:	Alüminyum Oksit
b-TCP:	Beta-trikalsiyum Fosfat
BG:	Biyoaktif Camlar (Bioactive Glasses)
Bis-GMA:	Bisfenol Glisidil Dimetakrilat
BT:	Bilgisayarlı Tomografi
CAD/CAM:	Bilgisayar Destekli Tasarım/Bilgisayar Destekli Üretim (Computer-Aided Design/ Computer-Aided Manufacturing)
CF:	Karbon Fiber
CFR-PEEK:	Karbon Fiber İlaveli PEEK
CNT:	Karbon Nanotüpler
cm:	Santimetre
Co:	Kobalt
Cr:	Krom
DMA:	Dimetakrilat
EDS:	Enerji Dağılımlı X-ışını Spektroskopisi

EPMA:	Elektron Probu Mikroanalizi
FDA:	Gıda ve İlaç İdaresi (Food and Drug Administration)
g/mol:	Gram /Mol
g/cm³:	Gram/Santimetreküp
GPa:	Gigapaskal
GFR-PEEK:	Cam Fiber İlaveli PEEK
HDP:	Yüksek Yoğunlukta Polimerler (High-Density Polymers)
HPP:	Yüksek Performanslı Polimerler (High-Performance Polymers)
HF:	Hidrojen Florür
HA:	Hidroksiapatit
HEMA:	Hidroksietil Metakrilat
HA-PEEK:	Hidroksi Apatit İlaveli PEEK
KGy:	Kilogray
K:	Kelvin
LED:	Işık Yayan Diyot (Light-Emitting Diode)
LASER:	Uyarılmış Radyasyon Emisyonu ile Işık Amplifikasyon (Light Amplification by Stimulated Emission of Radiation)

MMA:	Metil Metakrilat
META:	Metiloksi etil trimetil anhidrid
MDP:	10-Metakriloksidetil Dihidrojen Fosfat
MR:	Manyetik Rezonans
mm:	Milimetre
mm²:	Milimetre Kare
Mpa:	Megapaskal
Mgy:	MiliGray
N:	Newton
N:	Toplam Örnek Sayısı
n:	Örnek Sayısı
NiTi:	Nikel-Titanyum
nm:	Nanometre
n-HA/PEEK:	Nano Hidroksiapatit Dolduruculu PEEK
n-TiO₂ / PEEK:	Nano-TiO ₂ / PEEK
n-FA / PEEK:	NanoFluorineapatit
PAEK:	Poliarileterketon
PEEK:	Polietereterketon
PEKK:	Polieterketonketon
PE:	Polietilen
PP:	Polipropilen
PS:	Polistiren
PVC:	Poliviniklorür (Poly vinyl chloride)

POM:	Poliasetol
PC:	Polikarbonat
PET:	Polietilentereftalat
PA:	Poliamid
PAI:	Poliamid-imid
PPS:	Polifenilsülfinit
PEI:	Polieter-imid
PSU:	Polisülfon
PMMA:	Polimetil-Metakrilat
POM:	Polioksimetilenin
RPD:	Çıkarılabilir Hareketli Protez (Removable Movable Prosthesis)
SEM:	Taramalı Elektron Mikroskobu (Scanning Electron Microscopy)
Sr-HA/PEEK:	Stronsiyum İlaveli Hidroksiapatit İçerikli PEEK
SiO₂ :	Silisyum Dioksit
Tg:	Cam Geçiş Sıcaklığı
Tm:	Erime Sıcaklığı
Ti:	Titanyum
TiO₂ :	Titanyumdioksit
TEGDM:	Trisiklodekan-dimetakrilat Resin
TME:	Temporomandibular Eklem
UHMWPE:	Ultra Yüksek Moleküler Ağırlıklı Polietilen (Ultra-High Molecular Weight Polyethylene)
UDMA:	Ürethan-dimetakrilat Resin

Y-TZP: Yttriyum Tetragonal Zirkonya Polikristal

YY: Yüz Yıl

%: Yüzdelik

μm: Mikrometre

°C: Santigrad Derece

°: Derece



ÖZET

İki Farklı Polimer Altyapı Materyalinin Farklı Yüzey İşlemleri Sonrası Rezin Siman ile Bağlantı Direncinin Karşılaştırılması

Bu çalışmamızın amacı; diş hekimliğinde estetik beklentileri karşılayamayan metal altyapının yerini alabilecek polimer altyapı materyallerinden olan PEEK ve PEKK polimerlerinin klinik kullanımını arttırabilecek yüzey işlemi uygulaması yapılarak, rezin siman ile bağlanma dayanımının değerlendirilmesidir.

Çalışmamızda PEEK ve PEKK kontrol grubu da dahil örnekler 4'er grup olacak şekilde toplamda 8 gruba ayrıldı. Kontrol grubunun oluşturulmasındaki amaç PEEK ve PEKK materyallerine yüzey işlemlerinin bağlanma dayanımı üzerindeki etkisinin değerlendirilmesidir.

PEEK örnekler BioHPP® ve PEKK örnekler Pekkton ivory® prefabrike bloklardan CAD/CAM yardımıyla 7 mm uzunluk, 7 mm genişlik, 2 mm kalınlıkta olacak şekilde (N=80) hazırlandı.

Zımparalama işlemi uygulanan tüm bloklara yüzey standardizasyon işlemi uygulandı. 40 adet PEEK ve 40 adet PEKK örnek rastgele olacak şekilde, polimerler kendi arasında 4'er toplamda 8 gruba ayrıldı. Yüzey işlemleri uygulanan PEEK ve PEKK örneklerin yüzeyine SEM, AFM ve EDS analizleri yapıldı. Rezin siman uygulanan tüm örnekler 1 saat hava ortamında bekletildi. Tüm örnekler üniwersal test cihazında 1 mm/dk hızla kuvvet uygulandı. Elde edilen değerlerin istatistiksel analizi sürekli değişkenler Kolmogrov-Smirnow; homojenliği için Levene testi ile araştırıldı. Bağımsız grupların parametrik analizinde Tek Yönlü Varyans Analizi (One way ANOVA), Bonferroni (multiple comparasions) ve Independent t testleri kullanıldı.

Çalışmamızda elde edilen bağlanma dayanımı değerleri açısından en düşük değerler her iki polimer materyalinde kontrol grubunda elde edilirken; sırasıyla her iki polimerde argon plazma, kumlama, kumlama+argon plazma grubuna doğru bağlanma dayanım değerleri arttı.

Bağlanma değerleri açısından her iki polimer yapı yüzey işlemlerine göre karşılaştırıldığında PEKK polimeri tüm gruplarda daha yüksek bağlanma dayanımı gösterdi.

Polimer materyalleri kendi grupları arasında yüzey işlemleri açısından karşılaştırıldığında istatistiksel olarak anlamlı sonuçlar bulunurken ($p<0,05$); yüzey işlemlerine göre PEEK ve PEKK polimerleri birbiriyle karşılaştırıldığında istatistiksel olarak anlamlı sonuç bulunmadı ($p>0,05$).

Polimer materyalleri kendi içinde yüzey işlemlerine göre bağlanma dayanımı açısından istatistiksel olarak karşılaştırıldığında; kumlama+argon plazma uygulanan hem PEEK hem de PEKK örnek grupları yüzey işlemi uygulanan ya da uygulanmayan gruplar arasında bağlanma dayanımı açısından istatistiksel olarak anlamlı sonuçlar bulundu ($p < 0,05$).

Yapılan çalışmanın sonucunda hem PEEK hem de PEKK örneklerde kontrol grubuna göre sırasıyla argon plazma, kumlama, kumlama+argon plazma uygulamasına doğru yüzey pürüzlülüğünün arttırdığı saptandı.

PEEK ve PEKK polimerleri yüzey pürüzlülüğü açısından karşılaştırıldığında kontrol PEEK'te, kontrol PEKK grubu örneklerine; argon plazma PEEK'te, argon plazma PEKK grubu örneklerine göre daha düşük yüzey pürüzlülük değerleri elde edildi. Bunlara ek olarak kumlama PEEK, kumlama PEKK grubuna göre; kumlama+argon plazma PEEK, kumlama+argon plazma PEKK grubuna göre yüzey pürüzlülüğü değerleri açısından daha yüksek değerler elde edildi.

Anahtar Kelimeler: PEEK, PEKK, kumlama, argon plazma, bağlanma dayanımı

ABSTRACT

Comparison of Resin Cement and Bond Resistance of Two Different Polymer Substructure Materials After Different Surface Treatments

The aim of this study; The aim of this study is to evaluate the bond strength with resin cement by applying surface treatment that can increase the clinical use of PEEK and PEKK polymers, which are polymer infrastructure materials that can replace metal infrastructure that cannot meet aesthetic expectations in dentistry.

In our study, the samples were divided into 8 groups, including the PEEK and PEKK control groups, as 4 groups each. The purpose of forming the control group is to evaluate the effect of surface treatments on the bond strength of PEEK and PEKK materials.

PEEK samples BioHPP® and PEKK samples were prepared from Pekkton Ivory® prefabricated blocks with the help of CAD/CAM to be 7 mm long, 7 mm wide, and 2 mm thick (N=80).

The surface standardization process was applied to all blocks that were sanded. 40 PEEK and 40 PEKK samples were randomly divided into 8 groups, 4 each, in total. SEM, AFM and EDS analyzes were performed on the surface of the PEEK and PEKK samples, which were surface treated. All specimens with resin cement were kept in the air for 1 hour. Shearing force was applied to all samples with a universal test device at a speed of 1 mm/min. Statistical analysis of the obtained values for continuous variabKolmogorovgrov-Smirnow; The homogeneity was investigated by Levene's One-way way ANOVA, Bonferroni (multiplecomparisons), and Independent-t tests were used in the parametric analysis of independent groups.

While the lowest values in terms of bond strength values obtained in our study were obtained in the control group for both polymer materials; respectively, the bond strength values increased in the argon plasma, sandblasting, sandblasting+argon plasma group in both polymers.

In terms of bonding values, PEKK polymer showed higher bond strength in all groups when compared to both polymer structure surface treatments.

When the polymers materials were compared between their groups in terms of surface treatments, there were statistically significant results ($p<0.05$); No statistically significant results were found when PEEK and PEKK polymers were compared with each other according to surface treatments ($p>0.05$).

When the polymer materials are compared statistically in terms of bond strength according to surface treatments; Statistically significant results were found in terms of bond strength between both PEEK and PEKK sample groups that were treated with sandblasting+argon plasma, and between the groups with or without surface treatment ($p < 0.05$).

As a result of the study, it was determined that the surface roughness of both PEEK and PEKK samples increased towards argon plasma, sandblasting, sandblasting+argon plasma application, respectively, compared to the control group.

When PEEK and PEKK polymers were compared in terms of surface roughness, in control PEEK, control PEKK group samples; In argon plasma PEEK, lower surface roughness values were obtained compared to the argon plasma PEKK group samples. In addition to these, according to sandblasting PEEK, sandblasting PEKK group; sandblasting+argon plasma PEEK, sandblasting+argon plasma PEKK group were found to be higher in terms of surface roughness values.

Keywords: PEEK, PEKK, sandblasting, argon plasma, bond strength

1. GİRİŞ ve AMAÇ

Monomer yapılardan meydana gelen polimer materyalleri sıklıkla karbon-karbon şeklinde zincir bağı yapan yüksek molekül ağırlıklı kimyasal bileşiklerdir (1,2). Polimer materyaller, ısıya karşı gösterdikleri özelliklere göre; termoplastikler ve termosetler olarak 2'ye ayrılmaktadır. Termoplastik materyaller ısıya karşı kalıcı değişim göstermeyen malzemelerdir (3). Genel olarak ısıya, kimyasal malzemelere, darbelere, aleve karşı dayanıklı olan materyaller olan yüksek performanslı polimerler; yeniliklerin en fazla olduğu polimer sınıfıdır (4). Polimerler genel olarak; termoplastik ve yüksek performanslı polimerler olarak ikiye ayrılmaktadır (5). Diş hekimliğinde kullanılan polimer yapılar ise, genel olarak yüksek yoğunlukta polimerler grubundan (HDP) polimetilmetakrilat (PMMA) ve yüksek performanslı polimer grubundan ise, (HPP) poliarileterketonlar (PAEK) olarak 2' e ayrılmaktadır (6).

Genellikle toz-likit şeklinde kullanım alanı olan, diş hekimliğinde en çok tercih edilen protez kaide materyali polimetilmetakrilat (PMMA) esaslı akrilik rezin materyalleridir (7-11). Isı ile polimerize olan akriliğe göre otopolimerizan akriliklerde daha az polimerizasyon büzülmesi meydana gelmekte bunlara ek olarak ise akrilik rezinler işlem prosedürlerinin kolay olması, pahalı ekipman gerektirmemesi, ağız ortamına karşı dayanıklı olması gibi birçok avantajlı özelliklere sahiptirler (7,12,13). Bunların aksine PMMA materyallerinin büzülmeye uğraması, artık monomerlerin alerjiye neden olabilmesi, kırılma ve bükülme dayanımlarının iyi olmaması gibi dezavantajları bulunmaktadır (7).

Diş hekimliğinde kullanım alanı bulan yüksek performanslı polimer sınıfından olan poliketonlar ya da kimyasal yapısına uygun olarak poli-aril-eter-keton (PAEK) polimerleri; yüksek sıcaklıkta dayanıklılığa ve yüksek mekanik dirence sahip, yarı kristal yapıda termoplastik materyallerdir (14). Poliarileterketonlar eter ve keton zincirlerinden oluşan, fiziksel ve kimyasal dayanıklılıkları yüksek olduğundan endüstriyel alanda sıklıkla kullanılan yüksek performanslı materyallerdir (15-17). PAEK polimerleri hakkında yapılan araştırmaların çoğu Bonner tarafından yapılmıştır. Araştırmalar sonucunda; diğer polimer materyallere göre üstün özellik dengesi ile yeni sınıf mühendislik polimerleri olan, PAEK polimerleri piyasaya sürülmüştür (18,19). Nükleofilik yer değiştirme tepkimesi kullanılarak, Johnson ve meslektaşları tarafından üretilen PAEK polimerlerin üretilebilmesi için 2 temel yol tanıtılmıştır (20,21). Eter ve keton zincirlerinin miktarına göre mekanik ve fiziksel yapıları değişen PAEK monomerleri; termoplastikler içinde en iyi termo-mekanik nitelikte olan; piramidin en üst basamağında yer alan polimer ailesidir (22,23). Poli-eter-eter-keton (PEEK) ve poli-eter-keton-keton (PEKK) yüksek performanslı PAEK polimerlerinin en çok bilinen iki üyesidir (24). Tıbbi

amaçla üretilmemesine rağmen, yüksek güvenilirliğinden ve biyouyumluluğundan kaynaklı PEEK polimeri titanyum implantlara bir seçenek olarak gösterilmiştir. Tıbbi uygulamalarda; vertebral füzyon implantlarında, kemik fiksasyonunda ve birçok alanda kullanım alanı bulmuştur. Kullanım kolaylığı ve ameliyat alanından materyalin çıkarılmasının basit olmasından dolayı PEEK materyalinin kullanımı, hasta ve hekim açısından yarar sağlamaktadır (25).

Diş hekimliğinde PEEK materyalinin hafif olması, fiziksel ve kimyasal yapısının stabil olması, kemiğe yakın elastik modülü gibi birçok sebepten kaynaklı PEEK materyalinin kullanıldığı alanlar artmaktadır (26). Mekanik ve fiziksel davranışları iyi olan polimer materyalleri diş hekimliğinde birçok alanda; hareketli protez, restorasyon ve kaide materyali olarak kullanılabilir (27,28). Günümüzde PEEK materyalinin üstün yapısal özelliklerinden dolayı, tıbbi ve dental kullanımı gün geçtikçe artmaktadır (29,30). PEEK materyalinin tıbbi ve dental birçok alanda başarı ile kullanılması araştırmacıların ilgisini PAEK ailesinin diğer bir üyesi olan PEKK polimerine doğru yöneltmesine sebebiyet vermiştir. PEKK polimeri yeni bir materyal olması ve üstün özelliklerinden kaynaklı araştırmaların ilgi odağı haline gelmiştir (31-33).

İlk kez 1962’te Bonner vasıtasıyla PEKK polimeri tanıtılmıştır. Yüksek performanslı PEKK polimeri, yapısında metakrilat bulunmayan termoplastik bir malzemedir (23,34). PAEK polimerleri, PEKK polimerinin tanıtılması ile sürekli olarak gelişime uğramıştır (35). PEKK aynı zamanda, ortopedik ve kraniyal implantlar için umut verici bir malzeme olmaktadır. Diş hekimliğinde ise; protetik, restoratif ve implant uygulamaları için PEKK polimeri birçok alanda kullanım alanına sahiptir (24).

PEEK ve PEKK polimerlerinin metal restorasyonlara göre daha estetik olması bunun yanında kolaylıkla freze edilebilmesi gibi avantajlı özelliklerinin dışında düşük yarı saydamlığı ve grimsi rengi monolitik olarak kullanımını sınırlamaktadır. PEEK ve PEKK materyallerinin düşük yüzey enerjisine sahip olması, yüzey işlemlerine karşı dirençli olması üstyapı materyalleri ile bağlanmasını güçleştirmektedir. Bağlanma dayanımının artırılmasına yönelik yüzey işlemi uygulaması olarak asit ile pürüzlendirme, plazma, lazer uygulaması gibi birçok yöntem uygulanabilmektedir (25,33).

PAEK polimerlerinin diş hekimliğinde klinik kullanım alanının artması için yüzey özelliklerinin iyileştirilmesi gerekmektedir. Bu çalışmanın amacı; diş hekimliğinde kullanım alanı bulan PEEK ve PEKK polimerlerinin yüzey özellikleri açısından incelenerek, klinik uygulamalarda altyapı materyali olarak kullanımı için uygun yöntemin araştırılmasıdır.



2. GENEL BİLGİLER

2. 1. Polimerler

Polimerler; genellikle karbon-karbon şeklinde zincir bağı yapan yüksek molekül ağırlıklı kimyasal bileşiklerdir. Moleküller içerisinde karbon atomu sıklıkla dört değerliklidir ve bu durum karbon atomlarının diğer atom yapıları ya da gruplarıyla dört tek bağ oluşturmaya sebep olmaktadır (1).

Polimerlerin oluşum reaksiyonları; katılma ve kondenzasyon olarak ikiye ayrılmaktadır. Polimer yapıları meydana getiren küçük moleküllere ‘monomer’ adı verilir. Katılma polimerizasyonunda monomer yapısı ve polimerin tekrar eden bileşenleri aynı olup; bir kopolimer yapısındaki monomerlerin sayıları değiştirilerek farklı özelliklere sahip polimerler elde edilebilir (2).

Polimerler genel olarak 5 ana grupta sınıflandırılmaktadır. Kimyasal bileşimlerine göre organik ve inorganik olarak 2’ye ayrılırken; yapılarına göre homopolimer, kopolimer ve termopolimer olarak 3’e ayrılmaktadır. Polimerlerin en önemli sınıflama çeşidi olan işleme yöntemlerine göre polimerler; termoplastikler ve termosetler olarak 2’ye ayrılmaktadır (Tablo 1) (1).

Tablo 1. Polimerlerin sınıflandırılması (1).

POLİMERLER				
Kimyasal Bileşim	Yapı	İşleme Yöntemi	Kullanım Alanı	Fiziksel Yapı
Organik	Homolimer	Termoplastikler	Plastikler	Amorf
İnorganik	Kopolimer	Termoset	Fiberler	Kristalin
	Termopolimer		Kaplamalar	Yarı Kristalin

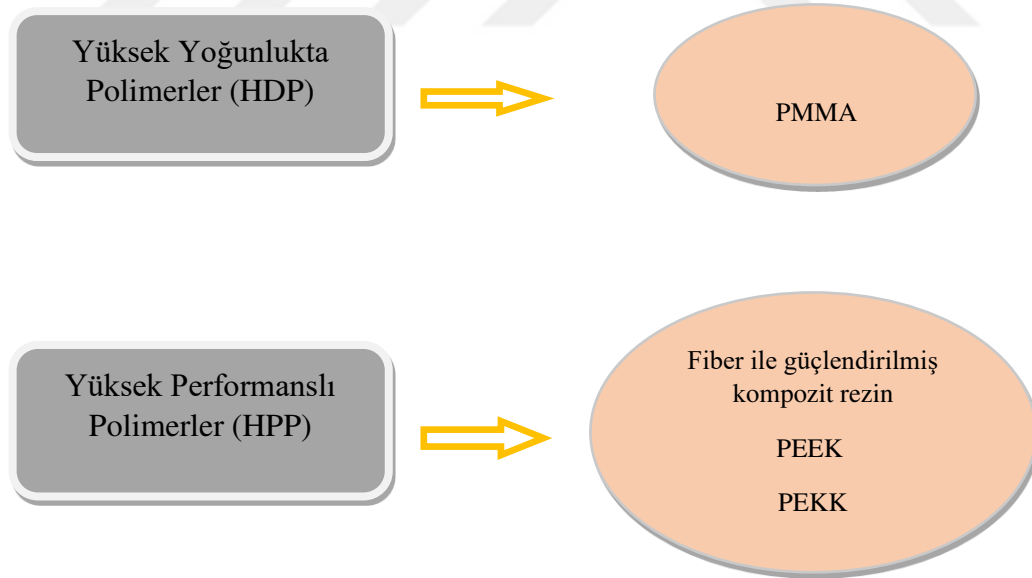
Termoplastik materyaller ısıya karşı kalıcı değişim göstermeyen malzemelerdir. Bu materyaller ısı karşısında akıcı kıvama gelmekte ve bulundukları kabın şeklini almaktadırlar (3). Genel olarak ısıya, kimyasal malzemelere, darbelere, aleve karşı dayanıklı olan materyaller olan yüksek performanslı polimerler; yeniliklerin en çok olduğu polimer sınıfıdır (4). Termoplastik ve yüksek performanslı polimerlerin çeşitlerine göre sınıflandırıldığı tablo aşağıda gösterilmiştir (Tablo 2) (5).

Tablo 2. Termoplastiklerin ve yüksek performanslı polimerlerin sınıflandırılması (1).

TERMOPLASTİK POLİMERLER		YÜKSEK PERFORMANSLI POLİMERLER
Genel Amaçlı Termoplastikler	Mühendislik Polimerleri	Poliamid-imid (PAI)
Polietilen (PE)	Poliasetol (POM)	PEEK ve PEKK
Polipropilen (PP)	Polikarbonat (PC)	Polieter-imid (PEI)
Polistiren (PS)	Polietilentereftalat (PET)	Polifenilsülfinit (PPS)
Poliviniklorür (PVC)	Poliamid (PA)	Polisülfon (PSU)

2. 1. 1. Diş hekimliğinde kullanılan polimerler

Diş hekimliğinde kullanılan polimer yapılar genel olarak 2' e ayrılmaktadır (Şekil 1) (6).



Şekil 1. Diş hekimliğinde kullanılan polimer materyalleri (6).

2. 1. 1. 1. Yüksek yoğunlukta polimerler (HDP)

2. 1. 1. 1. 1. Polimetilmetakrilat (PMMA)

Genellikle toz-likit şeklinde kullanım alanı olan, diş hekimliğinde en çok tercih edilen protez kaide materyali polimetil metakrilat (PMMA) esaslı akrilik rezin materyalleridir (7-11). Yaygın olarak protez kaide materyali için kullanılan akrilik materyalleri ısı ile polimerize olmaktadır (12). Akrilik rezinler işlem prosedürlerinin kolay olması, pahalı ekipman gerektirmemesi, ağız ortamına karşı dayanıklı olması gibi birçok avantajlara sahiptirler (7,12). Bunların aksine PMMA materyallerinin büzölmeye uğraması, artık monomerlerin alerjiye neden olabilmesi, kırılma ve bükölme dayanımlarının iyi olmaması gibi dezavantajları bulunmaktadır (7). Isı ile aktive olan akrilik rezin materyallerinin diğör bir çeşidi kimyasal olarak aktive olan otopolimerize akrilik rezinlerdir. Isı ile aktive olan akrilik rezinlere göre kimyasal aktive olan akrilik rezin materyalleri daha az polimerizasyon büzölmesi gösterirler (13). Akrilik polimer materyalleri genellikle diş hekimliğinde kaide, geçici restorasyon ve tamir materyali olarak bunların dışında, yapay dişlerin, ölçü kaşığı ve maksillofasiyal protezlerin yapımında kullanılmaktadırlar (9).

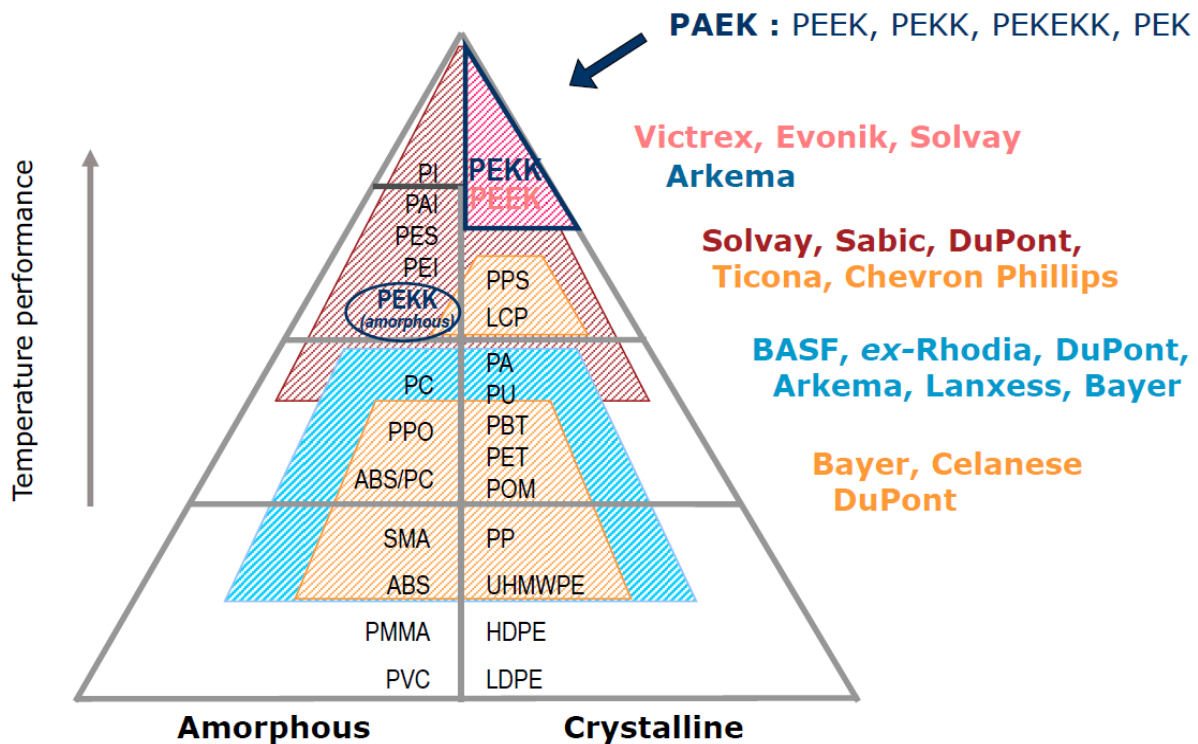
2. 1. 1. 2. Yüksek performanslı polimerler (HPP)

2. 1. 1. 2. 1. Poliarileterketonlar (PAEK)

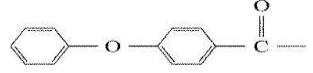
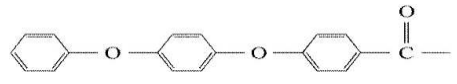
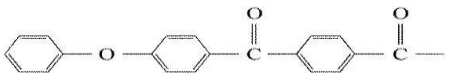
Poliketonlar ya da kimyasal yapısına uygun olarak poli-aril-eter-keton (PAEK) polimerleri, yüksek sıcaklıkta dayanıklılığa ve yüksek mekanik dirence sahip, yarı kristal yapıda termoplastik materyallerdir (14). Poliarileterketonlar eter ve keton zincirlerinden oluşan, fiziksel ve kimyasal dayanıklılıkları yüksek olduğundan endüstriyel alanda sıklıkla kullanılan yüksek performanslı materyallerdir (15-17). Diğör polimer materyallere göre üstün özellik dengesi ile yeni sınıf mühendislik polimerleri olan PAEK polimerleri piyasaya sürölmüştür. PAEK polimerleri hakkında yapılan en eski araştırmalardan birçoğu Bonner tarafından yapılmış olup, bu araştırmalar; aromatik diasilhalidlerin difenil eter gibi değıştirilmemiş aromatik bileşiklerin elektrofilik aromatik ikame tepkimesini içermektedir (18,19). Polimer seçeneğı fazla olan PAEK polimerleri, nükleofilik yer değıştirme tepkimesi kullanılarak, Johnson ve meslektaşları tarafından üretilmiştir (20).

PAEK polimerlerinin sentezi ve işlenmesiyle ilgili detayların çoğu rezin ve stok materyallerinin tedarik kısmına bağılı olsa da hammadde üretim aşamaları önemli bir konudur. Bu durumun sebebi üretim aşamalarının materyalin özelliklerini ve kalitesini önemli ölçüde etkileyebilmesidir (18). PAEK polimerlerinin üretilebilmesi için 2 temel yol tanıtılmıştır. İlk yöntem; aromatik eter türlerinin keton grupları ile bağlanması içörirken, ikinci yöntem ise; aromatik ketonların bir eter bağıyla bağlanması içermektedir. İlk yöntem, bir elektrofilik

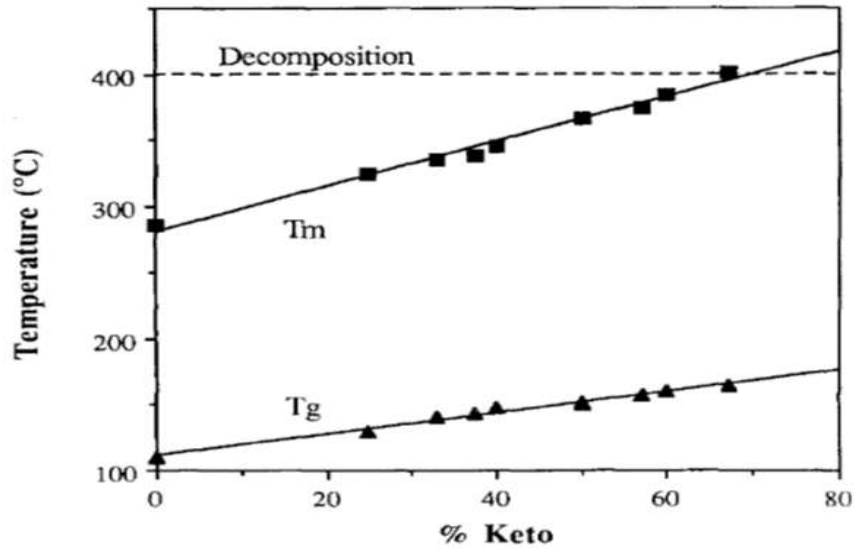
Yarı kristal yapıdaki PAEK matrisleri yüksek boyutsal kararlılık ve ısı direncine sahiptir. Polimer zincirlerinde daha stabil bir yapı ve artmış erime sıcaklığı, polimer yapılarıdaki keton dizisinin ve miktarının fazla olmasına bağlıdır (15,16). Eter ve keton zincirlerinin miktarına göre mekanik ve fiziksel yapıları değişen PAEK monomerleri; termoplastikler içinde en iyi termo-mekanik nitelikte olan; piramidin en üst basamağında yer alan polimer ailesidir. (Şekil 2) (22,23).



Polimer zincirindeki keton monomer düzeyinin PAEK yapısında oluşturduğu değişiklikler incelenmiş olup; artan keton düzeyinin, moleküler düzeyde yapının sertliğini arttırdığını ve bunun sonucu olarak PAEK polimerlerinin yükselmiş cam geçiş sıcaklığı (Tg) ve erime sıcaklığına (Tm) sahip olmasına sebebiyet verdiği çalışmalarda bildirilmiştir (Şekil 3-4) (22,23).

Structure	Name	Ketone (%)
	PPO	0
	PEK	50
	PEEK	33
	PEKK	67

Şekil 3. PAEK polimerlerinin kimyasal yapısındaki keton miktarları (22,23).



Şekil 4. Tm ve Tg özelliklerinin keton düzeyine göre değişimi (22,23).

Poli-eter-eter-keton (PEEK) ve poli-eter-keton-keton (PEKK) yüksek performanslı PAEK polimerlerinin en çok bilinen iki üyesidir (24). Dünyanın PAEK lider üreticisi Victrex tarafından PEEK materyali piyasaya sunulmuştur. Victrex şirketi 1993 yılından beri ürün yelpazesini ve uygulamalarını devamlı bir şekilde genişletmiştir. Tıbbi amaçla üretilmemesine rağmen, yüksek güvenilirliğinden ve biyoyumluluğundan kaynaklı PEEK polimeri titanyum implantlara bir seçenek olarak gösterilmiş olup tıbbi uygulamalarda; vertebral füzyon implantlarında, kemik fiksasyonunda ve birçok alanda kullanım alanı bulmuştur. Kullanım

kolaylığı ve ameliyat alanından materyalin çıkarılmasının basit olmasından dolayı PEEK materyalinin kullanımı, hasta ve hekim açısından yarar sağlamaktadır (25).

Biyouyumlu ve kemiğe yakın elastik modülüne sahip oldukları için implant materyali olarak, fiziksel ve kimyasal üstün özelliklerinin yanı sıra metal restorasyonlara kıyasla daha estetik olmalarından dolayı, protetik uygulamalarda ve diş hekimliğinin birçok alanında PAEK polimerleri tercih edilmeye başlanmıştır (25). Diş hekimliğinde PEEK materyalinin hafif olması, fiziksel ve kimyasal yapısının stabil olması, kemiğe yakın elastik modülü gibi birçok sebepten kullanıldığı alanlar artmaktadır (26). Mekanik ve fiziksel davranışları iyi olan polimer malzemeleri diş hekimliğinde önemli bir yere sahiptir. Birçok hareketli protez, restorasyon ve kaide materyalleri polimerlerden üretilmektedir (27,28). Günümüzde PEEK materyalinin üstün yapısal özelliklerinden kaynaklı tıbbi ve dental kullanımı gün geçtikçe artmaktadır (29,30). PEEK materyalinin tıbbi ve dental birçok alanda başarı ile kullanılması araştırmacıların ilgisini PAEK ailesinin diğer bir üyesi olan PEKK polimerine doğru yöneltmesine sebebiyet vermiştir. PEKK polimeri yeni bir materyal olması ve üstün özelliklerinden kaynaklı araştırmaların ilgi odağı haline gelmiştir (31-33).

Birçok alanda kullanımı olan yüksek performanslı PEKK polimeri, yapısında metakrilat bulunmayan termoplastik bir malzemedir (23,34). İlk kez 1962’te Bonner vasıtasıyla PEKK piyasaya tanıtılmıştır. PAEK polimerleri, PEKK polimerinin tanıtılması ile sürekli olarak gelişime uğramıştır (35). Birçok askeri ve endüstriyel alanlarda bu polimer yapıdan yararlanılmıştır. PEKK aynı zamanda, ortopedik ve kraniyal implantlar için umut verici bir malzeme olmaktadır. Diş hekimliğinde ise protetik, restoratif ve implant uygulamaları için PEKK polimeri birçok alanda kullanım alanına sahiptir. PEKK materyalinin yaygın biyomedikal kullanımının; yapısındaki ikinci keton grubu sebebiyle mekanik direncinin iyi olmasından kaynaklı olduğu düşünülmektedir (24).

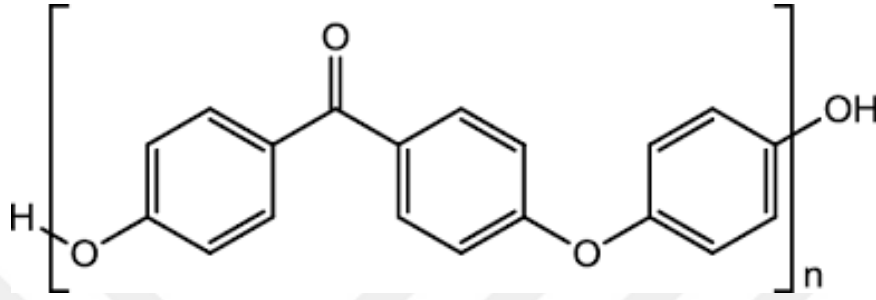
2. 1. 1. 2. 1. 1. PAEK polimerlerinin sentezi ve polimerizasyonu

PAEK aşırı yüksek moleküler ağırlıklı polietilen ile simgelenen linear yapıda olan polimerler ailesidir (17,36). Kristalize poliarilketonlar ve kopolarilketon materyalleri sülfonların polikondensasyonu ile sentezlenir. Üretilibilmeleri için, aroil florid yapıdaki 4-fenoksibenzoilflorid molekülünün HF (Hidrojen Florür) içerisinde polikondensasyon işlemi esnasında çözünmenin tam gerçekleşmemesinden kaynaklı dipolar aprotik çözücü olan dimetilsülfoksit veya sülfolan tavsiye edilmiştir (37).

PAEK polimerlerinden PEEK, 300 °C sıcaklıkta üretilen sentetik bir polimerdir. Genellikle difenil sülfon çözücünde 4,4-diflorobenzofenon ve hidrokinonun disodyum tuzu arasındaki tepkime sonucunda oluşmakta; bu tepkime sonucunda oluşan kimyasal yapı PEEK için 300

°C'ı aşan sıcaklıklara karşı direnç sağlamaktadır. Yüksek sıcaklıktaki erime ısısı, PEEK polimerine dayanıklılık sağlarken, bunun yanı sıra karbon lifleri gibi ek malzemelerle modifiye edilmesine olanak sağlamaktadır (34,38-42).

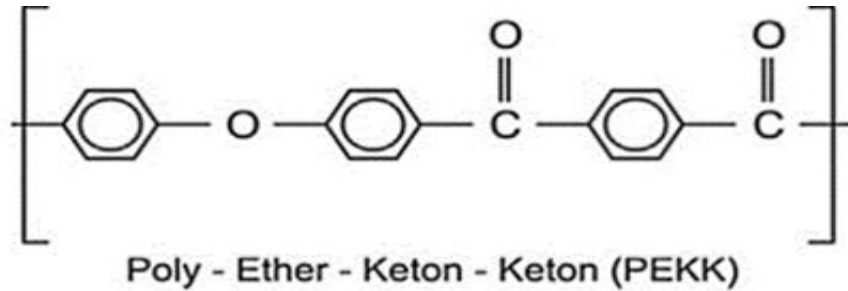
PEEK 335 °C sıcaklıkta eriyen, monomer yapısının bisfenolatın aşamalı büyümesi reaksiyonu ile oluşan polimerizasyon sonucu oluşmaktadır (34,39). Doğrusal yapıdaki PEEK (-C₆H₄-OC₆H₄-O-C₆H₄-CO-) n polimeri, polisiklik aromatik yapıdadır (Şekil 5) (43).



Şekil 5. PEEK polimerinin kimyasal yapısı (44).

PEEK polimerinin üretilmesini konu alan ilk çalışmalar, karbon ve cam fiberin kullanılmasına odaklanmıştır. Yüksek sıcaklıkta termoplastik bir materyal olan PEEK polimeri enjeksiyonla kalıplama, ekstrüzyon ve sıkıştırılmalı kalıplama gibi çeşitli ticari yöntemler kullanılarak işlenebilmektedir (18,21).

PEKK, katalizör olarak alüminyum triklorür kullanılması ile difenil eter ve tereftalik asitten sentezlenmektedir. Buna ilaveten PEKK hem amorf hem de kristal özellikler göstermekte ve çeşitli ürünler ile üretimi yapılabilmektedir. %60 düz ve %40 kıvrımlı PEKK materyali, 305 °C sıcaklıkta erimekte, fakat %80 düz ve %20 kıvrımlı PEKK polimeri ise 360 °C sıcaklıkta erimekte. Buna ilaveten PEKK yapısındaki fazladan keton grubu sayesinde polimer dizisi daha sağlam bir yapı haline gelmekte ve basınç dayanıklılığı gibi daha iyi mekanik ve fiziksel davranışlar sergilemektedir (Şekil6) (45).



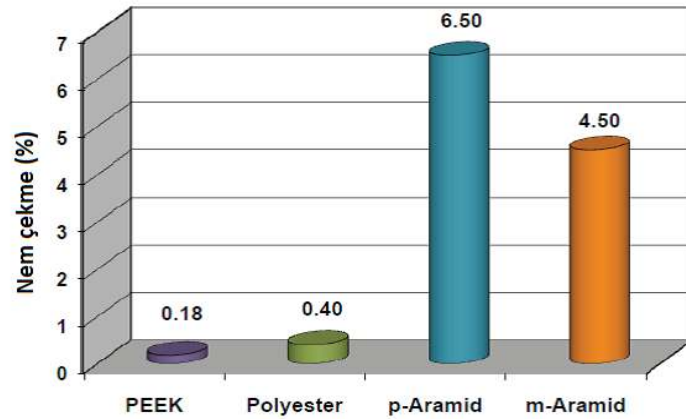
Şekil 6. PEKK polimerinin kimyasal yapısı (46).

PEKK polimerinde fazladan bir keton dizisi materyalin temel yapısının dayanıklılığını ve polaritesini arttırmakta; bu durum cam geçiş sıcaklığında ve erime sıcaklığında artışa neden olmaktadır (36).

2. 1. 1. 2. 1. 2. PAEK polimerlerinin özellikleri

2. 1. 1. 2. 1. 2. 1. PAEK polimerlerinin kimyasal dayanıklılığı

PEEK lifleri yüksek sıcaklıklara ve kimyasallara karşı yapısının performans özelliklerini iyi korumaktadır (47,48). PEEK liflerinin fazla süre ile sulu ortamda kalmasından kaynaklı olarak zarar görmediği ve suda çözünme oranının %0,5 olduğu bildirilmiştir. Bununla birlikte suda fazla süre kalan PEEK liflerinde, kristalize olma oranının azaldığı bildirilmiştir (49,50). Aril halkalarının zıt kutuplarda bulunan eter ve keton bağları ile birbirine bağlanması PEEK polimerinin daha stabil ve durağan bir kimyasal yapıya sahip olmasına sebebiyet vermekte; bu durum polimer yapının konsantre sülfirik asit dışındaki çözücülerden etkilenmemesi ile sonuçlanmaktadır (51). İmplant ve sabit protezler için; PEEK polimeri az hidrolize olmasına rağmen, polimer ve güçlendiriciler arasındaki bölgenin ağız ortamlarındaki neme karşı duyarlı olabileceğinden, bu duruma dikkat edilmesi önem arz etmektedir (52). Birçok çalışma; PEEK materyalinin yüksek sıcaklıklardaki salin ortamında bekletildikten sonra polimerin özelliklerinde önemli bir farklılaşmanın olmadığını göstermiştir (Şekil 7) (51,52).



Şekil 7. Farklı lif yapılarının su çekme oranları (51).

2. 1. 1. 2. 1. 2. 2. PAEK polimerlerinin mekanik dayanıklılığı

Titanyum ve alaşımlarına kıyasla PEEK materyali kemiğe daha yakın (3-4 GPa) elastik modülüne sahip olduğundan; dokular üzerinde titanyum gibi yıkıcı gerilim kuvvetleri oluşturmazlar (53,54). Dental implant malzemeleri ve üstyapıları için doldurucusuz PEEK materyalinin daha yüksek elastik modüle sahip olması gerektiğinden; PEEK materyaline bazı

modifikasyon işlemlerinin yapılması gerekmektedir. Bunun için farklı yoğunluklarda karbon ve cam fiber ilavesi ile mekanik özellikleri kullanıma daha uygun hale getirilebilmektedir. Doldurucusuz PEEK materyali 100 MPa gerilim direncine ve 4 GPa elastik modülüne sahip iken; elastik modülü karbon fiber takviyeli PEEK'te (CFR-PEEK) 18 GPa'a ve cam fiber takviyeli PEEK'te (GFR-PEEK) ise 12 GPa'a çıkarılmıştır. Böylelikle PEEK materyali hem kortikal hem de spongios kemiğin yapısal özelliklerine daha yakın bir hale getirilmiş olmaktadır (54,55).

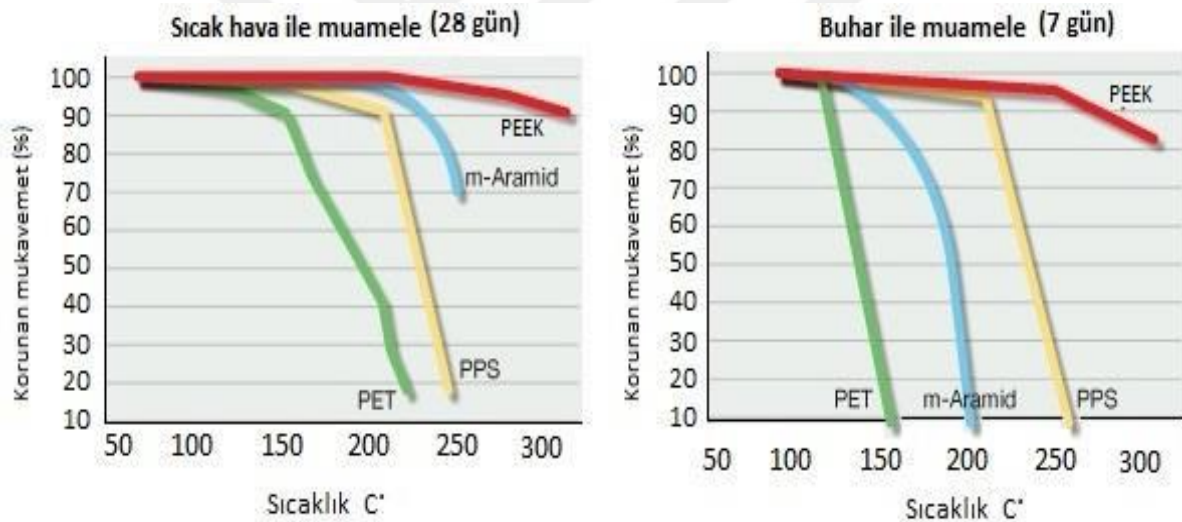
PEKK polimerleri ise diğer polimerler ile karşılaştırıldığında, erime ısısı ve basınç direnci gibi ideal davranışsal özellikler göstermektedirler (45). PEKK, saf ve cam takviyeli PEEK ile eğilme, çekme ve basınç direnci açısından kıyaslandığında; daha iyi şekilde mekanik davranışlar sergilemektedir (46). Pektkon ivory® (PEKK) güçlendirilmemiş PEEK ile karşılaştırıldığında; %80 daha fazla basınç direnci göstermiştir (56). PEKK'in yapısına titanyum dioksit (TiO₂) eklenmesi ile dayanıklılık ve aşınma direnci artmaktadır (57). PEKK polimerinin şok kuvvetlere karşı dayanıklılığının iyi olması ve kırılma direncinin yüksek olması restoratif materyal olarak kullanılma imkanını arttırmaktadır (58,59). PEKK polimeri, dentin ile kıyaslandığında; daha az elastik modül gösterirken, sıkıştırma dayanıklılığı açısından dentine yakın değerler göstermektedir (59). PEEK gibi PEKK polimerleri de elastik modülü kemik ile kıyaslanabilmekte; çok iyi mekanik davranışlar gösterdiği ve stres yayılımının iyi olmasından kaynaklı dental implant malzemesi olarak kullanılabilirler (60).

Tablo 3. PAEK polimerlerinin diğer protetik materyaller ile karşılaştırılması (60).

	PEKK	PEEK	Titanyum	PMMA
Gerilme Direnci (MPa)	115	100,69	240–890	48–62 Mpa
Elastik modül (GPa)	5,1	3,5	103–114	3,8 _ 103
Bükülme Direnci (MPa)	200	163,88	65	107–117
Basınç dayanımı (MPa)	246	118-169	130-170	76 Mpa
Erime sıcaklığı (C)	363-386	334-350	1650–1670	160
Sertlik	252 MPa	26–29 VHN	90 VHN	89–95 MPa
Su emme (mg / mm³)	8,7	0,1–0,5	0,04	0,1–0,3
Yoğunluk (g / cm³)	FEFF1.3	1,3	4,4–4,5	1,16–1,18 g/cc

2. 1. 1. 2. 1. 2. 3. PAEK polimerlerinin termal dayanıklılığı

PEEK polimer liflerinin erime sıcaklığı 334 °C; camlaşma sıcaklığı ise yaklaşık olarak 143 °C'dir (61). PEEK polimeri yüksek sıcaklıktaki bir endüstriyel ürün olduğundan termal dayanıklılığı birçok çalışma tarafından incelenmiş olup; termal bozulmanın cam geçiş sıcaklığı ile erime sıcaklığı arasında gerçekleştiği fakat bu sıcaklık aralığının polimerin uçucu bozulma yapılarının oluşması için gerekli olduğu vurgulanmıştır (62,63). Cole ve Casella 400 °C-480 °C sıcaklık uyguladıkları PEEK ve CFR-PEEK'i termal bozulma açısından karşılaştırdıkları çalışmalarında her iki materyal arasında anlamlı bir fark bulamamışlardır (63,64). Hay ve Kemmish 427°C altındaki uçucu madde oluşumun da beraber olduğu durumlarda termal bozulmanın ölçümünün yapılmasının zor olduğunu belirtmişlerdir (62). PEEK liflerinin 28 gün boyunca sıcak hava ile 7 gün boyunca da buhar uygulamasından sonra diğer polimer lif yapılarına göre 300 °C sıcaklığa kadar her iki ortamda da iyi direnç gösterdiği bildirilmiştir (Şekil 8) (65,66).

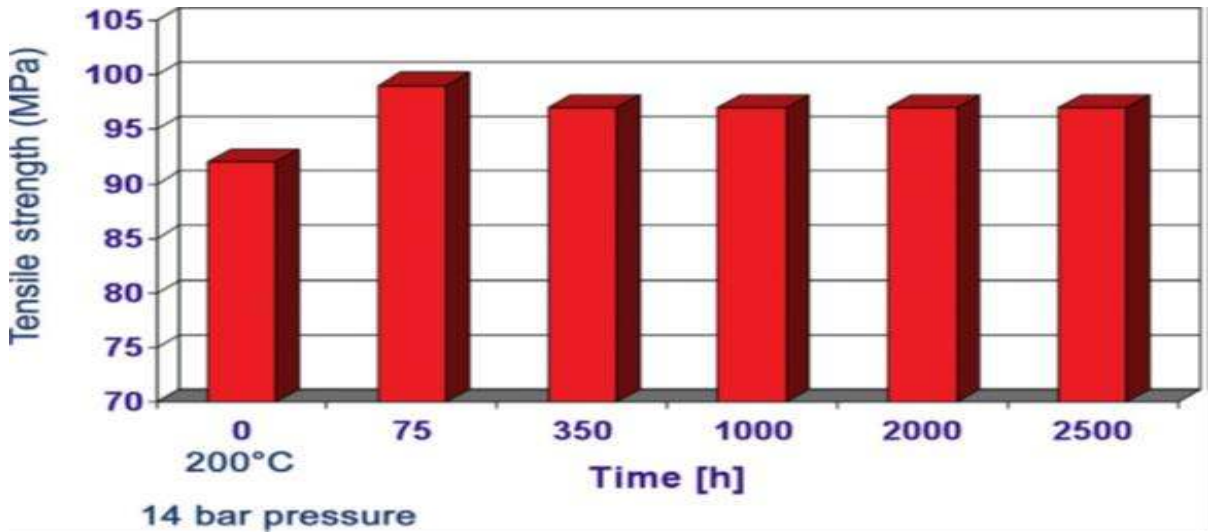


Şekil 8. PEEK ve diğer polimer liflerinin termal dayanıklılık açısından karşılaştırılması (67).

Aromatik polimerlerin geliştirilip üretilmesi birçok alanda fayda sağlayacağı gibi PEKK polimer yapısına karbon fiber ilavesi ile materyalin özellikleri iyileştirilebilmektedir. PEKK yüksek sıcaklıklarda mükemmel termal özellik gösterirken, bunun yanında darbelere karşı oldukça iyi dayanıklılık göstermektedir. Artmış sıcaklık PEKK polimerinin viskozitesini azalmakta, bunun sonucu olarak uygulanan basınç altında gözeneklerin boşalmasına sebebiyet vermektedir (45).

2. 1. 1. 2. 1. 2. 4. PAEK polimerlerinin sterilizasyon ve ışınlara karşı dayanıklılığı

Buharlı basınç tekniği; otoklav, tıbbi malzemeler için en çok kullanılan sterilizasyon yöntemidir. PEEK ve karbon kompozitler otoklav sterilizasyonu açısından incelenmiş olup; Kwarteng ve arkadaşları, CFR-PEEK materyaline 100 döngüden daha fazla olan otoklav işlemi uygulamış ve eğilme gücünde kayda değer bir azalma olmadığını bildirmişlerdir (68,69). CFR-PEEK materyalinin buhar sterilizasyonuna karşı yapısındaki değişiklikler son zamanlardaki çalışmalarda detaylı şekilde incelenmiş ve ana kütle yapıda bir değişikliğin olmadığı, fakat fiberle bağlantılı alanlarda minör farklılıkların olduğu tespit edilmiştir. Nano indentasyon ve nano çizme testleri beraber kullanılarak incelenen çalışmalarda fazlar arası bölgede buhar sterilizasyonundan sonra hafif değişikliklerin olduğu ortaya konmuştur (68).



Şekil 9. Buharlı basınç sterilizasyonunun farklı basınç değerlerinin PEEK Optima®'nın gerilme direncine etkisi (67).

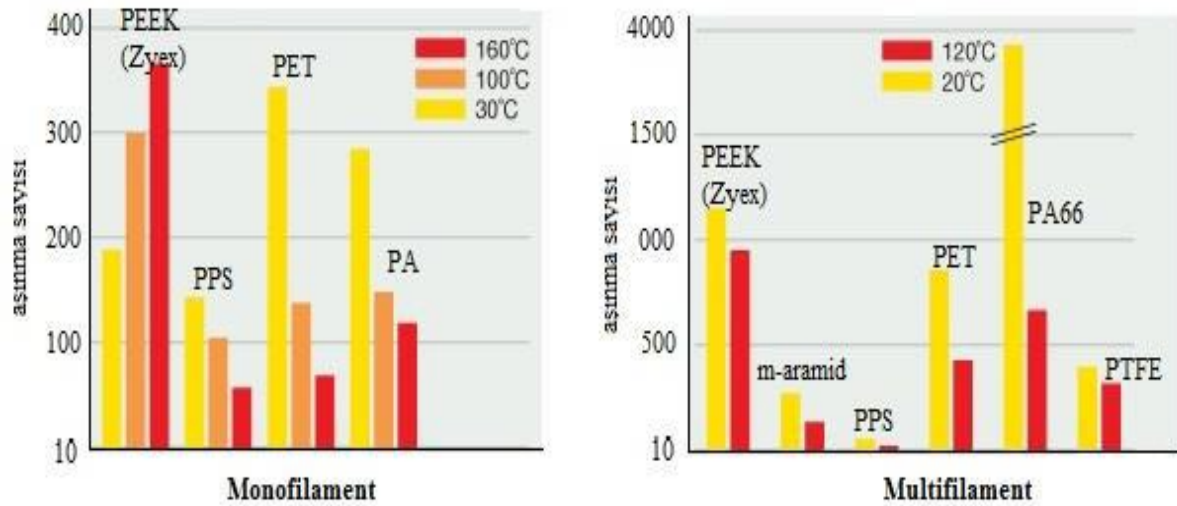
Radyasyona karşı direnç alifatik polimer malzemeleri için önemli bir değere sahiptir. Ultra yüksek moleküler ağırlıklı polietilen (UHMWPE) uzun ömürlü serbest radikallerin oluşmasına sebebiyet verebilmektedir (70). Buna kıyasla; PEEK, kendine özel bazı kimyasal yapılar sayesinde polietilene göre 2 kat daha az serbest radikal oluşumuna sebep olmuştur (71). PEEK yapısındaki bozulmanın 10 MGy radyasyon dozundan daha fazla değerlerde ortaya çıkmış olmasına rağmen havacılık ve nükleer enerji endüstrisi için standart sterilizasyona göre (25–40 kGy) 3 kat daha fazla radyasyona maruz kalması gerekliliğidir. PEEK ve PEEK karbon fiber kompozitlerine 4 defa uygulanan (25–40 kGy) radyasyon sterilizasyon işleminden sonra mekanik davranışlarında ciddi bir farklılık gözlemlenmemiştir. Li ve ark. yapmış oldukları

çalışmalarında 600 KGy gama radyasyon uygulanan PEEK materyalinde uygulamanın hemen ardından serbest radikaller gözlemlenmemiş olup; bu durumda radikallerin 20 dakikadan fazla etkinliğini göstermediğini kanıtlamıştır (51).

2. 1. 1. 2. 1. 2. 5. PAEK polimerlerinin aşınma dayanımı

PEEK polimeri yapısı gereği sıkı olmasından kaynaklı, fazla artmış sıcaklıklarda ve hızlı yüzey hızlarına karşı yüksek aşınma dayanımına sahiptir. PEEK polimerinin sürtünme katsayısı az olduğundan aşınma direnci oldukça yüksektir. PEEK polimer yapısı oldukça iyi toparlanabilme özelliğine sahip olup; camlaşma sıcaklığının (T_g 143°C) aşağısındaki ısılarda, azalmış sünme ve büzülme yeteneği sergilemektedir (65) (Şekil 10).

Kumar ve arkadaşları; PEEK polimerinin yapısına eklenen takviye malzemelerinin kimyasal birleşimi, mikroyapısı ve materyale has özelliklerin polimer yapısında aşınma dayanım özelliklerini değiştirebileceğini göstermişlerdir (72).



Şekil 10. PEEK ve bazı liflerin aşınma dayanımlarının karşılaştırılması (67).

2. 1. 1. 2. 1. 2. 6. PAEK polimerlerinin biyoyumluluğu

Yapılan sert ve yumuşak doku hayvan araştırmalarında ve aynı zamanda insan eskplantlarında PEEK ve PEEK kompozitlerinin biyoyumlu ve yığın formlarında bioinert olduğu bulunmuştur. Bu bioinert yapının, PEEK polimer yüzeyinin hidrofobik özelliğe sahip olmasından kaynaklı, protein adsorpsiyonuna anında müsaade etmemesinin bir sonucu olduğu düşünülmüştür. Bioaktif materyaller doku değişimini ve yara iyileşmesini aktive edebilen malzemelerdir. PEEK materyalinin bioaktif bir materyal olmadığı bilinmektedir. Buna karşın PEEK implantlarla kemik arasında direkt bir ilişkinin olduğu çalışmalarda gösterilmiştir (73).

Yapılan çalışmalar sonucunda PEEK'in biyouyumlu bir materyal olduğu, bunun yanında toksik ve klinik olarak enflamasyona sebep olmadığı gösterilmiştir (74-77).

PEKK muhteşem biyouyumluluk sergilemekte ve titanyumun yerini alabilecek uzun dönemli ortopedik kullanımlar için gelecek vadeden bir seçenek olmaktadır. Maksillofasiyal ve spinal cerrahi uygulamaları için Food and Drug Administration (Gıda ve İlaç İdaresi) (FDA) tarafından onaylanmıştır (32,78,79).

Yuan ve arkadaşları; PEKK polimerinin implant materyali olarak osteointegrasyonunu, kimyasal ve yüzey mikroyapısı açısından araştırmışlardır (80). Bulunan sonuçlar ışığında; PEKK materyalinin fazladan olan keton grubunun yüzey kimyasal değişim kabiliyetini fazlalaştırdığı gösterilmiştir. Bu kompleks yüzey yapısı, artmış yüzey alanına, bunun yanında osteointegrasyonu etkileyebilecek mikro yüzey pürüzlülüğüne sebep olmaktadır (81).

Hidroksiapatit (HA) molekülünün yapısına katıldığı materyalin gözenekliliğini arttırma, yüzey değişikliği ve osteointegrasyon davranışlarında olumlu değişiklikler yaptığı bilinmektedir (80). Biyoaktif PAEK polimerleri için materyalin yüzeyine beta-trikalsiyum fosfat (b-TCP), biyoaktif camlar (BG), HA gibi farklı biyoaktif seramiklerden yararlanılarak değişiklikler yapılabilmektedir. Converse ve arkadaşları, HA ile güçlendirilmiş gözenekli PEKK materyalini üretebilmek için partikül süzme, sıkıştırmalı kalıplama ve toz işleme gibi çeşitli yöntemlerin kombinasyonunu kullanmışlardır (82). Yüzeyi kaplanmamış PEEK ile kıyaslandığında; Walsh ve arkadaşları, plazma-püskürtülmüş titanyum uygulaması ile yüzeyin kaplanmasının implantasyondan sonra kemik-implant arasında mekanik ve histolojik karakterini olumlu yönde değiştirdiğini bildirmişlerdir (83).

Wang'ın yapmış olduğu çalışmalara göre, antibakteriyel faaliyet açısından ortopedik uygulamalarda PEKK; PEEK'e kıyasla yüzeyinde azalmış bakteri bağlanması göstermektedir. Staphylococcus epidermidisin PEKK yüzeyine %37 daha az oranda bağlantı yaptığı görülmüştür. Beş günlük kültür işleminden sonra, antibiyotik kullanımı olmadan Pseudomonas aeruginosa'nın PEKK yüzeyine adezyonunun ve çoğalmasının PEEK ile mukayese edildiğinde, %50 oranında azalma gösterdiği gözlemlenmiştir (30). Ek olarak Moore ve arkadaşları yapmış oldukları çalışmada, PMMA ile karşılaştırıldığında; PEKK polimerinde daha az inflamatuvar cevap gözlemlenmiştir (84).

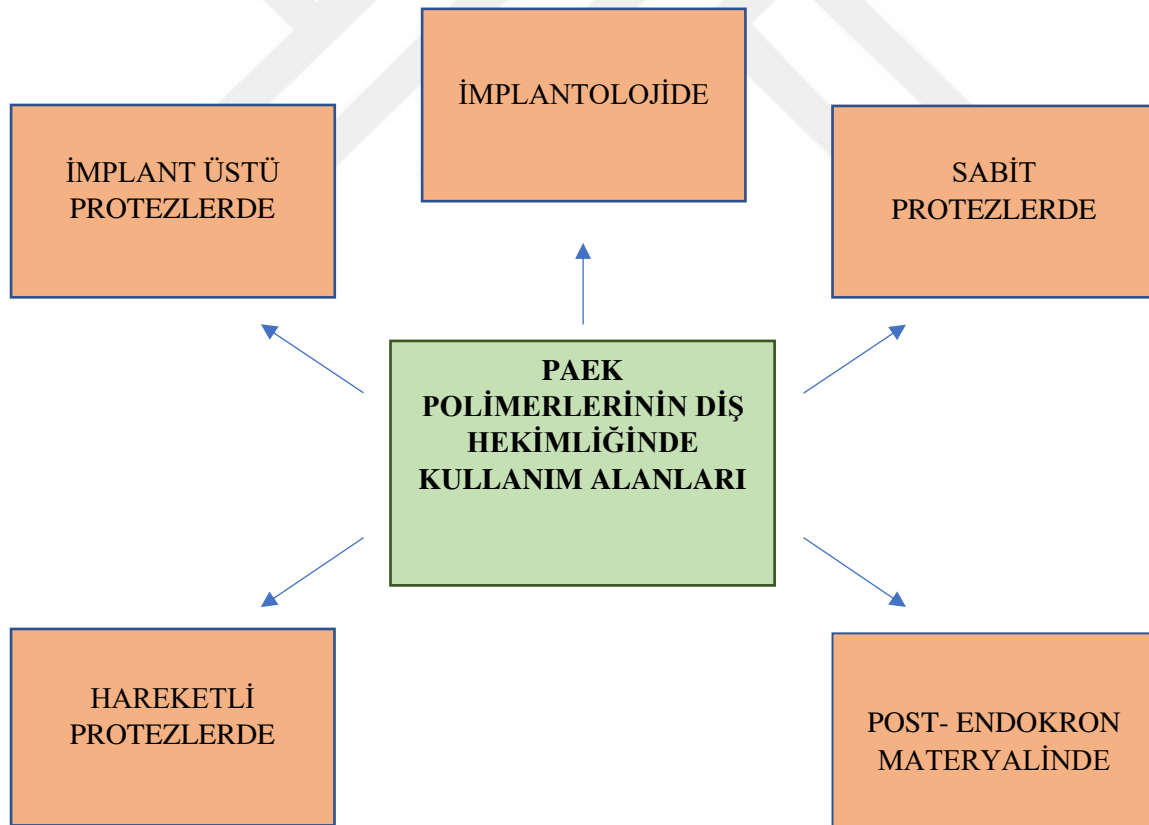
2. 1. 1. 2. 1. 3. PAEK polimerlerinin medikal kullanım alanları

PEEK polimeri genellikle cerrahi ve medikal alanda kullanılmaktadır. PEEK implantlar seramik ve titanyum implantlara; kraniyal, maksillofasiyal, ortopedik ve omurga cerrahilerinde kullanım için bir seçenek olmaktadır. PEEK; LT3 omurga cerrahisi, ortopedik cerrahi, maksillo-yüz cerrahisi gibi birçok çeşitli cerrahi bölümlerinde kullanılmıştır. PEEK

kompozitlerinin üretilmesi materyalin mekanik bunun yanında birçok farklı özelliklerini arttırmakta antimikrobiyal ve osteoindüktif özelliklerini iyileştirmek için polimerin yüzeyinin aktifleştirilmesi, materyalin bünyesindeki değişikliklerin yapılabilmesi için tavsiye edilmektedir. PEEK içerikli malzemeler kemik ve kıkırdak yerine kullanılabilen materyaller olup, dijital 3D baskı yöntemi ile kullanılabilme imkanından dolayı medikal alanda geliştirilmeye açık bir materyal olmaktadır (85).

2. 1. 1. 2. 1. 4. PAEK polimerlerinin diş hekimliğinde kullanım alanları

Bilimsel gelişmeler güncel materyallerin diş hekimliği alanında kullanılmaya başlanmasına olanak sağlamaktadır. Diş hekimliğinde kullanılan materyallerinin estetik olduğu kadar sağlam, çevre dokulara biyolojik olarak uyumlu ve bu özelliklerin hepsinin bir denge içerisinde bulunması gerekmektedir. Bu denge dikkate alındığında yapılan araştırmalar neticesinde termoplastiklere olan ilgi gün geçtikçe artmaktadır (24,86). PAEK polimerleri diş hekimliğinde implantoloji, sabit protezler, hareketli protezler, post ve endokron gibi birçok alanda kullanılabilmektedir (87) (Şekil 11).

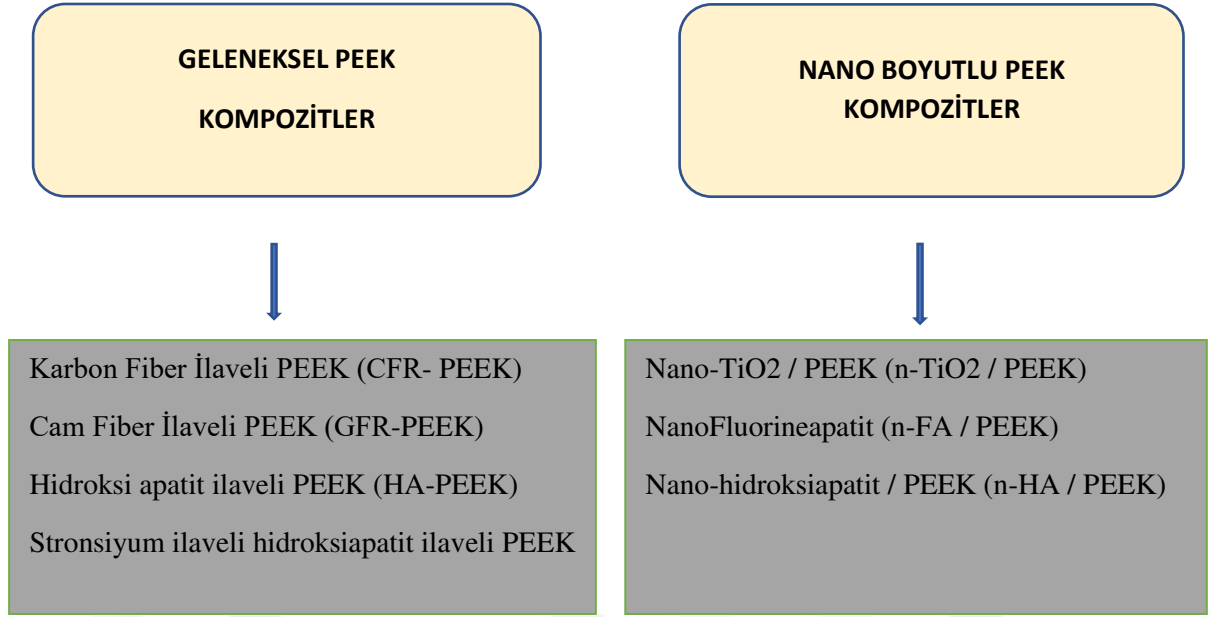


Şekil 11. PAEK polimerlerinin diş hekimliğinde kullanım alanları (87).

2. 1. 1. 2. 1. 4. 1. İmplantolojide PAEK polimerlerinin kullanımı

Titanyum, osseointegrasyon yeteneğinden dolayı diş hekimliğinde en çok kullanılan implant materyali olmaktadır. Fakat araştırmalar titanyumun kemik dokuda gerginlik oluşturabileceği, bu oluşan stres kuvvetinden kaynaklı kemikte rezorbsiyonun olabileceği; rezorbsiyonun ise açığa çıkan titanyumun pürüzlü yüzeyinde plak birikimine sebebiyet vererek, periimplantitis oluşturabileceğini göstermiştir (88,89). Titanyum implantlar korozyona uğramaları, alerjik reaksiyona sebep olabilmeleri ve yetersiz doku bulunduğu durumlarda metalik yansımanın oluşabilmesi gibi birçok dezavantaja sahiptir (90-92). Bu olumsuz özelliklerinden dolayı titanyum implantlara alternatif olarak zirkonyum dioksit seramik implantlar sunulmuştur. Fakat bu implantların titanyum implantlara bir seçenek olup olmayacağına dair yeterli çalışma henüz bulunmamaktadır (93-95).

PEEK materyalinin elastik modülü kemik dokusuna yakın olup karbon fiber eklenmesi ile elastik modülü kortikal kemiğine benzetilebilmektedir. Kortikal kemiğin elastik modülüne yaklaşması ile rutinde kullanılan implantların kemikte oluşturduğu stres ve kemik yıkımının önüne geçilebilmektedir (69,96). PEEK materyalinin aşınmaya dirençli olması, biyolojik dokulara karşı zararlı olmaması, radyolusent olması, manyetik rezonans (MR) ve bilgisayarlı tomografi (BT) görüntüleme yöntemlerinde artefaktlara neden olmaması gibi birçok avantajına rağmen hala günümüzde geleneksel implantlara bir seçenek olamamıştır (97-99). Birçok araştırmacı bu durumun PEEK polimerinin bioinert bir materyal olmasından kaynaklı olabileceğini, hücrel adezyon için hidrofilik yüzeylere ihtiyaç olduğunu ve diğer polimerlerde de olduğu gibi düşük yüzey enerjisine bağlı olabileceğini bildirmişlerdir (69,77). PEEK implantların osseointegrasyonunu arttırmak, mekanik ve biyolojik davranışlarını daha iyi bir hale getirmek ve yüzey pürüzlülüğünü fazlalaştırmak için implant yüzeyi biyoaktif materyaller ile kaplanabilmektedir (100,101). PEEK kompozitleri yapısına katılan bioaktif materyallerin boyutuna göre iki ana gruba bölünmektedir (102) (Şekil 12).



Şekil 12. PEEK materyalinin sınıflandırılması (102).

a) Geleneksel PEEK kompozitler

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

Karbon fiber (CF) birçok farklı boyut seçeneğine sahip doğrusal bir materyaldir. CF takviye malzemesi olarak büyük bir öneme sahip olduğu için birçok alanda kullanılmaktadır. PEEK materyali; yüksek direnç, kemiğe yakın elastik modülüne sahip olduğundan bu özellikler implant malzemesi için ideal bir materyal olmasına neden olmaktadır (103). PEEK polimerinde artmış CF yüzdesi çekme direncini ve elastik modülünü arttırmakta bu durum materyalin artmış dayanıklılığına ve daha sıkı bir materyal olmasına sebebiyet vermektedir (85).

CF materyale sağladığı özelliklerden ve güvenilir olmasından dolayı en çok kullanılan takviye malzemesi olmaktadır. Materyal içerisine takviye edilmiş CF, PEEK kompozitlerin mekanik özelliklerindeki verimini önemli ölçüde iyileştirmektedir (104). CFR-PEEK çok iyi mekanik özellikleri ve biyouyumluluğunun yanında modern görüntüleme yöntemleri ile uyumlu olmasından kaynaklı tıbbi implant yapımında önemli bir hale gelmiştir. Elastik modülü kemiğe benzer olduğundan, CFR-PEEK, titanyum ile mukayese edildiğinde daha düşük stres değerleri gösterebilmektedir (34).

- **Cam fiber ilaveli PEEK (GFR-PEEK)**

Cam fiberin stabil genleşme katsayısı, yüksek direnci, yüksek elastik modülü ve termal kararlılığının iyi olmasından kaynaklı birçok üstünlüğe sahiptir. Cam fiber ilaveli PEEK (GFR-PEEK) birçok farklı mikron çap boyutunda seçenekleri olan, yapısında %10 cam fiber ve PEEK

içeren, elastik modülü kemiğe yakın bir materyaldir. Çok daha önemlisi; GFR-PEEK osteokalsin oluşumu için elverişli bir ortam oluşturmakta ve bu sayede implant çevresinde kemik oluşumu başlatmakta ve başarı oranını arttırmaktadır (105).

- **Hidroksi apatit ilaveli PEEK (HA-PEEK)**

Hidroksiapatit (HA) 3-100 mikron boyutlarında; kemik yapısındaki temel olan inorganik bütünlüğü oluşturan bir materyaldir. HA miktarının fazlaşması, farklılaşma yüzdesini arttırmakta bunun sonucu olarak osteoblastların çoğalmasına sebep olmaktadır. HA içeriği %20-%30 olduğunda, PEEK materyalinin elastik modülü 5-7 Gpa olup kemiğe yaklaşmaktadır. Buna ek olarak %20 HA içeriğe sahip HA/PEEK materyali, yeterli biyouyumluluk ve biyoaktivite göstermektedir (106).

- **Stronsiyum ilaveli hidroksiapatit içerikli PEEK (Sr-HA/PEEK)**

Stronsiyum; osteoblastların bağlanması ve mineralizasyonuna yardımcı olmakta, kemik yenilenmesini başlatmakta, kemikte çatlama ve kırılma tehlikesini düşürmekte olan bir elementtir. Stronsiyum ilaveli hidroksiapatit içerikli PEEK (Sr-HA/PEEK) kompozit yüzeyi, HA/PEEK kompoziti ile karşılaştırıldığında, daha çok apatit üretimine sebep olduğu görülmüştür. Bunun bir sonucu olarak, Sr-HA/PEEK'in, HA/PEEK'ten daha çok kemiğe yapışma yeteneğine sahip olduğu gösterilmiştir. Sr-HA/PEEK, PEEK materyalinin yalnızca mekanik özelliklerini geliştirmek ile kalmayıp materyale iyi biyolojik özellikler de sağlamaktadır (107).

b) Nano boyutlu PEEK kompozitler

- **Nano-TiO₂ / PEEK (n-TiO₂ / PEEK)**

TiO₂ (titanium oksit) biyoaktivite, biyouyumluluk ve hidrofilite gibi özelliklere sahiptir. N-TiO₂'nin (Nano-TiO₂ / PEEK) PEEK materyalinin yapısına takviye edilmesi ile polimerin biyolojik performansında önemli derecede ilerleme kaydedilebilmektedir (108).

- **Nano floroapatit PEEK (n-FA / PEEK)**

Titanium ve polimer implant materyalleri implant yapımı esnasında bakteriyel iltihaplanmaya açıktır; bu durum implant başarısızlığına neden olabilmektedir. Kemik doku için implant malzemesi seçilirken, mekanik ve biyolojik özelliklerinin yeterli olması dışında antibakteriyal olması da önem arz etmektedir. Nano floroapatit yapıdan gelen florür sayesinde, bakterilerin metabolizması ve enzim aktivitesi engellenerek; nano floroapatit PEEK (n-FA / PEEK) materyaline antibakteriyal özellik kazandırılmış olmaktadır (109).

- **Nano hidroksiapatit dolduruculu PEEK (n-HA/PEEK)**

PEEK ve HA arasında bağlantının az olmasından kaynaklı HA/PEEK ve saf PEEK materyali karşılaştırıldığında, mekanik özelliklerinde azalma görülmektedir. N-HA (Nano Hidroksiapatit) yapısı PEEK materyaline takviye edildikten sonra oluşan nano hidroksiapatit dolduruculu PEEK kompozitinin, artmış mekanik davranışlara ve ideal biyoaktiviteye ulaştığı gözlemlenmektedir. Bu konuda önemli nokta ise, PEEK matrisi ve nano HA parçaları aralarında bağlantı probleminin ortaya çıkmamasıdır (42).

2. 1. 1. 2. 1. 4. 2. İmplant üstü protezlerde PAEK polimerlerinin kullanımı

PEEK materyali; implant üstü protezlerde, iyileşme başlığı ve geçici abutment olarak kullanılmaktadır. Koutouzis ve arkadaşlarının yapmış oldukları çalışmada, titanyum ve PEEK abutmentler iltihabi doku ve kemikteki rezorbsiyon açısından karşılaştırılmış ve sonuçta aralarında kayda değer bir farklılık görülmemiştir (110).

PEEK kemiğe benzer elastik modülü, kompozit ile bağlanması, beyaz rengi gibi sebeplerden dolayı geçici abutment ve iyileşme başlığı olarak kullanılmakta, rutinde daimî abutment amacıyla kullanılabilmesi için daha birçok çalışmanın yapılmasına gerek duyulmaktadır (111). Tam dişsiz hastalarda anında yükleme yöntemi hastalara estetik fonasyon ve çiğneme gibi fonksiyonlarda katkıda bulunulmakta, ileri cerrahi işlemleri olmadan dört implant üzeri protez yöntemi ile anında yükleme yapılabilmektedir (112,113). Dört implant üzeri protez yöntemi ile hazırlanacak olan protetik yapı için birçok farklı altyapı materyali kullanılabilir. PEEK polimeri rezin sistemler ile uyum göstermesi, şok absorbe etmesi, bilgisayar destekli tasarım (CAD) ve bilgisayar destekli üretim (CAM) sistemleriyle hazırlanabilmesi gibi avantajları sayesinde hibrit protezlerde altyapı materyali için uygun bir seçenek olabilmektedir (111). Malo ve ark. dişsiz hastalarda dört implant üzeri protez ile üstyapı protezlerini, PEEK-akrilik rezin hibrit protezler şeklinde hazırlayarak tedavi ettikleri hastalarda 1 yıllık takip sonuçlarında; protezin başarısını %98 olduğunu, kemik kaybının 0,37 mm civarında olduğunu ve implant kaybının yaşanmadığını göstermişlerdir (114). Protetik uygulamalarda altyapı üzerine üstyapıda geleceği için protezlerin ağır olması durumunda hasta memnuniyetinde sorunlar yaşanabilmekte, PEEK polimerinin özgül ağırlığının düşük olmasından kaynaklı protezlerin daha hafif olmasına sebep olmaktadır (31).

Titanyum ve krom-kobalt alaşımları altyapı malzemesi olarak kullanıldığında yansıyan metalik renginden dolayı estetik parametreleri sağlamak zor olurken; PEEK ve zirkonya altyapılarda estetik düzenlemelerin yapılması beyaz renklerinden dolayı daha kolay olmaktadır. PEEK materyalinin elastik modülünden kaynaklı zirkonyaya göre kemiğe gelen kuvvetleri daha

fazla absorbe etmektedir, zirkonya daha sert bir materyal olduğundan dolayı proteze gelen kuvvetleri implant ve çevresine daha yoğun bir şekilde iletmektedir (25,115,116).

PEEK materyalinin rezinlerle bağlantısının olmasından ötürü estetik düzenlemelerin yapılması kolaylaşmakta ve ileri aşamalarda rezin yapı kırıklarında onarılması daha kolay olmaktadır (46). Hibrit protezlerde altyapı materyali seçimi büyük önem taşımaktadır. Monolitik zirkonya ve PEEK; metal-seramik ve metal-rezin altyapı materyallerine seçenek olmaktadır. Pembe dişeti imkânı sağlayan PEEK materyali, rezin ile bağlantı sağlayan kron materyalleri ile tercih edilebilmektedir (111,117,118).

PEKK polimeri ise yüksek performanslı izo-elastik özelliğe sahip olduğundan implant materyali olmak için bir seçenek haline gelmektedir (59). PEKK polimeri dentine benzer elastik modülü, aşınma dayanımı, yeteri miktarda direncinin olması ve hafif olması gibi birçok avantaja sahiptir (119). Termoplastik rezinlerden yapılan implant malzemelerinin kemik ile temasının makul değerlerde olduğu gösterilmiştir (120). Oral implantolojide PEKK polimeri; implant protezi için altyapı malzemesi, implant üstü protezlerde kron, abutment ve implant materyali olarak kullanılabilir (56,79,121-123).

PEKK abutmentlerin ayarlanabiliyor olması, farklı üstyapı malzemeleri ile kaplanabilme özelliği, implant destekli protezler için altyapı malzemesi olarak kullanılabilme gibi avantajlara sahip olmasına sebep olmaktadır (56,124). PEKK ile titanyum arasında bağlantı sağlanabilmesinden kaynaklı birlikte kullanımları ile implant protezlerinde uzun süreli retansiyon için iyi bir potansiyel oluşturmaktadır (125).

İmplant destekli sabit diş protezlerinin aksine geleneksel tam protezler hastaya teslim edildikten sonra birkaç yıl içinde akrilik dişlerin yıpranması bunun sonucu olarak akrilik dişlerin yenilenmesi problemi ile karşı karşıya kalınmaktadır. Bu problem tam protezlerde daha fazla %47,7 oranında görülürken bu durum implant destekli sabit diş protezlerinde %19,6 oranında görülebilmektedir (126-128). Bu problemi çözebilmek için CAD/CAM ile üretilmiş zirkonya dişler tam protezlerde ve implant üstü protezlerde kullanılabilir (129-133). Dawson ve arkadaşları geleneksel tam protezler ve implant destekli sabit diş protezlerinin uygulamalarında lityum disilikat cam seramik kronlar için PEKK polimerinin altyapı materyali olduğu bir vaka sunumu çalışmalarında göstermişlerdir. PEKK polimeri ek olarak maksillofasiyal uygulamalarda da kullanılabilir (122).

Oh ve arkadaşları flepsiz fibula ve implant destekli protezi olan mandibulektomi operasyonu geçiren hastaya altyapı materyali olarak PEKK polimerinin kullanıldığı protez tasarımını tanımlamışlardır (123). PEKK altyapı materyali gerilme direnci açısından kıyaslandığında basınç gerilimi altında implant ve çevre dokulara daha az stres uygulamaktadır

(134). PEKK altyapı esnek olduğundan dolayı, altyapı materyali olarak kullanıldığı bölgeye dikkat edilmelidir. Sert altyapı protezleri daha avantajlı stres yayılımı göstermektedir. PEKK materyalinin implantolojide uygulama alanı yaygın olmasına rağmen uygun amaçlar için kullanılması gerekmekte, implant ile olan bağlantısının artırılması için daha birçok çalışmaya ihtiyaç duyulmaktadır (33).

2. 1. 1. 2. 1. 4. 3. Hareketli protezlerde PAEK polimerlerinin kullanımı

PEEK polimeri, geleneksel olarak kullanılan metal altyapılara göre, daha estetik olması, metale karşı oluşan alerjik reaksiyonun olmaması, daha hafif olması, az plak tutulumu ve parlatılabilme özelliğinin yüksek olmasından dolayı hareketli protezlerde geleneksel materyallere bir seçenek olmaktadır (31).

Geleneksel olarak protezlerde en sık kullanılan kaide materyali, polimetil-metakrilat (PMMA)'dır. Rutinde sıklıkla kullanılmasına rağmen PMMA materyalinin çeşitli dezavantajları bulunmaktadır. Kaide materyalinde kırılma en sık görülen problem olmaktadır. Akriliğin alerjik reaksiyona neden olması ise, başka bir kullanımını sınırlayan özelliğidir. PEEK polimerinin çatlamaya ve kırılmaya karşı dayanıklı olması ve artık monomer olmaması gibi avantajlarından kaynaklı ileri dönemde kaide materyali kullanımı için bir seçenek olduğu belirtilmektedir (43). PEEK'in aşınmaya karşı dayanıklılığı, metal alaşımlar ile kıyaslanabilecek seviyededir. Rutin olarak gece plağında kullanılan sert akrilik malzemesi, kullanımla beraber aşınmakta ve plakların baştan yapılması gerekebilmektedir. PEEK polimerinin okluzal splint materyali olarak diğer malzemeler ile kıyaslandığı bir çalışmada, aşınmaya dayanıklılığı ve yüzey pürüzlülüğü açısından diğer materyallere göre kayda değer daha iyi sonuçlar gösterdiği bulunmuştur (135).

PEEK polimerinin hafif oluşu, biyoyumluluğunun yüksek olması ve dijital olarak üretiminin yapılabilmesi, rutin kullanımı olan akrilik materyallerinin yerini alabilecek bir materyal olabileceğini göstermektedir (136,137).

Costa-Palau ve arkadaşları oronazal defekti bulunan hastada yaptıkları obtüratör protezi için, geleneksel materyallere göre, PEEK materyalinin yeterli tutuculuk sağladığı, parlatılabilme yeteneğinin iyi olduğunu, ağırlığının hafif ve dokuya uyumlu olduğunu bildirmişlerdir (136).

Hareketli protezlerde kullanılan metal altyapı bazen galvanik akıma sebep olma, metal kroşelerden kaynaklı estetik problemler, alerjik reaksiyon gibi dezavantajlara sahiptir (138). Termoplastik materyaller bu sorunları büyük oranda çözüme kavuşturmuştur (139,140). Yeni yeni PEKK materyali hareketli protezlerde altyapı malzemesi olarak dijital teknoloji sistemleri kullanılarak üretilmektedir (33). Sun ve arkadaşları dijital iş akışı ile üretilmiş PEKK

materyali kullanarak yapılmış bir konuşma protezinin yapım aşamasını yapmış oldukları çalışmada göstermişlerdir. Bu uygulama sırasıyla ağız içi tarama, dijital baskı, tasarımın üretilmesi (PEKK altyapının dijital frezelemesi) ve teslim süreçlerini içermektedir (141).

Çıkarılabilir hareketli protezlerde (RPD) tutuculuk önem arz eden bir konu olmakla beraber Tannous ve arkadaşları Cr-Co alaşımı ve üç farklı termoplastik materyal olan PEEK, PEKK ve polioksimetilenin (POM) tutuculuk açısından araştırmışlardır. Farklı kalınlıklarda 1,0 mm kalınlıktan 0,25 mm andırkatlı krom-kobalt (Cr-Co) kroşeler ve 1,0 veya 1,5 mm kalınlığında 0,5 mm andırkatlı termoplastik kroşeler üretilmiştir. Termal döngünün ilk başlarında tüm tutucu parçalar üstün tutuculuk gösterirken döngünün sonlarına doğru kuvvette azalma olduğunu bildirmişlerdir. Termoplastik kroşeler Cr-Co kroşelere göre önemli ölçüde daha düşük tutma kuvveti göstermişlerdir. Fakat termoplastik kroşeler daha az tutma kuvveti ile daha uzun süreli tutuculuk özelliği göstermiştir. PEKK kroşeler daha uzun süre tutuculuk sağlamak için kullanılabilmektedir. PEKK materyali bunların yanında hareketli protezlerde ek diğer parçalar için de kullanılabilmektedir (142).

Choi ve arkadaşları PEKK hareketli protez bağlantı parçalarını naylon parçaları ile kıyaslamışlar ve PEKK bağlantı parçalarının daha az retansiyon değişimine uğradığını ve daha az aşınma sergilediğini göstermişlerdir (143).

2. 1. 1. 2. 1. 4. 4. Sabit protezlerde PAEK polimerlerinin kullanımı

Polimerlerin karşıt dişte aşındırma yapmaması, CAD/CAM ile üretildiğinde hızlı üretilmesi, frez kullanımının süresini arttırması, daha uygun fiyatlarda olması gibi avantajlarından dolayı polimerlere olan ilgi gün geçtikçe artmaktadır (87,144,145). Pres veya CAD/CAM yöntemi ile üretilen PEEK polimeri hem sabit hem de hareketli protezlerde kullanılabilmektedir. Rezin simanlar ile bağlantısının olmasından kaynaklı olarak rezin yapılar ile kullanılabilecek çeşitli üstyapı ürünleri ile kullanılabileceği belirtilmiştir (47,146).

PEEK materyalinin çeşitli doldurucularla basit bir şekilde modifiye edilebileceğini; zirkonya seramiklere göre kırılma direncinin daha fazla olduğu çalışmalarda bildirilmiştir (147). CAD/CAM kullanılarak üretilmiş PEEK kronların zirkonya kronlar ile karşılaştırıldığı çalışmada; PEEK kronların zirkonya kronlara benzer marjinal ve internal aralık değeri gösterdiği bulunmuştur. Bu değerlerin ise klinik kullanım için uygun değerler olduğu bildirilmiştir (148). CAD/CAM sistemi ile üretilmiş PEEK materyali, geçici kron-köprü restorasyonlarında kullanıldığında iyi kırılma dayanıklılığı, düşük marjinal ve internal aralık değeri gösterdiği çalışmalarda belirtilmiştir (149).

PEEK estetik bölgede kullanıldığında grimsi kahverengi renginden dolayı kompozit gibi estetikliği arttıracak materyaller ile kaplanma gerekliliği vardır. Estetik olmayan renginden

dolayı monolitik kullanımının pek mümkün olmadığı bildirilmiştir. Rezin içerikli materyaller ile bağlanma dayanımını arttırmak için; PEEK materyalin yüzeyine kumlama, silika kaplama, asitle pürüzlendirme işlemlerine benzer çeşitli yüzey işlemleri uygulanmaktadır (49,150-152).

Noktural bruksizimli hastalarda dokusu zayıflamış, kanal tedavisi görmüş dişlere PEEK kronlar uygulanabilmektedir. PEEK kronlar kompozit materyali ile kaplandığından, karışık dişlerde aşınmaya sebebiyet vermez ve oluşan streslere karşı koruma görevi görmektedir. Kompozitte oluşan kırıklar kolayca ağız içerisinde tamir edilebilmektedir. Bu durumdan dolayı PEEK kronlar parafonksiyonel alışkanlığı olan hastalarda iyi bir seçenek olabilmektedir (153).

Yapılan çalışmalarda ileri derecede bruksizimli erkek hastalarda en fazla ısırma kuvvetinin 978-1000 N olduğu gösterilmiştir. Stawarczyk ve arkadaşları 3 üyeli sabit protezleri kırılma dirençlerini ve yüzey niteliklerini araştırdıkları çalışmada, PEEK materyalinin plastik deformasyonun 1200 N, kırılma direncinin ise 1383 N olduğunu bildirmişlerdir (25,154,155). Elde edilen sonuçlara göre; PEEK materyalinin kırılma direnci, ısırma kuvvetinden daha fazladır. Fakat ileri derece bruksizimli hastaların PEEK restorasyonları için risk faktörü olduğu unutulmamalıdır. Genç bireylerde erken dönem daimî dişlerin, dudak-damak yarığı hastaların da ise yarık bölgesinde olan dişlerin kaybı ile dişsiz alanlara daimî restorasyonlarının yapılabilmesi için büyüme ve gelişmenin bitmesi gerekmektedir. Bu durumda hastalardaki estetik, fonasyon gibi kaybedilmiş faktörleri hastaya kazandırabilmek için PEEK akrilik protezler yerine sabit restorasyon olarak kullanılabilmekte, böylece hareketli protezlerde olan hasta problemleri giderilmiş olmaktadır (156).

PEKK materyali ise yüksek dayanıklılık, düşük elastik modül, özgül yoğunluğunun az olması bunun yanında makul aşınma dayanımı gibi özellikleri sayesinde sabit protezlerde kullanılabilecek bir materyal olmaktadır (119,141). CAD/CAM uygulamaları ile yapılan protezlerin doğruluk payı artmış ve yapılan protezlerin üretimi daha kolay bir hal almıştır (130,131,149). PEKTON ivory® (PEKK) bloklar monolitik olarak kullanımı mevcut iken bunun yanında yüzeyi kompozit ile kaplanarakta kullanılabilmektedir (51,148,157,158).

PEKK materyalinin restoratif ve protetik diş hekimliğinde kullanılabilmesi için PEEK materyali gibi veneer materyali ile kaplanması gerekmektedir. Veneer materyali ile bağlantı için PEKK yüzeyine çeşitli işlemler ve adeviz ajanlar uygulanabilmektedir (150,159-163). Yapılan çalışmalarda PEKK polimeri ile kompozit veneer materyali arasında bağlanma direnci incelenmiş ve mekanik yüzey işleminin kimyasal yüzey işleminden daha iyi sonuçlar gösterdiği bildirilmiştir (159). PEKK ile 10-metakriloiloksidesil; dihidrojen fosfat ve silan içeren kendinden aşındırıcı universal yapıştırıcı (Single Bond Universal®) ajanlar bütün işlemlerde etkin bağlanma dayanımı gösterebilmektedir. Benzer şekilde, kumlama ile non-termal plazma

yüzey işleminin birlikte kullanımının, rezin ile PEKK materyali arasında bağlanma dayanımını arttırdığını bildirilmişlerdir (164).

Protetik uygulamalarda diş restorasyonun uyumu başarıyı etkileyebilecek dikkat edilmesi gereken bir konudur. Kötü ve yetersiz marjinal uyum, plak birikimine, periodontal hasarla birlikte yinelenen çürük oluşumuna bunun sonucunda ise restorasyonun başarısızlığı ile sonuçlanabilmektedir (165-167). Araştırmacılar CAD/CAM ile üretilmiş sabit restorasyonlarda, geçerli marjinal uyumsuzluk için en yüksek değeri 24-110 µm aralığında olması gerektiğini bildirmişlerdir (168,169). PEKK kronlar ve zirkonya kopinglerin marjinal uyumunun incelendiği çalışmada her iki materyalin marjinal uyumunun kabul edilebilir değerlerde olduğu gösterilmiştir. Fakat zirkonya kopinler ile kıyaslandığında; PEKK kronların kuvvet gelen kısımlarında daha az stres yayılımı gözlenirken, PEKK kronların uyumu açısından daha iyi değerler verdiği gözlemlenmiştir (148).

Dental restorasyonların sebep olduğu diş-mine aşınması, yapılan restorasyon materyalin çeşidine göre değişebilen ve en çok görülen problemlerden biridir. İdeal olarak dental restorasyonların diş-mine dokularında yapmış oldukları aşınmanın kriteri fizyolojik olarak gerçekleşen diş aşınmasından fazla olmamasıdır. Seçilen restorasyon materyalinin minenin sertliğine benzer şekilde seçilmiş olması, dişte oluşabilecek aşınma gibi zararlı ve geri dönülemez sonuçlarının minimize etmek ya da yavaşlatmak için önem arz etmektedir (166,170).

CAD/CAM ile üretilmiş polimerik restorasyonların karşılaştırıldığı çalışmada, Pektkon® (PEKK), Yamahachi® (PMMA), Mazic Duro® (nano hibrid seramik), Vipi Block Monocolor® (PMMA) ve Vita Enamic® (hibrid seramik) materyalleri karşıt dişte sebep oldukları aşınma açısından incelenmişlerdir. En çok materyal aşınması PEKK polimerinde görülürken, karşıt dişte en az aşınma PEKK polimerinde gözlemlenmemiş olup; PEKK ve her iki polimetilmetakrilat materyallerinin kolayca deforme olmasının az olan elastik modüllerinden kaynaklı olduğu düşünülmüştür. Yapılan çalışmalarda PEKK polimeriden yapılan kronlar, zirkonyum kronlara göre daha fazla aşınma göstermişlerdir. Bu bilgiler ışığında klinik şartlara uygun olarak restoratif materyal seçiminin yapılması gerektiği bildirilmiştir (171,172).

Yapılan çalışmalarda zirkonyum ve nikel-krom içerikli kronlar ile iki katmanlı PEKK kronlar yorulma davranışları açısından incelemiş, PEKK polimerinin (754 N) yorgunluk limitinin, zirkonya (422 N) ve nikel-krom (586 N) ile kıyaslandığında dikkate değer şekilde daha yüksek olduğu bulunmuştur. Aynı şekilde kompozit ile kaplanmış iki katmanlı PEKK kronların; kobalt-krom ve polimetilmetakrilat ile (PMMA) (750 N) yorgunluk limitlerinin kıyaslanabilir olduğu bildirilmiştir (60). Keilig ve arkadaşları yapmış oldukları sonlu elemanlar

analizi çalışması ile az üyeli köprülerin (üç ve dört ünite) altyapı materyaline eşit bir şekilde stres dağılımı yaptığını göstermişlerdir. Ayrıca materyal tercihinin çevre dokularda herhangi bir zorlanmadan etkilenmediğini ve PEKK materyalinin metal altyapıya bir seçenek olabileceğini bildirmişlerdir (173).

2. 1. 1. 2. 1. 4. 5. Post ve endokron materyali olarak PAEK polimerlerinin kullanımı

Endodontik olarak tedavi edilmiş doku harabiyetinin olduğu dişleri farklı post ve kor materyalleri ile tedavi etmek mümkündür. Bunun yanında diş hekimliğinde doğru materyal ve post-kor tekniğinin seçilmesi büyük önem taşımaktadır (174-176). PEEK materyali üstün özelliklerinden kaynaklı post materyali olarak çalışmalarda incelenmiş; Tekin ve arkadaşları PEEK ve fiber post materyallerini karşılaştırdıkları çalışmada PEEK post materyalinin, periodontal ligament ve kortikal kemik üzerinde strese azalmaya sebep olduğunu bildirmişlerdir. Başka bir çalışmada PEEK postlar fiber postlara göre daha iyi kırılma direnci göstermiş; bunun sebebinin ise PEEK materyalinin fiber post materyaline göre elastik modülünün dentine daha yakın olmasından kaynaklı olduğu düşünülmüştür (177).

Aynı zamanda doku kaybının çok fazla olduğu dişlerde kök kanalına yerleştirilen post uygulaması kök kırığı riskini arttırabilmektedir. Doku kaybının fazla olduğu dişlerde; inlay, onlay ve endokronlar tedavi seçeneği olabilmektedir (178,179). PEEK materyalinin kırılma direncinin yüksek olmasından dolayı endokron restorasyonları için uygun bir materyal olabileceği çalışmalarda bildirilmiştir (180).

PEKK materyali ise uygun koşullu işleme yöntemlerinin olması (frezeleme ve presleme), uygun mekanik davranışlar sergilemesi ve şok absorbe edebilme gibi avantajlarından kaynaklı post sistemlerinde dikkat çeken bir materyal haline gelmiştir (181,182). PEKK post materyali olarak kullanıldığında metal ve fiber-cam sistemlerine göre daha iyi biyomekanik özellikler sergilemektedir. PEKK metal ve fiber-cam post sistemlerine kıyasla daha az elastik modül ve eğilme direnci göstermiş buna ek olarak daha fazla kırılma dayanımı sergilemiştir.

İntraradiküler post ve core materyali için PEKK polimeri uzun dönem güvenilirliği ve mekanik özellikleri açısından çalışmalarda incelenmiştir. PEKK materyalinin dental post-core sistemi için yeterince yüksek kırılma dayanımına sahip olduğunu ancak metal ve fiber-cam post sistemlerine göre önemli ölçüde daha az elastik modül ve eğilme direnci gösterebileceği bildirilmiştir. Bu nedenle PEKK materyalinin intraradiküler alanda olumlu stres dağılımı göstermesinin, konvansiyel post-core malzemelerine göre kök kırığı oluşma riskini azalmasına neden olabileceği bildirilmiştir. Bunlara ek olarak yapılan çalışmalarda PEKK materyali oluşan fazla stres kuvvetlerini ara yüzeydeki bölgelere iletmiştir. Böylelikle post ve siman arasında

oluşan bağlantı başarısızlıkları rijit post-core sistemlerinde görülen kök kırığından daha fazla rastlanmasına sebep olabileceği bildirilmiştir (181).

PEKK postlar üretim için gayet elverişlidir. Geleneksel fiber post, prefabrik ve kişiye özel üretilmiş PEKK postların yapıştırılması üzerine yapılan çalışmalarda özel üretim PEKK post sisteminin, prefabrike üretilmiş post sistemlerinden daha iyi bağlanma dayanımına sahip olabileceği gösterilmiştir. Özel üretim PEKK post sistemlerinden elektron mikroskobu ile alınan kesitlerde, servikal alanda en yüksek bağlanma dayanımı gösterdiği saptanırken; konvansiyonel PEKK postlarının apikal kesitlerde en fazla bağlanma dayanımının olduğu gösterilmiştir (182).

PEKK post sistemleri stres kuvvetlerinin yayılımını uygun bir şekilde yaparak kök kırıklarının azalmasına sebep olabilmektedir. PEKK materyali kuvvet karşılayıcı görevi görmekte ve gelen kuvvetlerin restorasyona ve köke gelmesini engellemektedir (45). PEKK göstermiş olduğu bu özelliklerinden dolayı aşırı harabiyete uğramış kanal tedavili dişlerde endokron tedavisinde kullanılabilmektedir (33).

2. 1. 1. 2. 1. 5. Polimer materyallere uygulanan yüzey işlemleri

PEEK ve PEKK özellikle dental uygulamalarda sıkça kullanılan yüksek performanslı polimerlerdir (HPP) (183). HPP materyalleri birçok mekanik ve biyolojik avantajlarının yanında metal içermemesi hastaların estetik taleplerini karşılamak için iyi bir seçenek olabilmektedir (120,184). Buna ilave olarak HPP radyolüsens olmasından kaynaklı metal restorasyonlarına göre tomografi, manyetik rezonans görüntüleme ve X-ışını gibi tanı amaçlı görüntüleme tekniklerinde daha az artefakt meydana getirmektedir (119).

HPP'lerin saydamlığının az olması, grimsi ve inci beyazı opak renginden dolayı estetik beklentinin yüksek olduğu bölgedeki restorasyonlar için monolitik olarak kullanılmaları uygun değildir. Yeterli estetik elde edilebilmesi için polimer materyallerinin yüzeyi rezin kompozitler ile kaplanmalıdır (25,185). Üstelik düşük yüzey enerjileri, kimyasal inertlikleri, yüzey değişikliklerine olan dirençleri HPP materyallerine veneer üstyapı malzemelerinin bağlanmasını güçleştirmektedir (39,184). Bu nedenle HPP materyallerinin bağlanma dayanımını arttırmak hedefi ile yüzey değişiklik özellikleri ve yüzey serbest enerjileri araştırma konusu haline gelmiştir (39,119,184,185).

Kompozit rezin veneer materyalinin mekanik bağlanmasının sağlanması kompozit materyalinin viskozitesi ve dolgu içeriğinin yapısına göre değişmektedir. Partikül oranının artmasından kaynaklı viskozite de fazlalaşmaktadır. İyi bir bağlantı sağlanabilmesi için yapışkan materyalin substrat materyalinin üzerine yayılması ile sağlanmaktadır. Yüzey üzerinde yeterli dağılmanın sağlanabilmesi için yapışma beklenen materyalin yüzey enerjisinin,

yapışkan materyalin yüzey enerjisinden fazla olması gerekmektedir. Genel olarak yapıştırıcı materyallerin yüzey enerjileri yüzey işlemi uygulanmayan PEEK materyalinin yüzey enerjisinden daha yüksektir. Yapıştırıcı materyalin yüzey enerjisini değiştirme olasılığının düşük olmasından kaynaklı PEEK yüzeyine birçok farklı işlem uygulanmaktadır (186,187). Bu işlemler ise ana olarak dört gruba ayrılmaktadır; yüzey temizleme, mekanik, fiziksel ve kimyasal işlemler (102).

2. 1. 1. 2. 1. 5. 1. Yüzey temizliği

Yüzey temizliği en basit teknik işlemlerden olup ilk amaç yüzeyin temizlenmesi kirlerden arınmasını içermektedir. Bu işlem materyalin özel bir çözücü ya da buharla yüzeyinin silinmesi ve temizlenmesi işlemi kapsamaktadır fakat daha önce yapılmış olan testlerde PEEK ve veneer kompozit rezin üzerinde herhangi bir etkisinin olmadığı gösterilmiştir (188).

2. 1. 1. 2. 1. 5. 2. Mekanik yüzey işlemleri

Mikromekanik bağlanmada kullanılan malzemelerin maliyeti az olduğundan dolayı hem basit hem de uygun fiyatlı işlemlerden sayılmaktadır. Silikon karbür kağıtlar ve kumlama gibi mekanik yüzey işlemleri bu yöntemler arasında sayılmaktadır. Bu işlem hem yüzey alanında pürüzlülüğe neden olurken bunun yanında yüzey alanında da artışa sebep olmaktadır (102).

- **Alüminyum oksit partikülleri ile kumlama yöntemi**

Diş hekimliğinde en çok kullanılan kumlama yüzey işlemi yüzeyde pürüzlülüğü arttırmasının yanında yeni bir yüzey tabakası oluşturup kullanılan adeziv ajanlar ile bağlantı dayanımının arttırılmasına yardımcı olmaktadır. Yapılan çalışmalarda kumlama yöntemin kullanılması ile bağlanma dayanımında önemli ölçüde artış görüldüğünü bildirmişlerdir (46,119,189).

Kumlama işlemi 50 µm'den 250 µm'ye kadar farklı büyüklüklerdeki alüminyum oksit tozlarının belirlenmiş uzaklık ve basınç altında uygulanması işlemi kapsamaktadır. Yapılan çalışmalarda 50 µm veya 110 µm boyuttaki alüminyum oksit tozlarının 2,5 MPa ya da 4 MPa basınç yükünün altında 10 mm uzaklıktan, 10 sn süre ile uygulaması yapılmıştır (190). 50 µm alümina parçacıklarının yüzeye uygulanmasının; alümina parçacıklarının PEEK materyalinin yüzeyine gömülmesine ve böylelikle bağlanma dayanımına etki ettiğini çalışmalarda göstermişlerdir (191). Yapılan çalışmalarda 50 µm alümina parçacıkları ve asitleme işleminden sonra Heliobond® kullanımının en fazla bağlanma dayanımına sebep olduğunu ama diğer adeziv ajanlarının uygulanmasının istatistiksel olarak pek farklılık oluşturmadığını göstermişlerdir (192). Bunlara ek olarak düşük basınçlı argon/oksijen plazma uygulaması ile kumlama işlemin birlikte kullanılmasının yüzey aktivasyonunda önemli bir değişime sebep olduğunu ve özellikle doldurucusuz PEEK materyalinde bağlanma dayanımında önemli bir

artışa sebebiyet verdiği çalışmalarda gösterilmiştir (193). Kumlama ve termal olmayan plazma yüzey işleminin PEKK yüzeyine uygulamasının bağlanma dayanımını arttığı bildirilmiştir (164). Kumlama yüzey işleminin PEKK post materyallerinin bağlanmasında önemli ölçüde etkisinin olduğu çalışmalarda gösterilmiştir (59).

- **Tribokimyasal silika kaplama yöntemi**

Tribokimyasal silika kaplama, materyalin üzerine silika parçacıkları püskürtülmesi ile pürüzlendirme işleminin yapılmasını içermektedir (185). Laboratuvar uygulaması (Rokatek, 3M ESPE, Seefeld, Almanya) ve klinik uygulama (Cojet, 3M ESPE, Seefeld, Almanya) için geçerli çeşitleri mevcuttur (25,159,185)

Cojet silisilik asitle beraber modifiye edilmiş 30-110 µm partikül büyüklüğüne sahip alüminyum oksit parçacıklarının 90° açıyla 2-3 bar basınç uygulanarak 5-15 sn civarında uygulama süresin olduğu, klinikte uygulama alanına sahip olan bir yöntemdir (194).

Rokatek uygulaması ise iki aşamadan oluşur; öncelikli olarak 110 µm parçacık büyüklüğünde kum partikülleri 2,5 bar basınç ile materyale uygulama yapıldıktan sonra (Rokatek-plus®) 110 mikron silisyum oksit kumu ile 2,5 bar basınç altında materyal yüzeyine uygulama yapılır ve oluşan yüzey düzensizlikleri sayesinde mekanik tutuculuk artırılmış olur (39,146).

4. 1. 1. 2. 1. 5. 3. Kimyasal yüzey işlemleri

Kimyasal yüzey işlemi ile polimer materyallerinin yüzeyinde hem kimyasal hem de fiziksel değişiklikler meydana gelebilmektedir. Polar içerikli solüsyonların materyallerin üzerine uygulanması ile yüzey özellikleri değiştirilebilmektedir fakat; bu işlemlerin hem tehlikeli hem de çevreye zarar verme gibi dezavantajlarının bulunması göz ardı edilmemelidir (195).

- **Asit ile pürüzlendirme yöntemi**

PEEK materyali bioinert yapıda olmasından kaynaklı; etkileneceği tek solüsyonun sülfirik asittir. Yüksek oranlardaki sülfirik asitin zararlarından dolayı düşük oranlarda kullanılması tavsiye edilmektedir (196). Yapılan çalışmalarda PEEK polimerinde %98 sülfirik asit uygulamasının diğer yöntemlere göre en yüksek bağlanma dayanımı gösterdiği bulunmuştur (25,39,152,184,191,197).

PEEK materyal yüzeyine 50 µm alümina parçacıkları ile kumlama ve asitleme uygulamasının, Heliobond® adeziv ajanla beraber kullanılmasıyla en yüksek bağlanma dayanımı elde edildiğini çalışmalarda gösterilmiştir. Bunun yanında air abrazyon tekniği ile piranha asitin beraber kullanılması ile bağlanma dayanımının yeterli düzeyde olabileceği bildirilmiştir (192). Piranha çözeltisi hidrojen peroksit ve sülfirik asitten oluşmakta, oksitleme

gücü fazla olduğundan yüzey üzerinden organik fazlalıkları uzaklaştırabilmektedir. Yapılan çalışmalarda piranha solüsyonunun sülfirik asite yakın yüzey pürüzlülüğü değerleri oluşturduğu gösterilmiş olsa da düşük değerler gösterdiği literatürdeki çalışmalarda mevcuttur (119,191,198). Asitle pürüzlendirme işleminin en yüksek bağlanma dayanımı gösterdiğini; bunu takiben lazer uygulamasının, air abrazyon ve silika kaplama işlemlerine benzer bir şekilde bağlanma direnci gösterdiği bildirilmiştir (199).

- **Aktif monomer içeren ajanların uygulanması**

PEEK polimeri ve kompozit rezinlerin arasında sağlam ve sürekli bağlantı oluşturmak için; PEEK materyaline bağlanmada afinitesi olan, yapısında fonksiyonel monomer bulunduran primerler kullanılmaktadır. En iyi bağlantı gösteren ajanlardan biri ise metil metakrilat (MMA)'tır. PEEK yüzeyini şişirerek etkin bir yüzeyin oluşmasına neden olarak bağlanmayı arttırmaktadır (152,198). Adeziv sistemler, içerisinde farklı dimetakrilatlarla (DMA) birleşim halinde kullanıldığında MMA içerikli olanlarda bağlanma dayanımının daha yüksek olduğu gözlemlenmiştir (199). Son zamanlarda 10-metakriloksidil dihidrojen fosfat (MDP) içerisindeki etkin fosfat monomeri sayesinde kompozit rezinler ile bağlantı kurduğu ve bağlanma direncini yükselttiği düşünülmektedir (200). Yapısında MDP bulunan çeşitli primerlerin incelendiği çalışmada MDP içeriğinin PEEK ile bağlantı dayanımında kilit nokta olmadığı gösterilmiştir (201).

2. 1. 1. 2. 1. 5. 4. Fiziksel yüzey işlemleri

Fiziksel yüzey işlemleri polimer yüzeylerinde etkilidir bunun yanında sağlığa ve çevreye ise zararlı değildir (102).

- **Plazma yüzey işlemi**

Agresif asidik çözeltilerin yanı sıra plazma ile yüzey modifikasyonu riskli olmayan bir işlemdir. Plazma yüzey işleminde plazma gazı yüksek voltajlı elektrik bölgesinde iyonize edildikten sonra yüklü parçacıkların yüzey üzerinde bazı etkileri olmaktadır. Bu etkiler ise;

- ✓ Organik artıkların uzaklaştırılması,
- ✓ Mikro pürüzlülük,
- ✓ Çapraz Bağlar oluşturma,
- ✓ Yüzey Aktivasyonudur (193).

Yapılan çalışmalarda plazma yüzey işleminin materyalin ıslanabilirliğini fazlalaştırdığı bununda yüksek performanslı polimer malzemelerine rezin simanların bağlantisını arttırdığı gösterilmektedir (197). Düşük sıcaklıktaki plazma yüzey işlemi, polar özellikte olmayan bir yüzeyi polar bir yüzeye dönüştürebilir. Buna ek olarak çapraz bağların

kurulması ile bağlanma dayanımının artmasına katkı sağlayabilmektedir (163). Plazma yüzey işleminden sonra yüzey temas açışı düşmekte bunun bir sonucu olarak azot, argon, oksijen, metan, amonyak ve su buharı ile plazma işlemi uygulamasının bağlanma dayanımı arttığı söylenebilmektedir (202,203). Azot, hidrojen, helyum, argon plazma yüzey işleminden sonra PEEK yüzeyinin sertliğinin arttığı çalışmalarda gösterilmiştir (204,205).

Düşük basınçlı plazma yüzey işlemlerinin PEEK polimerinin yüzeyinin kristallliği, hidrofilikliği ve mikro sertliği üzerinde anlamlı değişiklikler yaptığı gösterilmiş olup; bununla beraber plazma uygulanmış PEEK yüzeyine osteoblastlarının bağlanması ve proliferasyon yüzdesinin arttırdığı bildirilmiştir (206). Düşük sıcaklık argon plazma uygulamasının PEEK materyali yüzeyinde yiv ve çatlakların oluşmasına sebep olduğu gözlemlenmiş; bunun bir sonucu olarak bağlanma dayanımının arttığı bildirilmiştir. Yapılan çalışmalarda %98 sülfürik asit ve argon plazma yüzey işleminin PEEK kompozitlerinin rezin simanla (RelyXTM Unicem®) ya da self-etching adeziv (SEBOND®) ile bağlanma dayanımının arttırdığı sonucuna varılmıştır (184). Yapılan çalışmalarda kumlamayla beraber kullanılan termal olmayan plazma yüzey işleminin, PEKK materyali üzerine rezin simanların bağlanma dayanımını arttırdığı gösterilmiştir (164).

Plazma çeşitleri

Plazma çeşitleri basınca, yoğunluğa, uygulanan gazın türüne ve sıcaklık derecelerine göre kategorize edilmektedir.

a) Sıcaklık değerlerine göre plazma çeşitleri

✓ Sıcak plazma

Plazmalar sıklıkla maddenin dördüncü hali olarak tanımlanmaktadır. Enerji varlığında oluşan gazların iyonize olmasına, bunun sonucu olarak elektronların gaz içerisinde atomlarından ayrışması ile oluşmaktadır. Sıcak plazma yüksek sıcaklıkları ve yüksek iyonlaşma derecesini belirtmektedir. Atmosferik basınçlı plazma çok yüksek sıcaklıklara ulaşabilmektedir. 5000 ile 10.000 K (Kelvin) sıcaklık değerlerine ulaşılan bu tür işlemlerde çoğunlukla metalürjik ve inorganik tozların eritme işlemlerinde yararlanılmaktadır (207).

✓ Soğuk plazma

Düşük sıcaklıklar da oluşan plazma daha az iyonize bölgenin oluşmasına sebebiyet vermektedir. İyonize bölge yüksek enerjideki fotonları, radikalleri ve diğer uyarılmış çeşitleri kapsamaktadır. Plazma içerişindeki elektronların sıcaklığı 5000 K kadar fazla olsa da parçacıkların yoğunluğu az olduğu için oluşan alanın sıcaklığına eş değer olmaktadır (208).

b) Basınç değerlerine göre plazma çeşitleri

✓ Düşük basınç (vakum) plazmaları

Düşük basınç plazma uygulamaları çoğunlukla 40-120°C sıcaklıklarda, 10 mTorr ve 1 Torr basınç uygulanarak oluşturulmaktadır. Düşük basınç plazma kapalı ve kontrollü düzen içerisinde meydana gelmektedir. Önde gelen dezavantajı fiyatının fazla olması ve vakum sistemine gerek duyulmasıdır (209).

✓ Atmosferik basınçlı plazma

Düşük frekanslı ac ve titreşimli dc voltajı ile nitrojen, helyum veya argon gazlarının kullanıldığı atmosferik basınçlı plazma jetleri üretilmiştir (210). Denge dışı atmosferik basınçlı plazma jetleri (APPJ) materyal işleme ve biyomedikal kullanım için mükemmel potansiyelleri sebebiyle var olan düşük sıcaklıklı plazma araştırmalarında büyük ilgi görmektedir. Plazma jetleri aktif türleri oluştururken radikaller elektronlar ve iyonlar gibi açık alanda plazma dumanları oluşturmaktadır (211). Jet konfigürasyonuna nedeniyle; ısı, yüklü parçacık, elektrik alanı ve kimyasal olarak aktif çeşitleri olmak üzere plazma özellikleri belirgin olarak farklılık göstermektedir (212).

• Lazer yüzey işlemi

Lazer sistemleri foton kaynağından oluşmaktadır; bu sebeple yüksek enerji ve güçte olabilmektedirler. Çoğunlukla polimer materyallerinde çapraz bağlantıya ve zincirlerde ayrılmaya sebep olmaktadır. Fazla enerji yüzeylerde sinterlenme etkisine sebep olmaktadır. Lazer sistemler çok iyi kontrol edilmekte, moleküler bölünme etkileri ise mikrolitografi işlemleri için kullanılmaktadır (213). Lazer yüzey işlemleriyle, yapısında oksijen bulunan polimerlerin yüzeyindeki oksijenin uzaklaştırdığı bildirilmiştir. Bu durumun kararlı yapıda etkin karbon oksit moleküllerinin oluşumu sebebiyle olduğu düşünülmektedir (214).

Yapılan çalışmalarda, lazer yüzey işleminin uygulanması mekanik olarak birbirine bağlanmayı arttırmış ve PEEK yüzeyinde oluklar oluşturduğundan, PEEK ve rezin simanlar arasında bağlanma dayanımının arttırdığı gösterilmiştir. Bu sebeplerden dolayı klinik olarak kullanımının uygun olduğu bildirilmiştir (215).

• Korona yüzey işlemi

Korona yüzey işlemi yüklenmiş ince tellerin ya da elektrotların yanında yüksek enerjili elektromanyetik bölgeler oluştuğunda meydana gelmektedir. Korona yüzey işlemi atmosferik basınçta ya da düşük sıcaklıklarda bile iyonların oluşmasına sebep olmaktadır. İyonlaşma alanında radikaller, iyonlar, elektronlar ve moleküller gibi çeşitli ürünler oluşmaktadır. Etkilenmiş bu çeşitli ürünler elektron oluşumu ve zayıf bir sınır katmanının kaybolması ile

yüzeyde artan çukurlaşma sebebiyle yüzey pürüzlendirme işlemine neden olmaktadır (216,217).

2. 2. Polimer esaslı simanlar

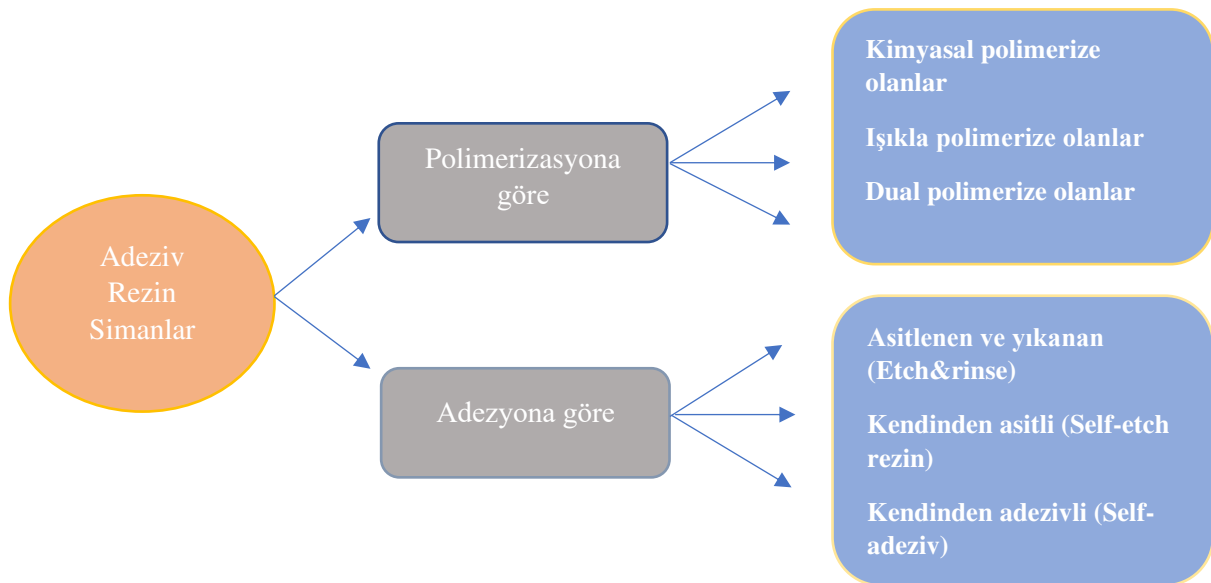
Polimer esaslı simanlar yapılarına göre 2'ye ayrılmaktadır.

2. 2. 1. Akrilik rezin simanlar

Akrilik rezin içerikli simanlar da toz olarak metil metakrilat veya kopolimeri bulunurken, tepkimeyi başlatmak için yapısında benzoil peroksit bulunmaktadır. Likit yapısı içeriğinde ise tepkime başlatıcı olarak metil metakrilat monomeri olan amin dizisi bulunmaktadır. Diğer çeşit siman yapılarına göre daha sağlam yapıda olmaları ve az çözünmeleri akrilik rezin simanların avantajları arasında sayılmaktadır (218).

2. 2. 2. Adeziv rezin simanlar

Adeziv rezin simanların likit kısmını oluşturan metilmetakrilat monomerlerine adezyonu geliştirici olması amacıyla 4-metiloksi etil trimetil anhidrid (4-META) ya da MDP (10-Metakriloksidetil Dihidrojen Fosfat) eklenmektedir. Böylelikle adeziv rezin simanlar hem diş hem de restorasyon yapılarına bağlanabilme özelliği kazanmaktadır. Diş hekimliğinde rezin simanlar tam seramik restorasyonlar, inley, onley, metal destekli seramik restorasyonlar, laminate veneer restorasyonlar, tam döküm metal kronlar ve postların simantasyonu gibi geniş kullanım alanına sahiptir. Akrilik rezin simanlara fiziksel özelliklerinin benzemesinin dışında adeziv rezin simanlar ağız ortamında gelen kuvvetlere karşı yüksek dayanıklılığa sahiptirler. Resin simanların başarısı uygulama sırasındaki hassasiyet ve dikkat ile doğru orantılıdır (219).



Şekil 13. Adeziv rezin simanların sınıflandırılması (220).

Rezin bazlı simanlar polimerizasyon çeşitlerine göre üç temel gruba ayrılmaktadır;

1) Kimyasal polimerize olan rezin simanlar

Polimerizasyonları kimyasal olarak gerçekleşen rezin simanlar genellikle endodontik post sistemleri, tutuculuğun zayıf olabileceği metal restorasyonlar, ışık ünitesinin ulaşamayacağı kadar kalın ve opak restorasyonlarında kullanılmaktadırlar. Kimyasal olarak polimerize olan simanların renk ve translusenslik açısından fazla seçeneği bulunmamaktadır (221).

2) Işıkla polimerize olan rezin simanlar

Polimerizasyonları ışık ile gerçekleşen rezin simanlar çalışma sürelerinin uzun olması, renk stabilizasyonlarının iyi olması gibi avantajlara sahiptir (222). Fakat bu simanların kullanım alanı ışık kaynağının ulaşabileceği en fazla 1,5 mm kalınlığındaki cam seramik ve indirekt kompozit restorasyonların simantasyonu ile sınırlanmaktadır (223).

3) Dual polimerize olan rezin simanlar

Işık kaynağının rezin materyaline ulaşımının mümkün olmadığı kalın ya da opak restorasyon materyallerinin olduğu durumlarda kullanılabilirler (224,225). Bu siman sistemlerinde ışık cihazıyla tamamlanamayan polimerizasyon işlemi kimyasal olarak tamamlanmaktadır. Üç farklı yapıdaki rezin simanın bağlanma dayanımı değerleri açısından karşılaştırıldığı çalışmada dual polimerize olan rezin simanların, ışık ile polimerize olan simanlara göre mine ile bağlantısının daha yüksek olduğunu bildirmişlerdir (226).

Rezin simanlar adeziv sistemlere göre ise 3 gruba ayrılmaktadır;

1) Asitlenen ve yıkanan (Etch&rinse) simanlar

‘Asitle pürüzlendir-yık’ yöntemi ile kullanılan simanlar teknik olarak en zor sistemler olmasına rağmen klinik kullanım için hem uzun ömürlü hem de güvenilirlerdir. Adeziv aşamaları asit, primer ve bonding ajanların uygulaması ile 3 aşamada gerçekleştirilebileceği gibi primer ve bonding ajanların tek bir şişede bulunması ile 2 aşamada da gerçekleştirilebilir (227,228). Asit uygulaması mineye 30 sn, dentine 15 sn olacak şekilde sıklıkla %30-40 oranında fosforik asit uygulamasını içermektedir (229,230). Hidrofilik primer rezinler aseton, etanol ya da suda çözünmüş monomer yapılardan oluşmaktadır. Bonding ya da adeziv ajanlar rezin içerikli kompozit yapılar ile hibrit tabaka arasında bağlantı görevi görmektedir. Üç aşama şeklinde uygulanan simanlar da yapılan çalışmalarda yüksek bağlanma dayanımı elde edilmiştir (231). Fakat uygulama aşamalarının uzun olması, uygulama tekniğinin hassasiyet gerektirmesi bunlara ek olarak bağlanma dayanımının azalmaması için üretici firmanın uygulama sürelerine dikkat edilip, tükürük kontaminasyonunu engellenmesi gerekmektedir (232). Yapılan

çalışmalarda iki aşamalı uygulama tekniğinde üç aşama uygulanan adeziv sistemlere göre daha az bağlanma dayanımı elde edildiği bildirilmiştir (224,233).

2) Kendinden asitli (Self-etch rezin) simanlar

Kendinden asitli rezin siman sistemi; kendinden asitli (self-etch) primer (asidik primer) ve bonding ajanın uygulaması ile 2 aşama şeklinde gerçekleştirilebilirken, tek aşama şeklinde de gerçekleştirilebilmektedir. Kendinden asitli (self-etch rezin) siman sistemlerinde; diş dokularının asitleme ve primerleme işlemleri, asidik rezin primeri uygulanması ile gerçekleştirilmektedir (234,235). Bu sistemlerin uygulama kolaylığından kaynaklı daha çok tercih edilmesine rağmen mine yüzeyinin asitlendiği ve yıkandığı sistemlere göre daha zayıf bağlanma elde edildiği bildirilmiştir (236).

3) Kendinden adezivli (Self-adeziv) simanlar

Rezin siman sistemlerinin en yeni kategorisi olan kendinden adezivli (self-adeziv) simanlar; dual-polimerize olup dentine bağlanmada etkili bir şekilde kullanılabilmektedirler. Bu sistemlerde mine ve dentine bağlanmada ara aşamaların uygulanması gerekmemektedir. Bu sebeplerden kaynaklı adeziv simantasyon süresini kısaltmaktadırlar. Bu simanların uygulanması için ara aşamaların olmaması ve nadiren dentin hassasiyetinin görülmesinden kaynaklı sıklıkla tercih edilmektedirler (222,237). Çok aşamalı rezin siman uygulamalarına göre azalmış post-operatif hassasiyet ve desimantasyon görülürken, bağlanma özelliklerinin iyi olduğu yapılan çalışmalarda bildirilmiştir (222,238,239).

2. 3. Yüzey analiz yöntemleri

Yüzey pürüzlülüğünün yorumlayıp değerlendirmesi için birçok yöntem kullanılmaktadır. Diş materyallerindeki pürüzlüğünün ölümü için optik ve taramalı elektron mikroskobu gibi nitel yöntemler kullanırken yüzey profili analizi gibi nicel yöntemlerde kullanılabilmektedir (240).

2. 3. 1. Taramalı Elektron Mikroskobu (SEM)

Taramalı elektron mikroskobu (SEM), nano materyallerin nano ll aralıklarla ve yığın yapının yüzeylerinden yüksek znrlkl görüntüler elde edilmesini sağlayan elektron mikroskobudur. SEM ile alınan görüntüler örneklerin yüzey yapılarını incelemek ve değerlendirmek için iki boyutlu ve üç boyutlu görüntü elde edilmesini sağlar. SEM çeşitlerine ve kullanımına göre ışık boyutu 10 nm ya da aşağısında ayarlanabilmektedir (241).

SEM analizden, örneklerin yüzeyini değiştirmek ve incelemek için yararlanılmaktadır. Elektron ışının örnek ile etkileşmesi ile yayılmış bir kısım sinyalleri yakalamak ve yorumlamak için kullanılmaktadır. Sinyaller arasında elektronlar, X-ışınları, ışık, ısı, örnekten geçen

elektronlar ve örnekten absorbe edilen elektronlar bulunmaktadır. Bu sinyallerin bir kısmı ile örneğin yüzey morfolojisi, yapısal organizasyonu, kimyasal kompozisyonu incelemek ve tanımlamak için yararlanılmaktadır (242).

2. 3. 2. Enerji Dağılımlı X-ışını Spektroskopisi (EDS)

Elektron probu mikroanalizi (EPMA), mikrometre ölçüsünde element karışımına göre katı biçimdeki materyallerin tanımlanması için en çok kullanılan analitik yöntemlerden biridir. Teknik olarak, örneğin bir elektron ışını ile uyarılması ve yayılan X ışınlarının element özelliklerinde olan enerji yapıları ile incelemesi yapılır. EPMA enerji dağılımlı X-ışını spektrometresi (EDS) versiyonunda sonuçların doğru olması için örneklerin pürüzsüz bir yüzeye sahip olması, kimyasal yapısının homojen ve düzlemsel olması gerekmektedir. Periyodik tablodaki neredeyse bütün elementler EDS tarafından tespit edilebilmektedir. Sadece hidrojen ve helyum atomları X ışınları yaymadığından tespit edilememektedir. Bunların dışında berilyum ve lityum modern bir EDS yöntemi ile belirlenebilmekte fakat her ikisi içinde özel şartlar gerekmektedir (243).

2. 3. 3. Atomik Kuvvet Mikroskobu (AFM)

Atomik kuvvet mikroskobu (AFM) geleneksel optik mikroskoplara göre 1000 kattan fazla çözünürlüğü olan, angström fraksiyonlarının çözünürlüğüne sahip yüksek çözünürlüklü bir görüntüleme cihazıdır. AFM örneğinin yüzeyini nano ölçekte görüntülüne için kullanılan ucunda keskin bir silikon ya da silisyum nitrit ucu (prob) olan mikro ve nano ölçekteki konsol yapıları ile incelemektedir. Karbon nanotüpler (CNT'ler) angström düzeyindeki yüzeylerin görüntü çözünürlüğünü fazlalaştırmak ve daha keskin bir uç elde etmek için konsolun ucuna takılabilmektedir. Bununla beraber CNT temelli AFM uçları fazlaca kırılmandır, yüzey kutulama montaj esnasında uygulama için hassasiyet gerektirmektedir. İhtiyaçlara bağlı olarak uç ile yüzey arasındaki kuvvetler mekanik bağlantı kuvveti, manyetik, van der waals ile birbirini etkileme, elektrostatik, kapiler, kimyasal ve sterik kuvvetlerin belirlenmesi için ölçüm yapabilmektedir (241).

2. 4. Mekanik test yöntemleri

Dental malzemelerin yapısal niteliklerini ölçmek için mekanik testler kullanılmaktadır. İncelenecek olan materyallerin diş ya da çeşitli malzemeler ile bağlantısının iyi olması gerekmektedir. Bağlanma direnci malzemelerin performansını direkt olarak etkileyebilmektedir. Mekanik niteliklerin incelendiği test metotlarında olması gereken özellikler şunlardır;

- ✓ Test sistemi ve incelenecek materyal bağlanma dayanımını uygulanabilir derecede kesin nicel olarak değerlendirilmesine olanak sağlamalı,
- ✓ Örnekler olabildiğince hassas hazırlanmalı ve oluşturulması zor olmamalı,
- ✓ Test verileri %10'un altında tolerans limiti içerisinde olmalıdır (244).

Marx gelen kuvvetin yönüne ve türüne göre bağlanma direnci testlerini çekme, kırma, eğme, makaslama ve bu testlerin kombinasyonu olarak kategorize etmiştir (245). Hammad ve Talicise meydana getirdikleri strese göre eğme, burma, çekme, makaslama, makaslama-çekme olarak 5 ana grupta sınıflamışlardır (246).

Dental malzemelerinin bağlanma direncinin tespitinde en sık kullanılan yöntemler gerilme ve makaslama testleridir. Dentin yapısı ile ilgili bağlanma testleri çoğunlukla gerilme ve makaslama direnci testleriyle incelenmektedir. Mikro gerilme, makaslama, gerilme test verileri genellikle daha doğru sonuçlar vermektedir. Birçok etken sonuçları değiştirebileceğinden itinalı bir çalışma gerekmektedir (247,248).

2. 4. 1. Bağlanma dayanımı testi

Diş hekimliğinde en fazla kullanılan bağlanma direnci testi; makaslama bağlanma testidir. Makaslama bağlanma testi genellikle iki materyalin birbirine bağlanmış ara yüzeylerindeki dayanıklılığı ölçmek için kullanılmaktadır. Bu test tekniğinde sabit taşıyıcıya bırakılmış örneğe bir uç yardımıyla kuvvet uygulaması yapılmakta ve numunenin ayrıldığı kuvvet belirlenmektedir. Kuvvet uygulaması için çeşitli uçlar kullanılmakta olup genellikle numuneye yüzeyden ayırıcı güç uygulayan bıçak sırtı uç tasarımının kullanılması önerilmektedir (246). Numunelerin tasarımından ve gelen kuvvetlerin biçimden kaynaklı ara yüzeye gelen kuvvetler oldukça karmaşıktır. Örneğin ara yüzeyden kopması yalnızca makaslama etkisinden olmadığı, eğilme sonucunda ara yüzeyde gelişen çekme basıncından kaynaklandığı düşünülmektedir (249). Makaslama kuvveti sonucu oluşan kırılmalarda genellikle örneklerde koheziv kırılmalar olmaktadır (250).

Makaslama testleri çeşitli şekillerde uygulanabilmektedir;

- Çekerek ve iterek makaslama testi,
- Konik arayüz makaslama testi,
- Oblik makaslama testi,
- Düzlemsel arayüz makaslama testidir (246).

Amaç

Bu çalışmanın amacı; farklı yüzey pürüzlendirme işlemlerinin, poli-eter-eter-keton ve poli-eter-keton-keton polimerlerinin rezin siman materyaliyle bağlanma dayanımına etkilerinin incelenmesidir. Çalışmamızda PEEK materyali: BioHPP® ve PEKK; materyali olarak Pekkton® ivory in vitro koşullarda değerlendirilmiştir.

Bu çalışmanın hipotezleri (H)

1. Farklı yüzey pürüzlendirme teknikleri PEEK ve PEKK örnek gruplarında bağlanma dayanımı değerleri açısından anlamlı bir farklılık oluşturur.
2. Farklı yüzey pürüzlendirme teknikleri PEEK ve PEKK örnekler arasında bağlanma dayanımı değerleri açısından iki polimer materyal arasında anlamlı bir farklılık oluşturur.
3. Farklı yüzey pürüzlendirme teknikleri PEEK ve PEKK örneklerin bağlanma dayanımı değerleri açısından tüm gruplar birbiriyle karşılaştırıldığında aralarında anlamlı bir farklılık oluşturur.

3. GEREÇ ve YÖNTEM

Bu tez çalışmasının laboratuvar aşamaları, mekanik testleri ve analizleri; Dicle Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı, Özel SET-DENT (Kayseri) Diş Laboratuvarı, Erciyes Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Araştırma Laboratuvarı, Isparta Süleyman Demirel Yenilikçi Teknolojiler Uygulama ve Araştırma Merkez'i (YETEM) ve Isparta Süleyman Demirel Teknoloji Fakültesi Biyomedikal Mühendisliği Plazma Tıp Araştırma Laboratuvar'ında gerçekleştirildi.

İki farklı polimer materyalinin farklı yüzey işlemleri sonrası rezin siman ile bağlantı dayanımının in vitro olarak incelendiği çalışmamızda kullanılan yöntemler listelendirilmiş olup; kullanılan cihazlar ve materyaller Tablo 4 ve Tablo 5'te gösterilmiştir.

Tablo 4. Çalışmada kullanılan cihazlar.

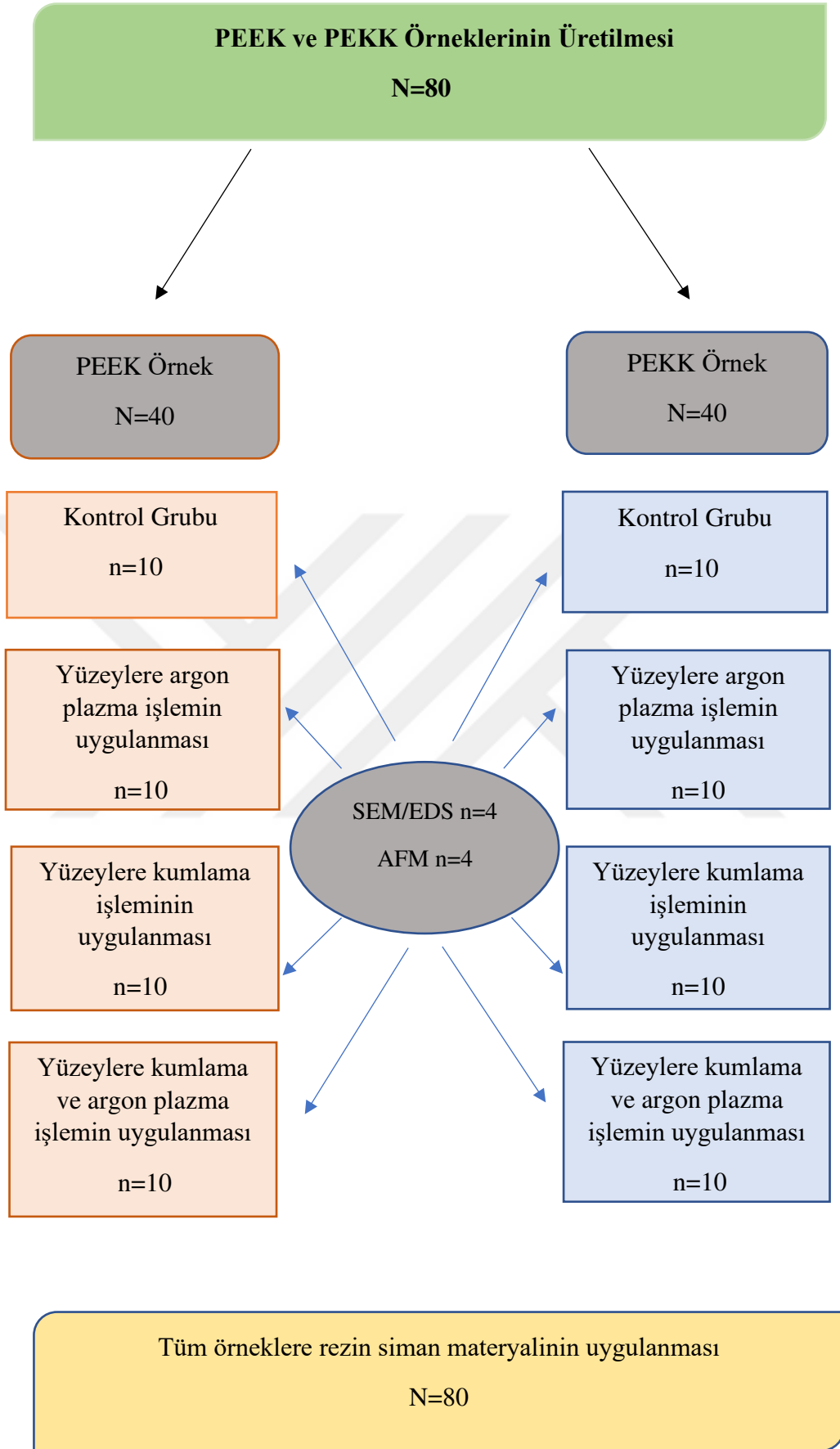
CİHAZLAR	ÜRETİCİ FİRMA
CAD/CAM Cihazı	CAM cube, Kanada.
Dijital Kumpas	NTS Carbon Fiber Composite, Çin.
Kumlama Cihazı	Renfert Basic eco, Strahlmittel, Almanya.
Argon Plazma Cihazı	Biyomedap, Tıbbi chz, Türkiye.
SEM/EDS Cihazı	FEI QUANTA FEG 250, ABD.
AFM Cihazı	Ez-AFM Nanomagnetics, ABD.
Basma Kuvveti Cihazı	İnstron 3345 Universal test chz, ABD.
Işık Cihazı	Valo Ortho Cordless, Ultradent, ABD.

Tablo 5. Çalışmada kullanılan materyaller.

Materyal	Ürün Adı	Kimyasal İçerik	Üretici Firma
PEEK	BreCAM, BioHPP	Polyetheretherketone (PEEK) %80, TiO ₂ %20	Bredent GmbH &Co KG, Senden, Almanya.
PEKK	Pekkton ivory Block	Polyetherketoneketone (PEKK) %80, TiO ₂ %20	Cendres Metaux, İsviçre.
Alüminyum Oksit Tozu	Renfert 125 kum	125 µm'lik Al ₂ O ₃	Renfert 125; Strahlmittel, Almanya.
Otopolimerize Soğuk Tamir Akriliği	Pyrax rapid repair base material	Metilmetekriklat mononer, renklendirici yardımcı materyaller	Pyrax Polymars, Roorkee- 247 667, Uttrakhand, Hindistan.
Adeziv Ajan	Visio.link	Metil metakrilat (MMA), Penta eritritol tri akrilat, (PENTIA), foto aktivatörler	Bredent GmbH &Co KG, Senden, Almanya.
Rezin Siman	RelyX U200 Automix	Bi-fonksiyonel (meth)akrilat, base, katalizör	3M GmbH, ABD.

Çalışmamızda izlemiş olduğumuz yöntemler sırasına göre aşağıda listelenmiştir;

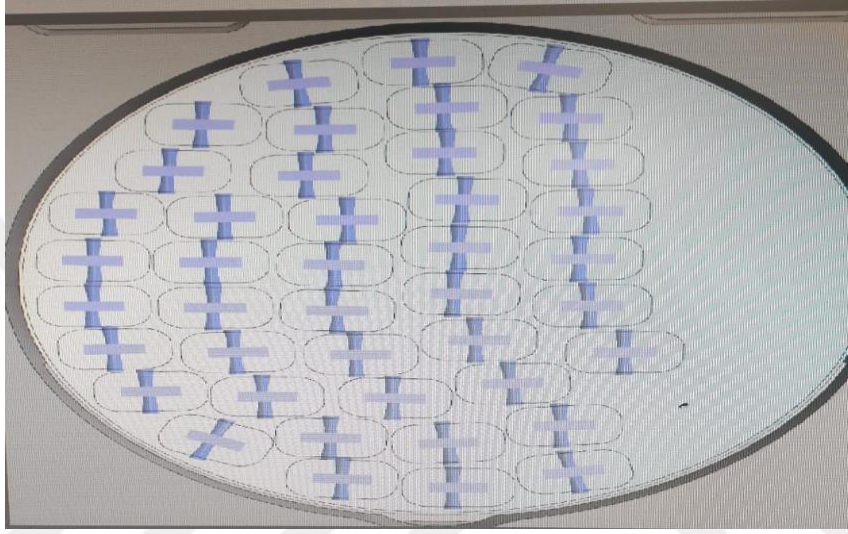
- ✓ Tüm örneklerin CAD/CAM cihazı ile prefabrike bloklardan üretilmesi,
- ✓ Yüzey standardizasyonu için örneklerin zımparalanması,
- ✓ Farklı yüzey işlemlerinin uygulanması,
- ✓ Rezin siman materyali için silikon rehberin oluşturulması,
- ✓ Rezin siman materyali ile örneklerin adezyonun sağlanması,
- ✓ Tüm örneklerin hava ortamında bekletilmesi,
- ✓ Rezin siman uygulanan tüm örneklerle bağlanma dayanımı testi uygulanması,
- ✓ SEM analizi ile örneklerin topografik analizlerinin yapılması,
- ✓ EDS analizi ile örneklerin elementer analizlerinin yapılması,
- ✓ AFM analizi ile örneklerin yüzey pürüzlülüklerinin ölçülmesidir.



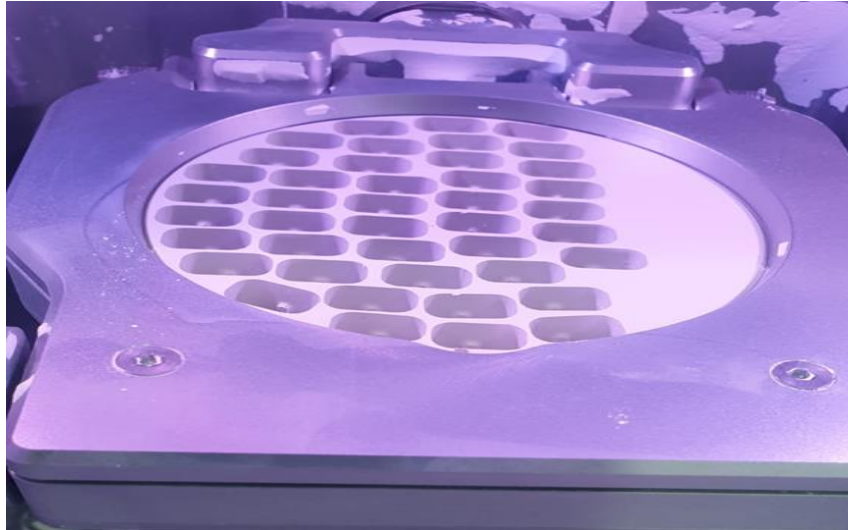
Şekil 14. Çalışmamızda izlenen yöntem.

3. 1. CAD/CAM ile PEEK ve PEKK örneklerin prefabrike bloklardan üretilmesi

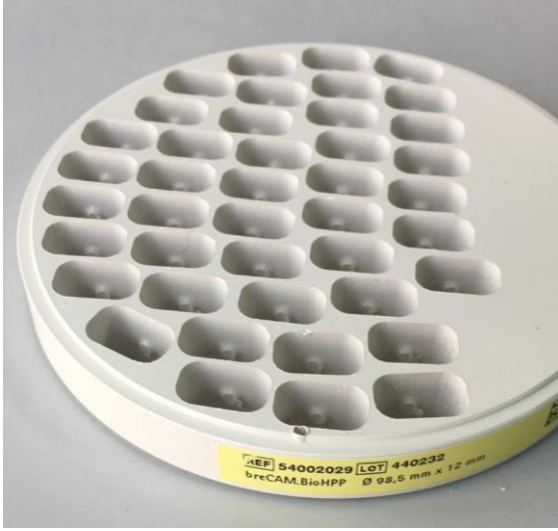
Çalışmamızda kullanılan PEEK örnekler BioHPP® (Bredent GmbH &Co KG, Senden, Almanya) Ø 98,5 *12 mm ve PEKK örnekler Pekkton® ivory (Cendres+Métaux, İsviçre) Ø 10 *20 mm boyutunda üretici firmadan temin edilen prefabrike bloklardan, CAD/CAM cihazı kullanılarak 7 mm uzunluk, 7 mm genişlik ve 2 mm kalınlıkta kare bloklar olacak şekilde el değmeden tamamen dijital ortamda SET-DENT diş laboratuvarında üretimi gerçekleştirildi (Resim 1-2-3-4).



Resim 1. CAD/CAM teknolojisi kullanılarak tasarımı yapılan örneklerin görüntüsü.



Resim 2. CAD/CAM teknolojisi kullanılarak PEEK ve PEKK blokların kazınması ve örneklerin üretiminin görüntüsü.



Resim 3. PEEK polimer bloğunun kazıma sonraki görüntüsü.



Resim 4. PEKK polimer bloğunun kazıma sonraki görüntüsü.

CAD/CAM teknolojisi kullanılarak hazırlanan PEEK ve PEKK örnek boyutları dijital kumpas (NTS Carbon Fiber Composite, Çin) ile ölçülerek, kontrolleri sağlandı (Resim 5-6-7-8).



Resim 5. CAD/CAM kullanılarak üretilen PEEK örneğin kenar uzunluğunun kontrol edilme görüntüsü.



Resim 6. CAD/CAM kullanılarak üretilen PEKK örneğin kenar uzunluğunun kontrol edilme görüntüsü.

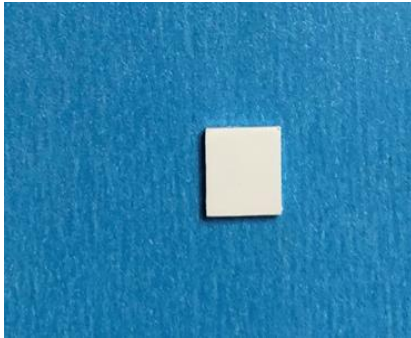


Resim 7. CAD/CAM kullanılarak üretilen PEEK örneğin kalınlığının kontrol edilme görüntüsü.

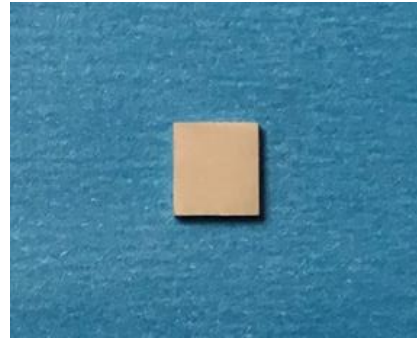


Resim 8. CAD/CAM kullanılarak üretilen PEKK örneğin kalınlığının kontrol edilme görüntüsü.

Üretimi yapılan tüm örneklerin yüzeylerinin parlatılması için 2000 gritlik silikon karbit zımpara yardımı ile su soğutması altında yüzey pürüzlülük standardizasyonları sağlandı (Resim 9).



PEEK



PEKK

Resim 9. Zımparalama işlemi yapılan PEEK ve PEKK örneklerin yüzey görüntüsü.

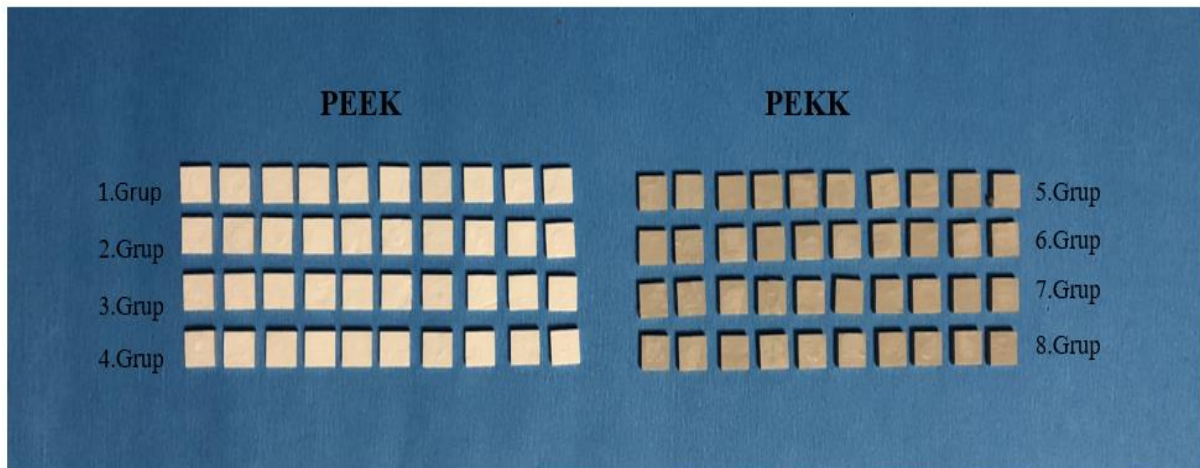
3. 2. PEEK ve PEKK örneklerin yüzey pürüzlendirme işlemleri

40 adet PEEK örnek ve 40 adet PEKK örnek her grupta 10 örnek olacak şekilde 4'er, toplamda 8 grup olacak şekilde rastgele ayrıldı. Çalışmamızdaki gruplar ve uygulanan yüzey işlemleri aşağıdaki tablo 6'da belirtilmiştir.

Tablo 6. Çalışmamızdaki gruplar ve uygulanan yüzey işlemleri.

MATERYAL		YÜZEY İŞLEMİ	ÖRNEK SAYISI (n)
PEEK	1.Grup	Kontrol (yüzey işlemi yok)	10
	2.Grup	Argon plazma	
	3.Grup	Kumlama	
	4.Grup	Kumlama+argon plazma	
PEKK	5.Grup	Kontrol (yüzey işlemi yok)	10
	6.Grup	Argon plazma	
	7.Grup	Kumlama	
	8.Grup	Kumlama+argon plazma	

40 adet PEEK ve 40 adet PEKK örnek yüzey işlemlerine göre her grupta 10'ar örnek olacak şekilde rastgele ayrıldı (Resim 10).



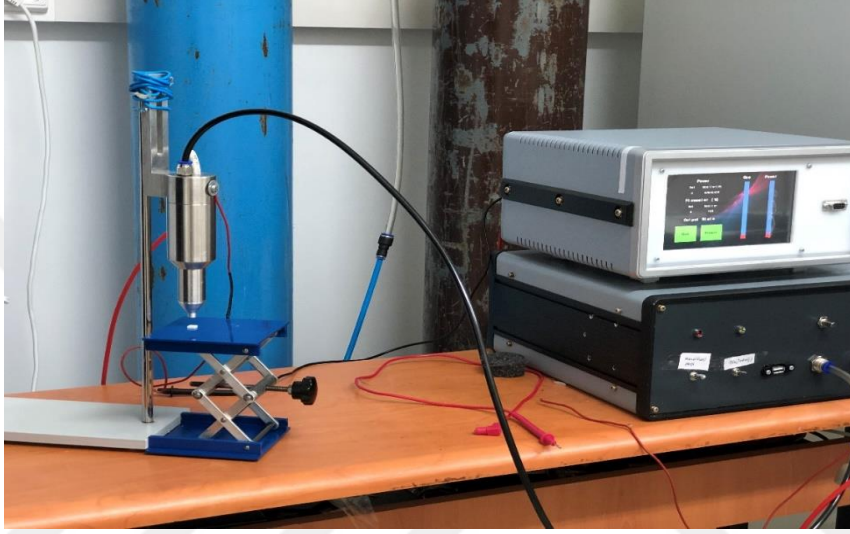
Resim 10. Toplam 80 adet PEEK ve PEKK örneklerin görüntüsü.

3. 2. 1. Kontrol grubu

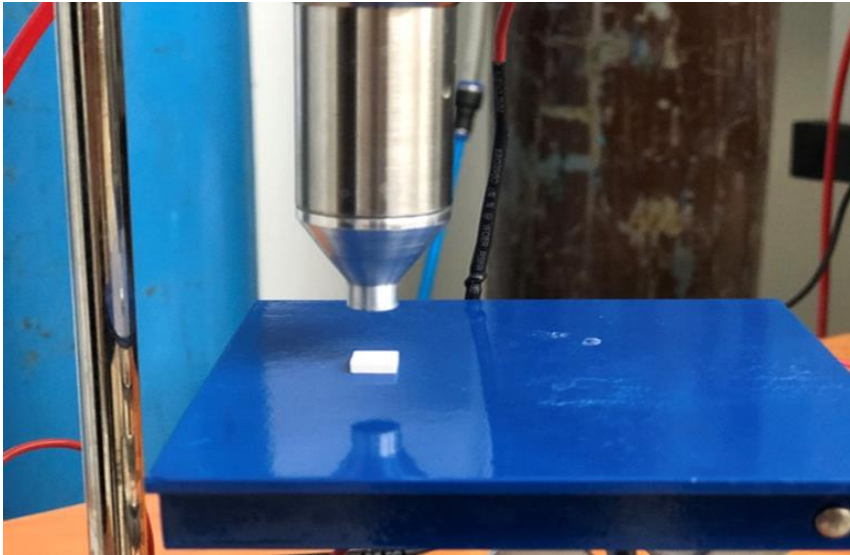
Herhangi bir yüzey işlemi uygulanmayan PEEK ve PEKK örnekler kontrol grubu olarak kullanıldı.

3. 2. 2. Argon plazma grubu

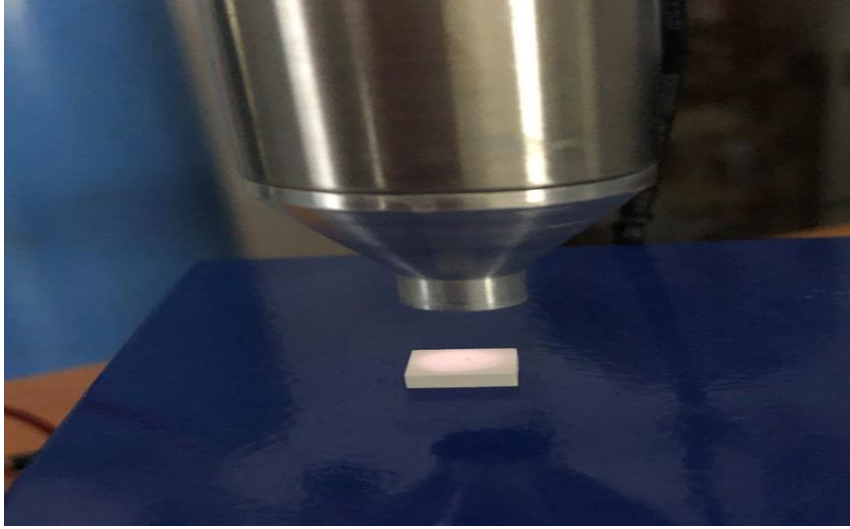
10 adet PEEK ve 10 adet PEKK örneğin bağlantı yüzeylerine, Isparta Süleyman Demirel Teknoloji Fakültesi Biyomedikal Mühendisliği'nde bulunan atmosferik basınçlı argon plazma cihazı kullanılarak (Biyomedap, Tıbbi chz, Türkiye) argon plazma uygulaması yapıldı (Resim 11-12-13).



Resim 11. Argon plazma uygulaması yapılan cihazın görüntüsü.



Resim 12. PEEK ve PEKK örneklerine uygulanan argon plazma görüntüsü.

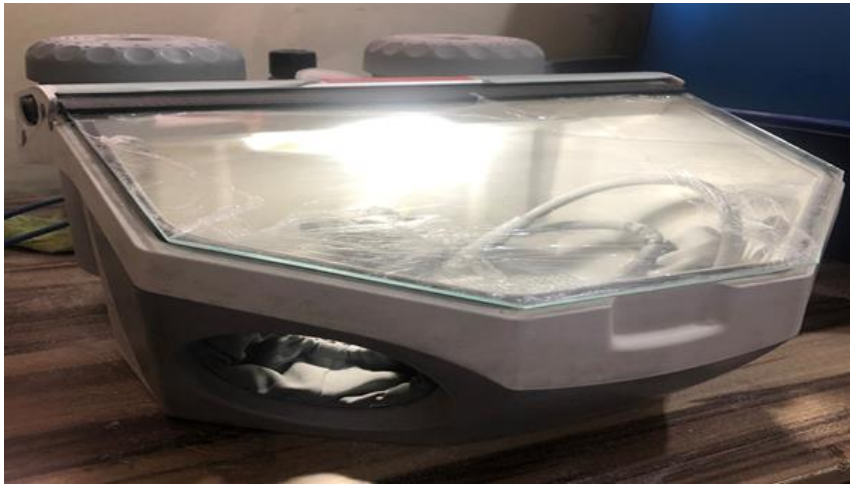


Resim 13. Argon plazma uygulamasının yüzeydeki görüntüsü.

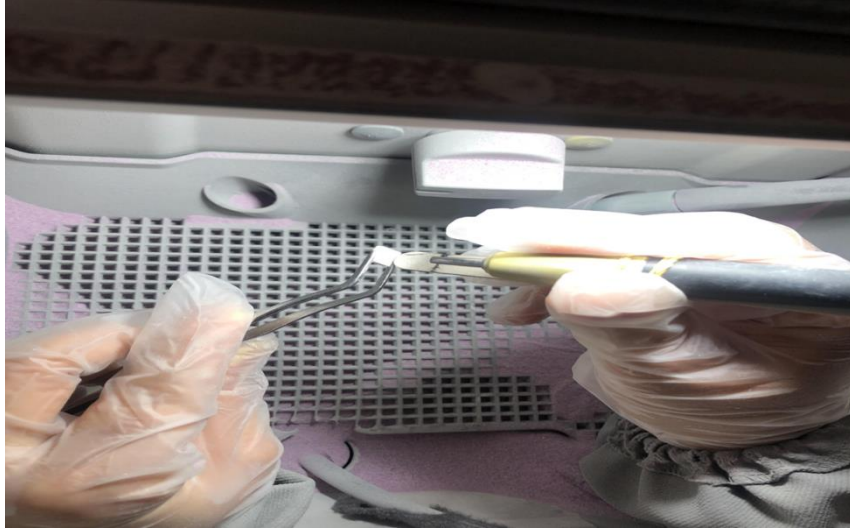
Argon plazma uygulaması 10 KHz frekans güç kaynağı kullanılarak, 8 kW voltaj altında gaz akış hızı 5 litre/dakika olacak şekilde yapıldı. Bağlantı yüzeylerine 10 mm mesafeden uygulama yapılacak şekilde, 20 dakika boyunca argon plazma uygulaması ile yüzey pürüzlendirme işlemi gerçekleştirildi.

3. 2. 3. Kumlama grubu

10 adet PEEK ve 10 adet PEKK örneğin bağlantı yüzeyleri 125 µm parçacık büyüklüğüne sahip Al_2O_3 partikülleri ile (Renfert 125; Strahlmittel, Almanya), 0,5 MPa bar basınç altında, 10 mm mesafeden, 10 sn süre ile kumlama cihazı kullanılarak (Renfert Basic eco, Strahlmittel, Almanya) yüzey pürüzlendirme işlemleri tamamlandı (Resim 14-15).



Resim 14. Kumlama yüzey işleminde kullanılan cihazın görüntüsü.



Resim 15. Kumlama yüzey işleminin PEEK ve PEKK örnekler 10 mm mesafeden uygulama görüntüsü.

3. 2. 4. Kumlama ve argon plazma grubu

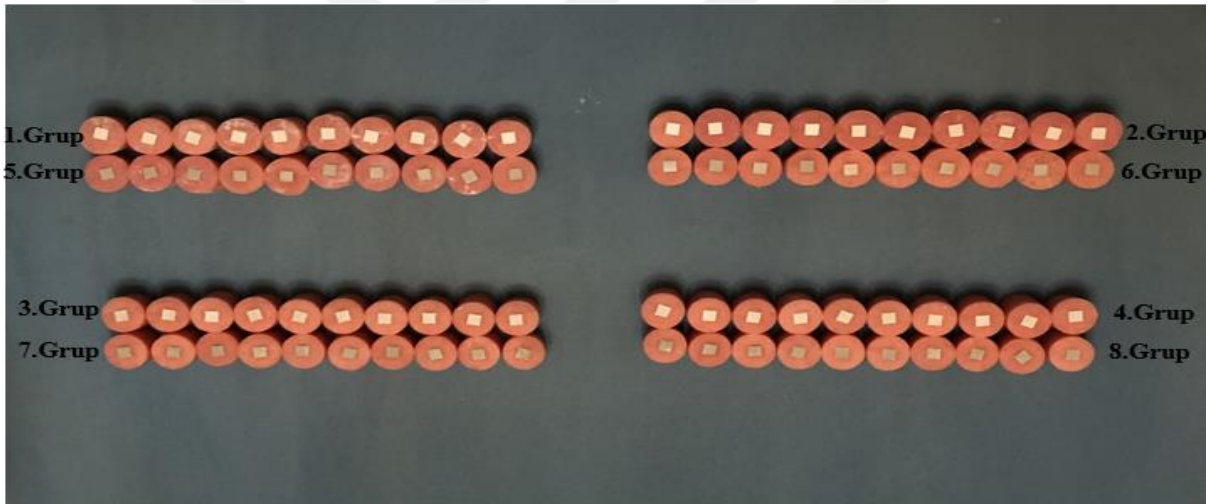
10 tane PEEK ve 10 tane PEKK örneğin bağlantı yüzeylerine 125 μm parçacık büyüklüğüne sahip Al_2O_3 partikülleri ile (Renfert 125; Strahlmittel, Almanya) 0,5 MPa bar basınç altında, 10 mm mesafeden, 10 sn süre ile kumlama (Renfert Basic eco, Strahlmittel, Almanya) cihazı kullanılarak yüzey pürüzlendirme işlemi uygulandı. Daha sonra aynı örnek yüzeylerine 10 KHz frekans güç kaynağı kullanılarak, 8 kW voltaj altında gaz akış hızı 5 litre/dakika olacak şekilde argon plazma uygulaması yapıldı.

3. 3. PEEK ve PEKK örneklerin akrilik silindirlere gömülmesi

Yüzey işlemleri uygulandıktan sonra PEEK ve PEKK örnekler, 24 mm çap ve 24 mm yükseklikte universal test cihazının tutucu kısmına uygun olacak şekilde üretilmiş PVC (Polivinil klorür) boru kalıplarına, otopolimerize akrilik rezinin üst yüzeyinin örneklerin yüzey seviyesine denk olacak şekilde gömüldü (Resim 16-17).



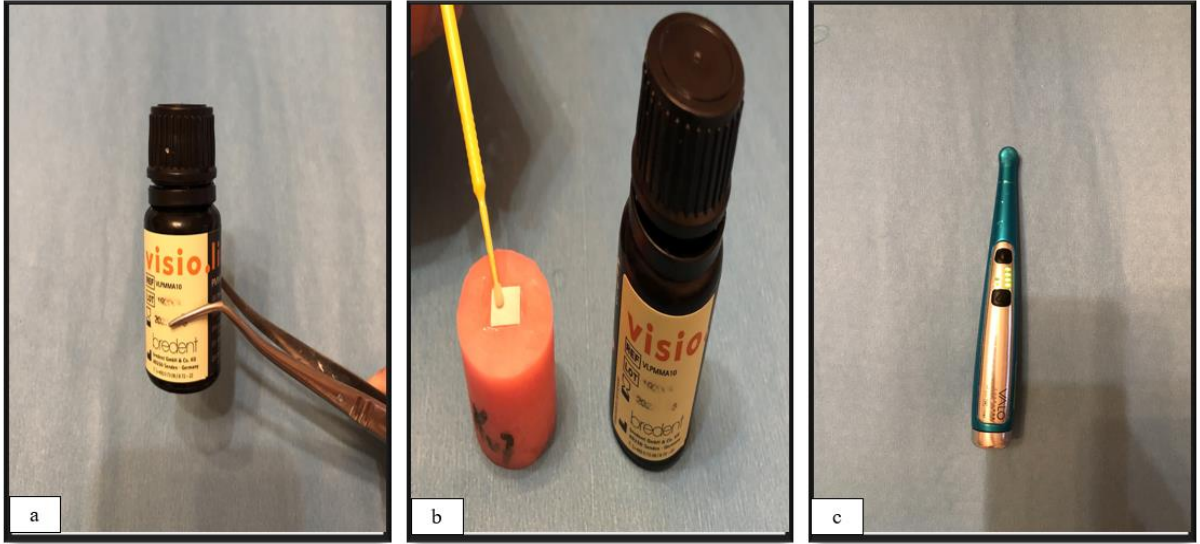
Resim 16. PEEK ve PEKK örneklerin gömüldüğü akrilik çapının kontrol edilme görüntüsü.



Resim 17. Tüm örneklerin akrilik bloğa gömülmesi ve çalışma gruplarının görüntüsü.

3. 4. PEEK ve PEKK örneklerle adeziv ajanın uygulanması

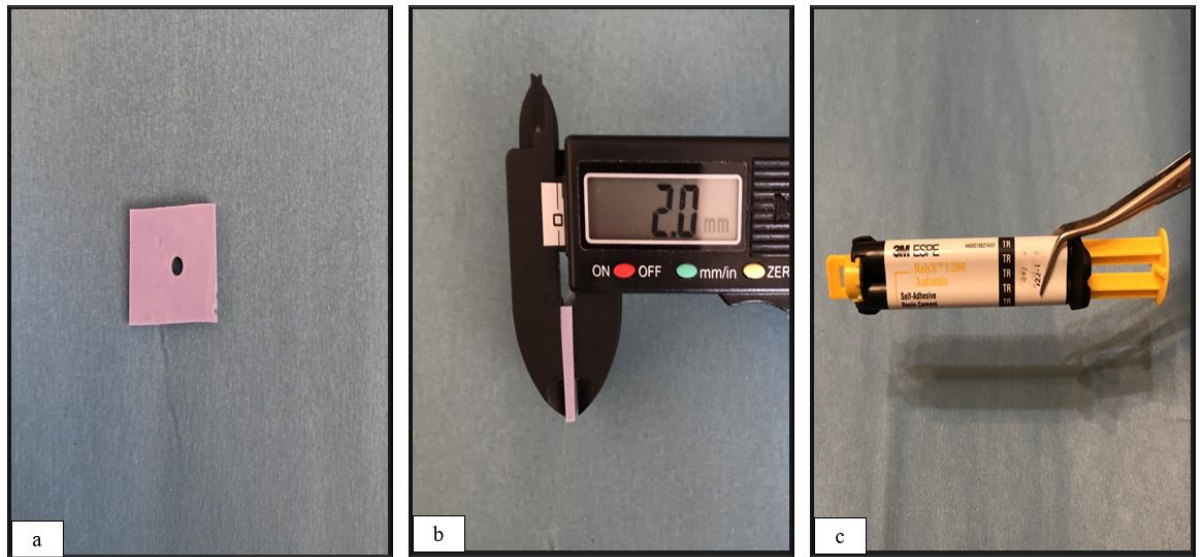
Her örneğe tek tek olacak şekilde, tüm örneklerin bağlantı yüzeyine tek kullanımlık fırça yardımı ile Visio.link® (Bredent GmbH & Co KG, Senden, Almanya) adeziv ajanı uygulandı ve 395-480 nm dalga boyu aralığında olan polimerizasyon cihazı ile (Valo Ortho Cordless, Ultradent, ABD) 90 sn süre polimerizasyon işlemi için ışık uygulaması yapıldı (Resim 18).



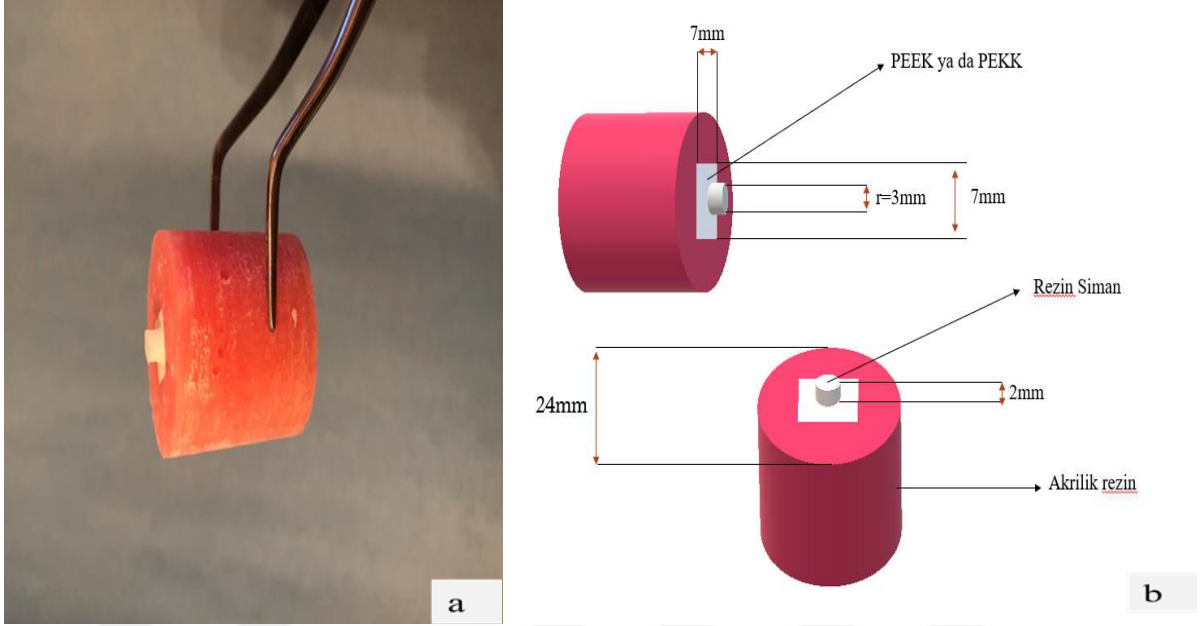
Resim 18. (a) Örneklere uygulanan adeziv ajan Visiolink® görüntüsü; (b) adeziv ajanının uygulanması; (c) adeziv prosedürler için kullanılan ışık cihazının görüntüsü.

3. 5. PEEK ve PEKK örneklerle rezin siman materyalinin uygulanması

PEEK ve PEKK örneklerle rezin siman materyalinin uygulanması için, 2 mm kalınlığında, 3 mm çapında silikon kalıp oluşturuldu. Oluşturulan kalıp yardımı ile örneklerin bağlantı yüzeyine; 2 mm kalınlıkta 3 mm çapında rezin siman (3M ESPE RelyX U200 Automix) uygulandı. Aynı polimerizasyon ünitesi ile rezin siman 40 sn süre boyunca polimerize edildi (Resim 19).



Resim 19. (a) Rezin siman materyalinin uygulandığı silikon index; (b) kalınlığı kontrol edilen silikon kalıp; (c) uygulaması yapılan rezin simanın görüntüsü.



Resim 20. (a) Rezin siman uygulanmış test örneğinin görüntüsü, (b) test örneğinin şematize edilmiş görüntüsü.

Bağlanma dayanımı ölçümü yapılmadan önce tüm örnekler 1 saat hava ortamında saklandı.

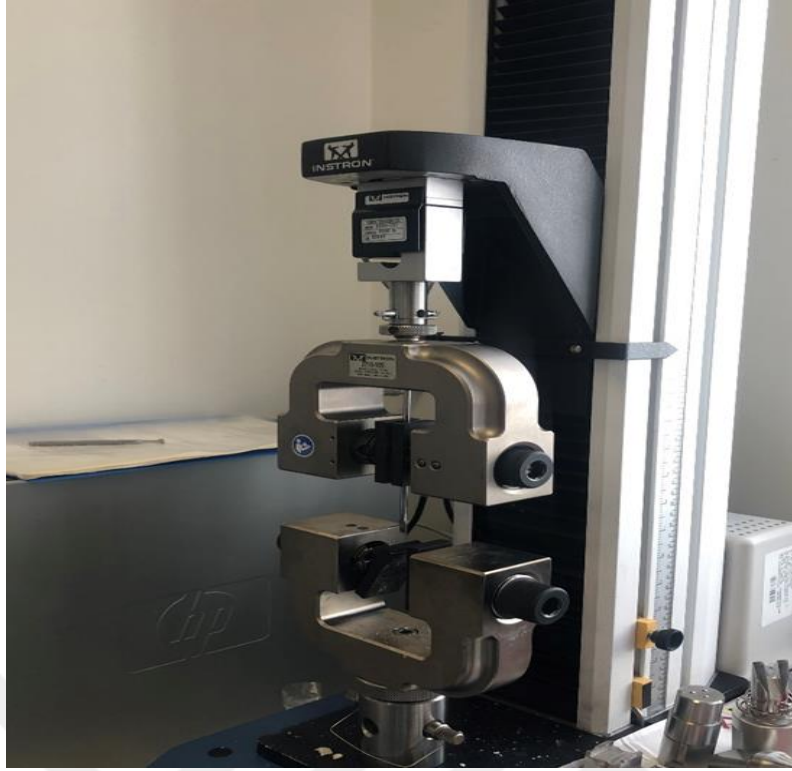
3. 6. Bağlanma dayanımı ölçümü

Tüm örneklerin bağlanma dayanımı ölçümü testi; Erciyes Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Araştırma Laboratuvarı'nda bulunan üniversal test cihazı (Instron, 3345 üniversal test cihazı, ABD) kullanılarak yapıldı (Resim 21).

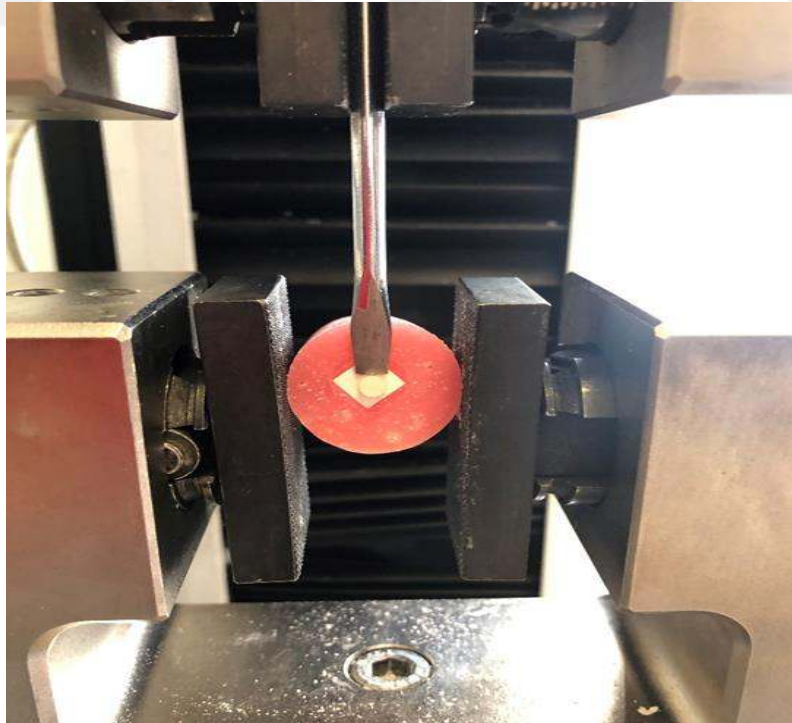
Bıçak sırtı tasarımındaki metal uç, örnekler ve rezin siman arasındaki bağlantı ara yüzeyine paralel olacak şekilde yerleştirildi ve örnekler 1 mm/dk hızla kuvvet uygulandı (Resim 22). Rezin siman materyalinin PEEK ve PEKK materyalinden ayrıldığı andaki maksimum kuvvet değeri Newton (N) biriminden ölçüldü.

Kaydedilen değerler daha sonra πr^2 formülü kullanılarak megapascal (MPa) değerine çevrilerek kaydedildi. Bağlanma dayanım değerinin (MPa) olarak hesaplanabilmesi için kırılma kuvveti (N) bağlanma alanına (mm^2) bölündü.

Bağlanma dayanımı direnci (MPa) = Yük (N) / Alan (mm^2), Alan = (πr^2) (mm^2), r = Bağlanma yüzeyinin yarıçapı



Resim 21. Bağlanma dayanımı testi için kullanılan üniversal test cihazının görüntüsü.



Resim 22. PEEK ve PEKK örneklerle bağlanma kuvvetinin uygulama görüntüsü.

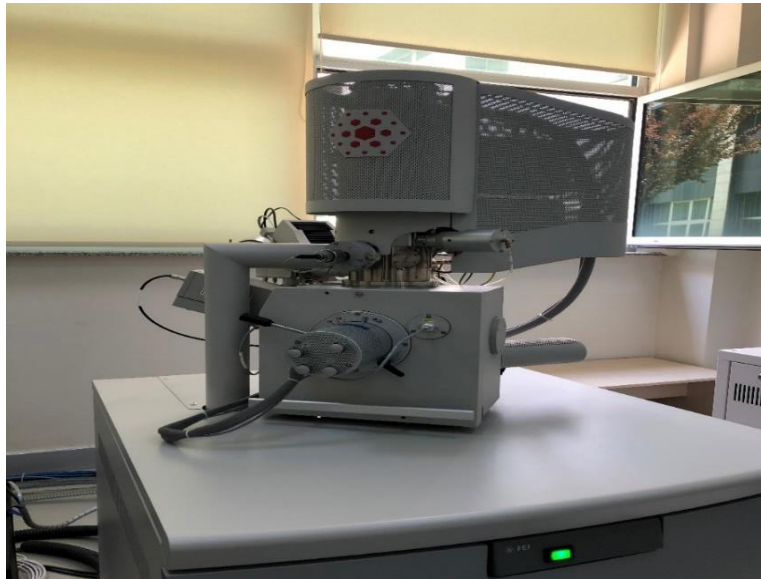
3. 7. PEEK ve PEKK örnek yüzeylerinin Taramalı Elektron Mikroskobu (SEM) analizi ile incelenmesi

PEEK ve PEKK örneklerin bağlanma dayanıma bakılmayan yüzeylerine pürüzlendirme işlemleri uygulandıktan sonra, kontrol grubu da dahil olmak üzere, tüm gruplardan 1'er örnek olacak şekilde SEM analizi için örnekler belirlendi. Örneklerin SEM analizi, Isparta Süleyman Demirel Yenilikçi Teknolojiler Uygulama ve Araştırma Merkezi (YETEM) Laboratuvarında bulunan Taramalı Elektron Mikroskop (FEI QUANTA FEG 250, ABD) cihazı ile gerçekleştirildi. SEM analizi low vacuum modunda 100 pascal kabin basınca gerçekleştirildi.

SEM analizinden önce örnekler, alüminyum blok üzerine yapıştırıcı bant yardımıyla sabitlendi. PEEK ve PEKK örneklerden x500, x1000, x2500, x5000, x10000 büyütmelemlerle görüntüler alınarak, elde edilen görüntülerin incelemeleri gerçekleştirildi.

3. 8. PEEK ve PEKK örnek yüzeylerinin Enerji Dağılım Spektrometresi (EDS) analizi ile incelenmesi

PEEK ve PEKK örneklerin bağlanma dayanıma bakılmayan yüzeylerine pürüzlendirme işlemleri uygulandıktan sonra, kontrol grubu da dahil olmak üzere, tüm gruplardan 1'er örnek olacak şekilde elementlerin cinsini ve miktarını incelemek için EDS (FEI QUANTA FEG 250, ABD) cihazı kullanılarak yüzey analiz yapıldı. Örneklerin EDS yüzey analizi, Isparta Süleyman Demirel Yenilikçi Teknolojiler Uygulama ve Araştırma Merkez'inde (YETEM) yapıldı. Tüm örneklerin SEM ve EDS analizleri aynı cihaz kullanılarak tamamlandı (Resim 23).



Resim 23. PEEK ve PEKK örneklerin SEM-EDS analizlerinin yapılmasında kullanılan cihazın görüntüsü.

3. 9. PEEK ve PEKK örnek yüzeylerinin Atomik Kuvvet Mikroskobu (AFM) analizi ile incelenmesi

Yüzey işlemleri uygulanmayan ve uygulanan PEEK ve PEKK örneklerin bağlanma dayanıma bakılmayan yüzeylerine pürüzlendirme işlemi uygulandıktan sonra yüzey pürüzlülüklerinin değerlendirilmesi için AFM cihazı (Ez-AFM Nanomagnetics, USA) kullanıldı (Resim 24). Örneklerin yüzey pürüzlülüklerinin değerlendirilmesi; Isparta Süleyman Demirel Yenilikçi Teknolojiler Uygulama ve Araştırma Merkezi (YETEM)'de gerçekleştirildi. AFM analizi için örnekler, XY ekseninde 3 μm x 3 μm , Z ekseninde ise 1 μm tapping modda, 1 Nm/s tarama hızında olacak şekilde gerçekleştirildi.



Resim 24. PEEK ve PEKK örneklerin AFM analizlerinin yapılmasında kullanılan cihazın görüntüsü.

3.10. İstatistiksel değerlendirme

Bu çalışmada, sürekli değişkenlerin normallik dağılım varsayımına uygunluğu Kolmogorov-Smirnow testi, homojenliği ise Levene testi ile araştırıldı.

Bağımsız gruptaki parametrelere ait ortalamalar arası farkların karşılaştırılmasında parametrik analiz testlerinden Tek Yönlü Varyans Analizi (One Way ANOVA), çoklu

karşılaştırmalarda (multiple comparasions) Bonferroni testi ve bağımsız iki grup ortalamalarına ait farkların incelenmesinde Indepedent t testi analizleri kullanıldı.

İstatistiksel analiz testlerinde %95'lik güven aralığı uygulanmış olup; tanımlayıcı istatistikler ve analizler R version 3. 2. 3 (2015-12-10), Copright© 2015 The R Foundation for Statistical Computing free software bilgisayar paket programı kullanılarak yapıldı. İstatiksel olarak $p<0,05$ için sonuçlar anlamlı kabul edildi.



4. BULGULAR

4. 1. Bağlanma dayanımı bulguları

Farklı yüzey işlemlerinin uygulandığı PEEK ve PEKK örneklerin rezin siman ile bağlanma kuvvet değerleri ‘N’ kuvvet biriminde olacak şekilde bağlanma testi kullanarak elde edildi. Elde edilen değerler daha sonra rezin simanın bağlanma yüzey alanına bölünerek MPa olarak çevrildi. Materyallere göre MPa değerleri aşağıdaki tablo 7’de listelenmiştir.

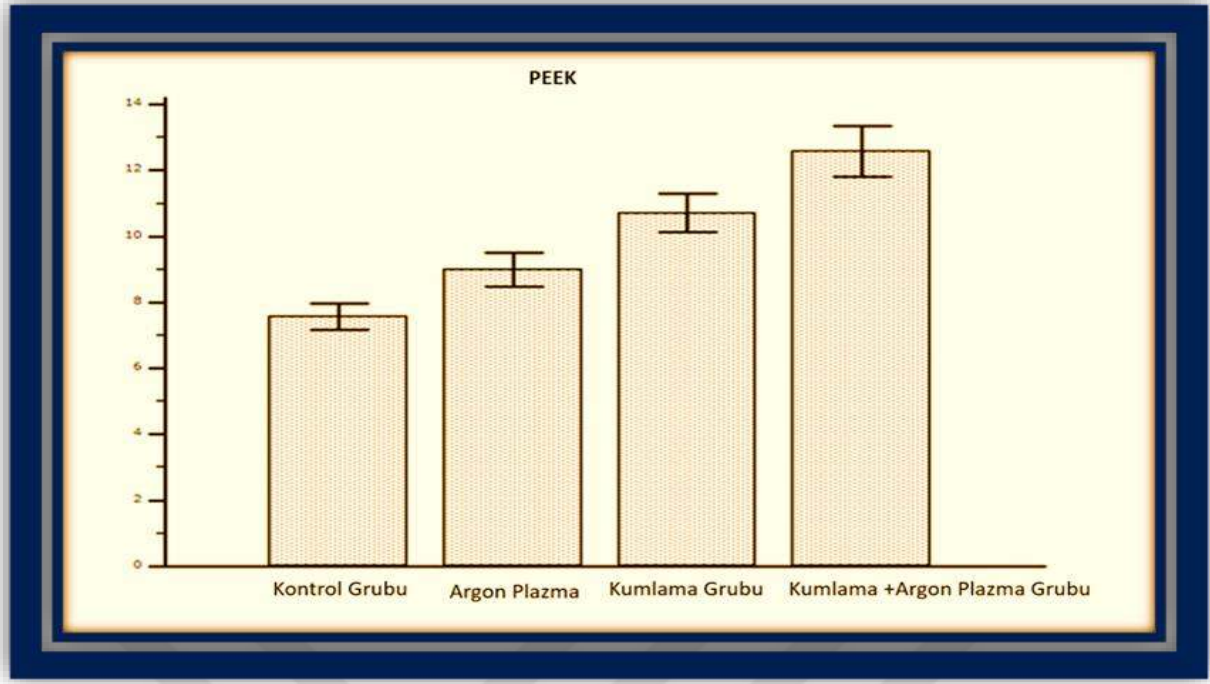
Tablo 7. Materyallere uygulanan yüzey işlemlerinden sonra rezin siman ile bağlanma dayanımı ve standart sapma değerleri.

ÇALIŞMA GRUPLARI	PEEK			PEKK		
	Ort±Ss (MPa)	p	F-ratio	Ort±Ss (MPa)	p	F-ratio
1)Kontrol	7,1 ±0,6	<0,05	15,907	7,6 ±1,2	<0,05	13,920
2)Argon plazma	8,6 ±1,6			9,0 ±1,6		
3)Kumlama	10,1 ±3,1			10,7 ±1,8		
4)Kumlama+argon plazma	12,2 ±2,4			12,6 ±2,4		

4. 1. 1. Materyallerin kendi grupları açısından istatistiksel olarak değerlendirmesi

a) PEEK örnek gruplarının bağlanma dayanımı değerlerinin istatistiksel olarak değerlendirilmesi

PEEK örnek grupları kendi arasında bağlanma dayanımı açısından istatistiksel olarak karşılaştırıldığında, gruplar arasında istatistiksel olarak anlamlı fark bulundu ($p<0,05$). En düşük bağlanma dayanımı kontrol grubunda ($7,1\pm0,6$) gözlenirken; en yüksek bağlanma dayanımı değeri kumlama ve argon plazma yüzey işleminin kombine uygulandığı grupta gözlemlendi ($12,2\pm2,4$). Aşağıdaki şekilde grupların MPa olarak değerleri grafiksel olarak gösterilmiştir (Şekil 15). Bunlara ek olarak birbiriyle istatistiksel olarak anlamlı farkların olduğu gruplar tablo 8’de gösterilmiştir.



Şekil 15. PEEK materyalinin yüzey işlemlerine göre bağlanma dayanımı ve standart sapma değerleri.

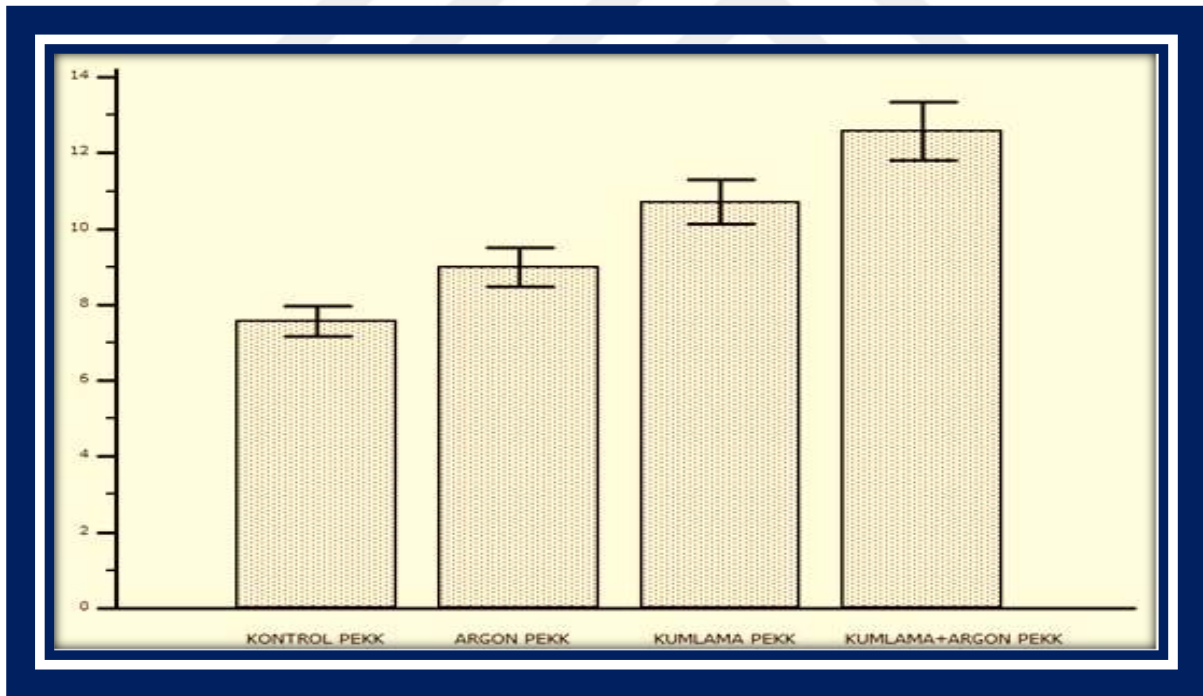
Tablo 8. PEEK materyaline yüzey işlemi uygulanmayan ve uygulanan grupların istatistiksel olarak karşılaştırılması.

FAKTÖR	n	ORTALAMA (MPa)	(P<0.05)
(1) Kontrol PEEK	10	7,0810	(3)(4)
(2) Argon plazma PEEK	10	8,6230	(4)
(3) Kumlama PEEK	10	10,0910	(1)(4)
(4) Kumlama+argon plazma PEEK	10	12,1660	(1)(2)(3)

PEEK örnek grupları istatistiksel olarak incelendiğinde; kontrol grubu ile kumlama ve kumlama daha sonra argon plazmanın beraber uygulandığı gruplar arasında istatistiksel olarak anlamlı fark bulundu ($p<0,05$). Argon plazma grubu ile hem kumlama hem de argon plazma uygulaması yapılan gruplar arasında istatistiksel olarak anlamlı fark bulunurken ($p<0,05$); kumlama uygulanan grup ise kumlama ve argon plazmanın beraber uygulandığı grup arasında da istatistiksel olarak anlamlı fark bulundu ($p<0,05$).

b) PEKK örnek gruplarının bağlanma dayanımı değerlerinin istatistiksel olarak değerlendirilmesi

PEKK örnek grupları kendi arasında bağlanma dayanımı açısından istatistiksel olarak karşılaştırıldığında; gruplar arasında yüzey işlemleri açısından istatistiksel olarak anlamlı fark bulundu ($p<0,05$). En düşük bağlanma dayanımı değeri kontrol grubunda elde edilmiş olup ($7,6\pm1,2$); en yüksek bağlanma dayanım değeri ise kumlama ve argon plazma işleminin kombine uygulandığı grupta izlendi ($12,6\pm2,4$). Aşağıdaki şekilde grupların MPa olarak değerleri grafiksel olarak gösterilmiştir (Şekil 16). Bunlara ek olarak birbiriyle istatistiksel olarak anlamlı farkların olduğu gruplar tablo 9’da gösterilmiştir.



Şekil 16. PEKK materyalinin yüzey işlemlerine göre bağlanma dayanımı ve standart sapma değerleri.

Tablo 9. PEKK materyaline yüzey işlemi uygulanmayan ve uygulanan grupların istatistiksel olarak karşılaştırılması.

FAKTÖR	n	ORTALAMA (MPa)	(P<0.05)
(1) Kontrol PEKK	10	7,5720	(3)(4)
(2) Argon plazma PEKK	10	8,9990	(3)(4)
(3) Kumlama PEKK	10	10,7170	(1)(2)(4)
(4) Kumlama+argon plazma PEKK	10	12,5850	(1)(2)(3)

PEKK örnek grupları incelendiğinde; kontrol grubu hem kumlama grubuna hem de kumlama ile argon plazmanın beraber uygulandığı gruba göre aralarında bağlanma dayanımı açısından istatistiksel olarak anlamlı fark bulundu ($p<0,05$). Argon plazma uygulaması yapılan grup ile kontrol grubu arasında istatistiksel olarak anlamlı fark bulunmadı ($p>0,05$). Kumlama ve ile argon plazma uygulamasının birlikte uygulandığı gruplar arasında istatistiksel olarak anlamlı fark elde edildi ($p<0,05$). Bunlara ek olarak kumlama işlemi uygulanan grup ve kumlama ile argon plazmanın kombine uygulamasının yapıldığı grup arasında istatistiksel olarak anlamlı fark bulundu ($p<0,05$).

4. 1. 2. Materyallerin yüzey işlemlerine göre birbiriyle istatistiksel olarak değerlendirmesi

PEEK ve PEKK örnek grupları uygulanan yüzey işlemlerine göre istatistiksel olarak değerlendirildiğinde kontrol PEEK ve kontrol PEKK grupları arasında; argon plazma PEEK ve argon plazma PEKK grupları arasında istatistiksel olarak anlamlı fark bulunmadı ($p>0,05$). Bunlara ek olarak kumlama PEEK ve kumlama PEKK grupları arasında; kumlama ve argon plazma uygulanan PEEK ve kumlama ile argon plazma uygulamasının beraber uygulandığı PEKK grubu arasında bağlanma dayanımı açısından istatistiksel olarak anlamlı fark bulunmadı ($p>0,05$).

4. 1. 3. Yüzey işlemleri uygulanan tüm grupların istatistiksel olarak değerlendirmesi

Yüzey işlemi uygulanan tüm grupların bağlanma dayanımı (MPa) ve istatistiksel değerleri aşağıdaki tablo 10 ve 11’de listelenmiştir.

Tablo 10. PEEK ve PEKK materyallerinin yüzey işlemlerine göre bağlanma dayanımı ve standart sapma istatistiksel değerleri.

			Ort±Ss	p	F-ratio
PEEK	1.Grup	Kontrol	7,1 ±0,6	<0,05	13,920
	2.Grup	Argon plazma	8,6 ±1,6		
	3.Grup	Kumlama	10,1 ±3,1		
	4.Grup	Kumlama+argon plazma	12,2 ±2,4		
PEKK	5.Grup	Kontrol	7,6 ±1,2		
	6.Grup	Argon plazma	9,0 ±1,6		
	7.Grup	Kumlama	10,7 ±1,8		
	8.Grup	Kumlama+argon plazma	12,6±2,4		

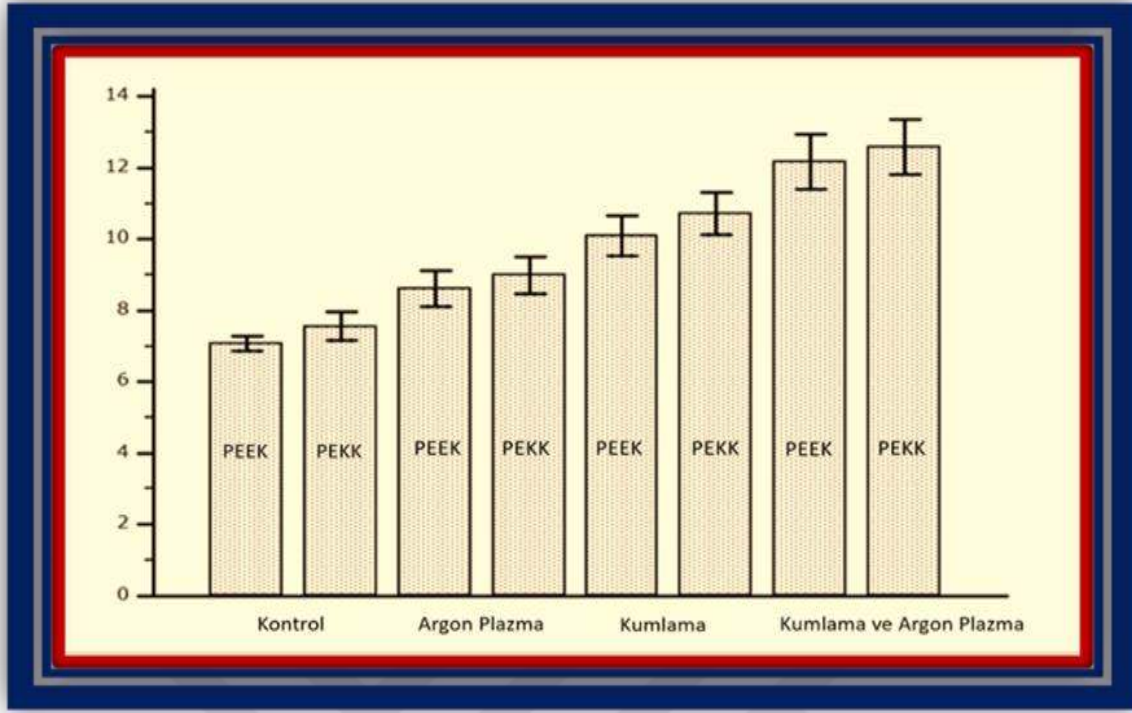
Tablo 11. Yüzey işlemi uygulanmayan ve uygulanan tüm grupların istatistiksel olarak karşılaştırılması.

FAKTÖR	n	ORTALAMA (MPa)	(P<0.05)
(1) Kontrol PEEK	10	7,0810	(5)(6)(7)(8)
(2) Kontrol PEKK	10	7,5720	(5)(6)(7)(8)
(3) Argon plazma PEEK	10	8,6230	(7)(8)
(4) Argon plazma PEKK	10	8,9990	(7)(8)
(5) Kumlama PEEK	10	10,0910	(1)(2)(7)(8)
(6) Kumlama PEKK	10	10,7170	(1)(2)
(7) Kumlama+argon plazma PEEK	10	12,1660	(1)(2)(3)(4)(5)
(8) Kumlama+argon plazma PEKK	10	12,5850	(1)(2)(3)(4)(5)

Tüm gruplar istatistiksel olarak bağlanma dayanımı açısından karşılaştırıldığında; kontrol PEEK grubu, kumlama ve kumlama ile argon plazma yüzey işleminin beraber uygulandığı hem PEEK hem de PEKK gruplarına göre aralarında istatistiksel olarak anlamlı fark bulundu ($p<0,05$). Aynı şekilde kontrol PEKK grubu da kumlama ve kumlama ile argon plazma yüzey işleminin beraber uygulandığı PEEK ve PEKK grubuna göre aralarında istatistiksel olarak anlamlı fark bulundu ($p<0,05$).

Argon plazma uygulanan PEEK grubu; kumlama ve argon plazma uygulamasının beraber uygulandığı PEEK ve PEKK grubuna göre aralarında bağlanma dayanımı açısından istatistiksel olarak anlamlı fark bulundu ($p<0,05$). Buna ek olarak argon plazma uygulanan PEEK grubu ile her iki materyalin kontrol grupları ve kumlama uygulaması yapılan PEEK ve PEKK grupları arasında bağlanma dayanımı açısından istatistiksel olarak anlamlı fark bulunmadı ($p>0,05$). Benzer olarak argon plazma uygulaması yapılan PEKK grubu kumlama ve argon plazma uygulamasının beraber uygulandığı PEEK ve PEKK grubu arasında istatistiksel olarak anlamlı fark bulunurken ($p<0,05$), argon plazma uygulaması yapılan PEKK grubunda her iki materyalin kontrol gruplarına ve kumlama uygulaması yapılan gruplara göre aralarında istatistiksel olarak anlamlı fark bulunmadı ($p>0,05$).

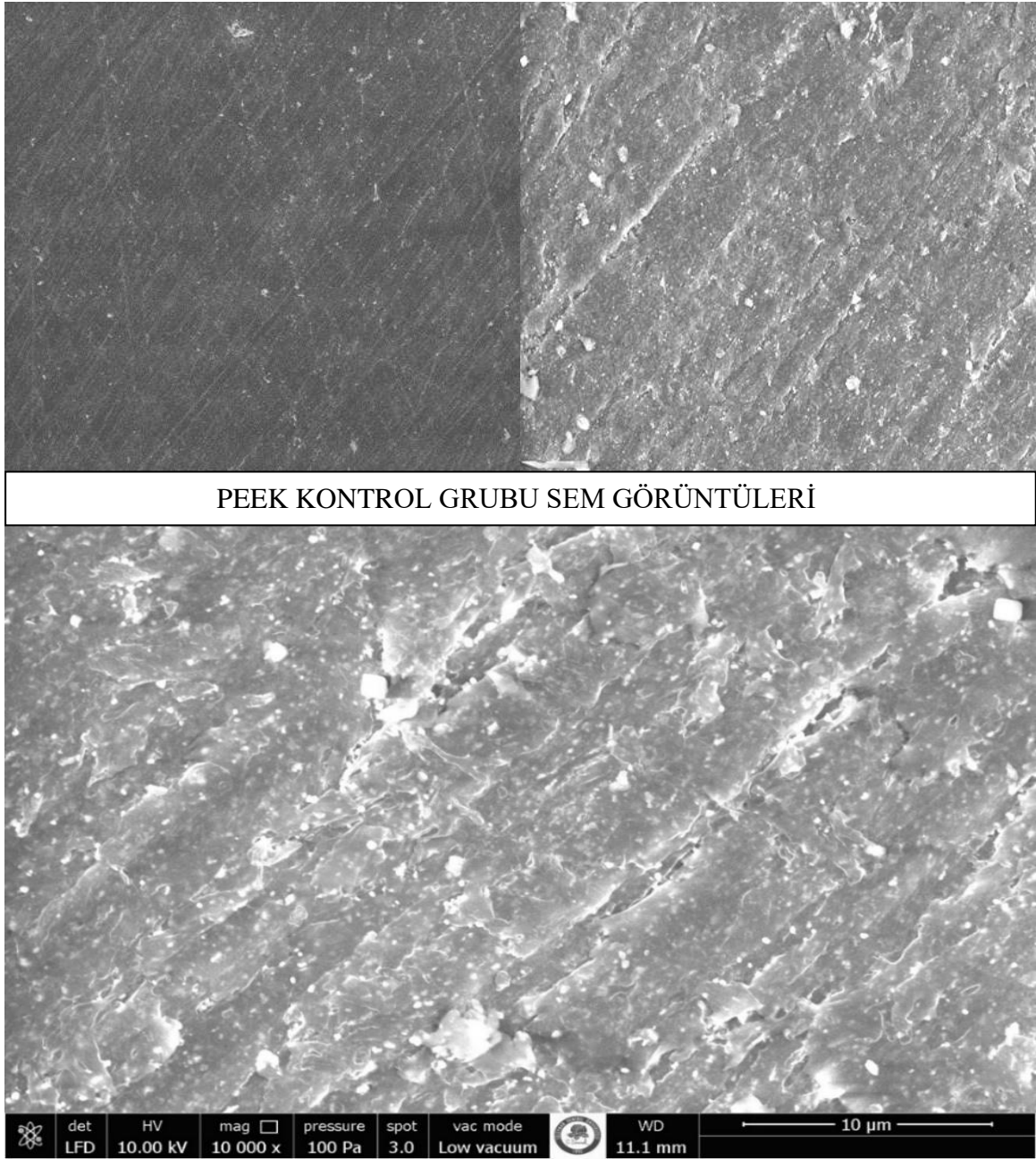
Kumlama uygulaması yapılan PEEK örnekler, kumlama ile argon plazmanın beraber uygulandığı PEEK ve PEKK gruplar arasında bağlanma dayanımı açısından istatistiksel olarak anlamlı fark bulunurken ($p<0,05$); kumlama uygulamasının yapıldığı PEKK grubunda ise kumlama ve argon plazma uygulaması yapılan gruplar arasında istatistiksel olarak anlamlı fark bulunmadı ($p>0,05$). Tüm PEEK ve PEKK grupları bağlanma dayanımı açısından istatistiksel olarak karşılaştırıldığına ilişkin grafik aşağıda şematize edilmiştir (Şekil 17).



Şekil 17. Yüzey işlemi uygulanmayan ve uygulanan tüm PEEK ve PEKK gruplarının birbirine göre bağlanma dayanımı ve standart sapma değerleri.

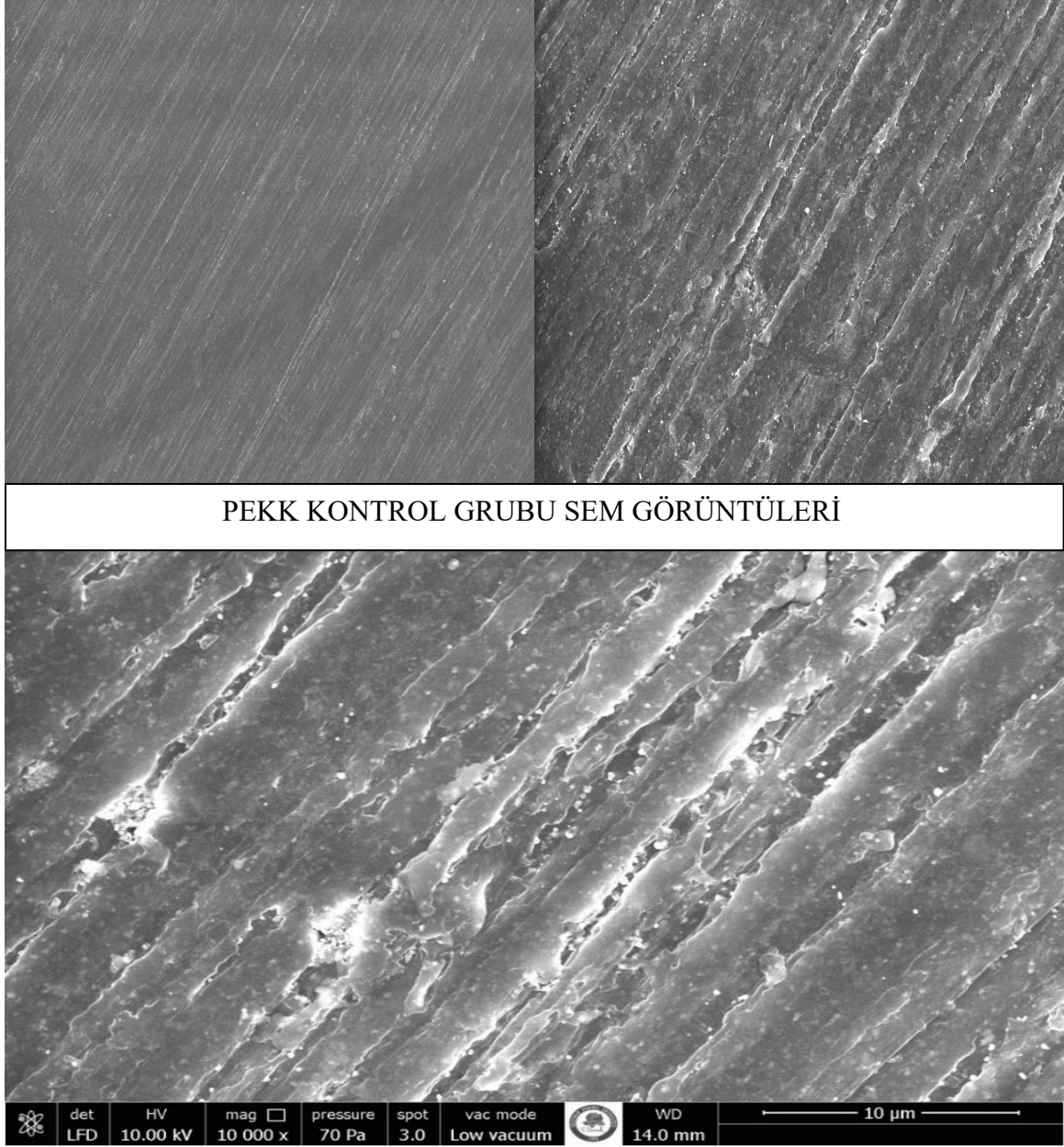
4. 2. Yüzey işlemi uygulanmayan ve uygulanan PEEK ve PEKK örneklerin SEM analizi bulguları

PEEK ve PEKK örneklere uygulanan yüzey işlemlerinden sonra her gruptan örneklerin bağlanma dayanıma bakılmayan yüzeylerine pürüzlendirme işlemleri uygulandıktan sonra 1'er tane örnek belirlenerek, elektron mikroskobu ile yüzey özellikleri ve yüzeyde oluşan değişimleri incelendi. Seçilen örneklerin x250, x500, x1000, x2500, x5000 x10 000 büyütmelemlerde görüntüleri kaydedildi.



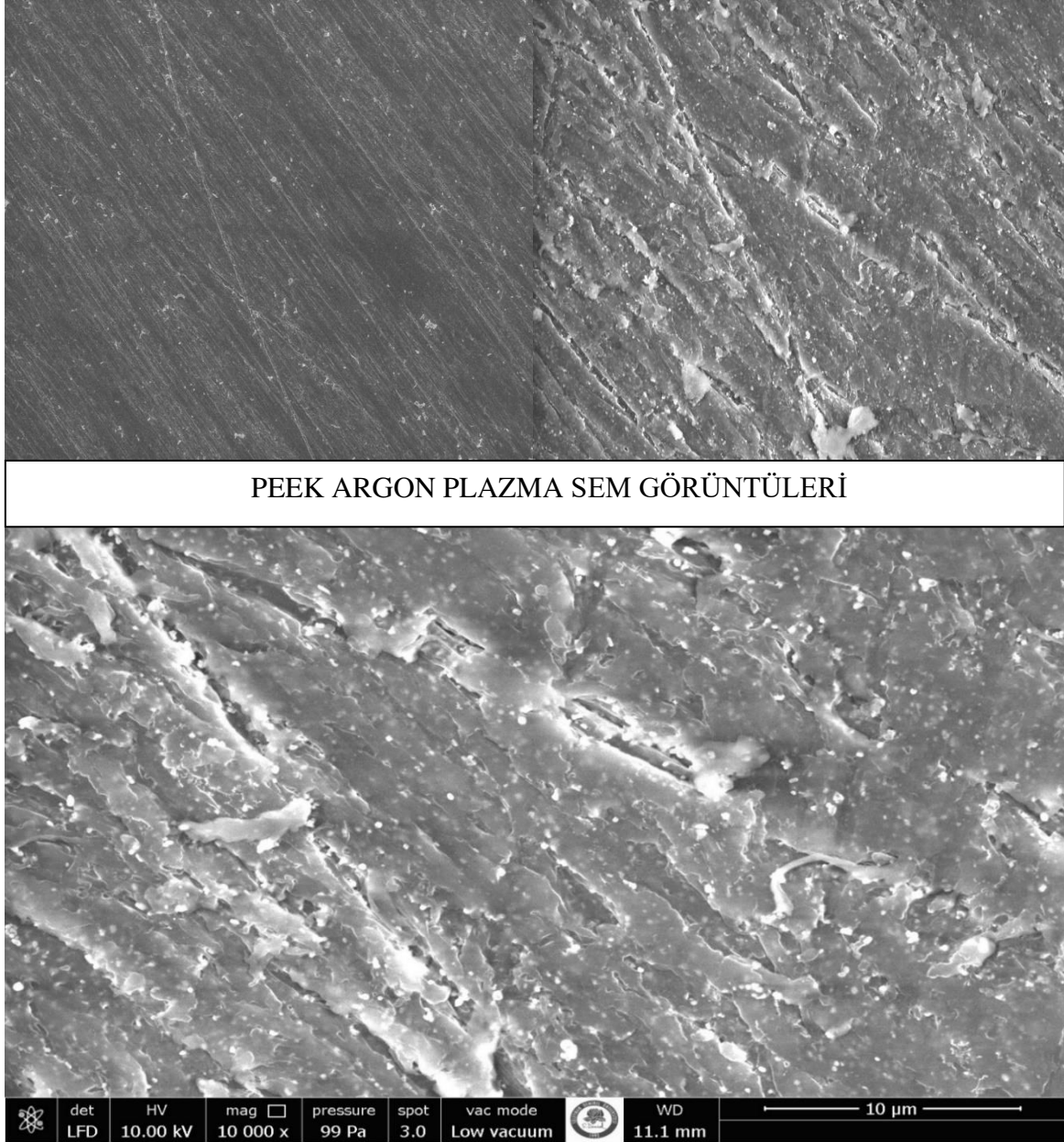
Şekil 18. Kontrol PEEK grubuna ait örneklerin x500, x5000, x10 000 büyütmelerdeki SEM görüntüleri.

Herhangi bir yüzey işlemi uygulanmayan PEEK kontrol grubuna ait örneklerin x500, x5000 ve x10 000 büyütmelerindeki SEM görüntülerinde; bazı küçük çizikli alanların ve mikron düzeyinde çukurcukların var olmasına rağmen genel olarak düzenli bir yüzey yapısı izlendi (Şekil 18).



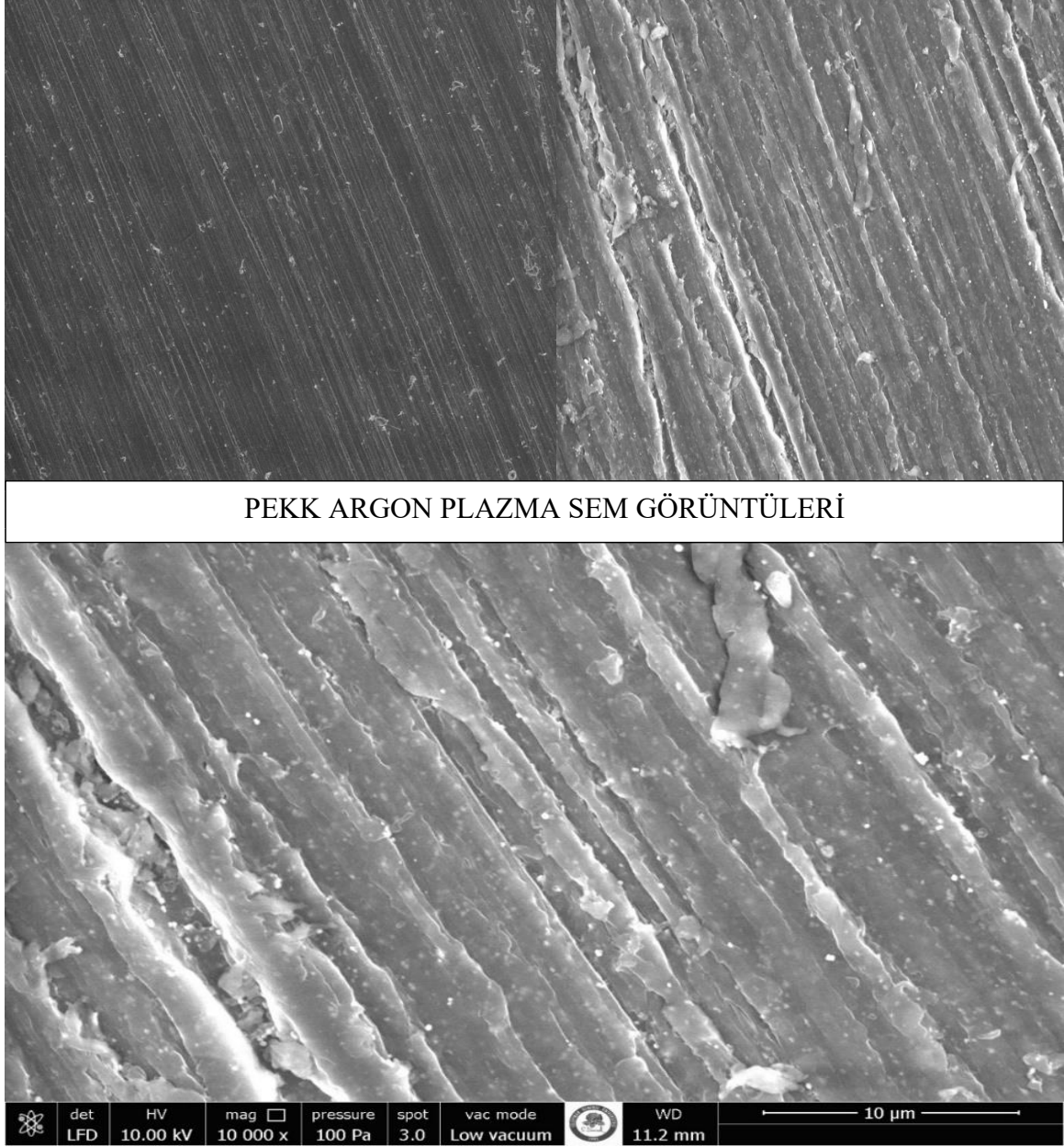
Şekil 19. Kontrol PEKK grubuna ait örneklerin x500, x5000, x10 000 büyütmelerdeki SEM görüntüleri.

Yüzey işleminin uygulanmadığı PEKK örneklerin SEM analiz görüntülerinde; yer yer pürüzlü alanlar görülmesine rağmen, olukların olduğu bölgelerde girintilerin çok derinleşmediği pürüzsüz bir yüzey görüntüsü incelendi (Şekil 19).



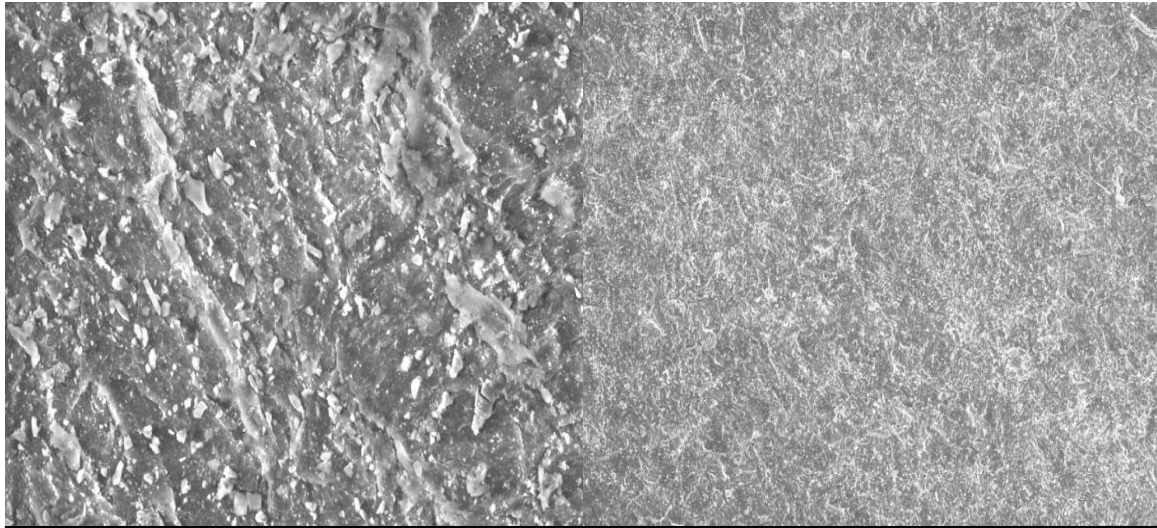
Şekil 20. Argon plazma PEEK grubuna ait örneklerin x500, x5000, x10 000 büyütmelelerdeki SEM görüntüleri.

Argon plazma uygulanan PEEK grubundaki örneklerin alınan SEM görüntülerinde; homojen bir dağılımın olmadığı, yer yer olukların, çatlak alanlarının ve girintili çıkıntılı bölgelerin belirginleştiği, özellikle x5000 ve x10 000 büyütmeli SEM görüntülerinde daha net görüldüğü incelendi (Şekil 20).

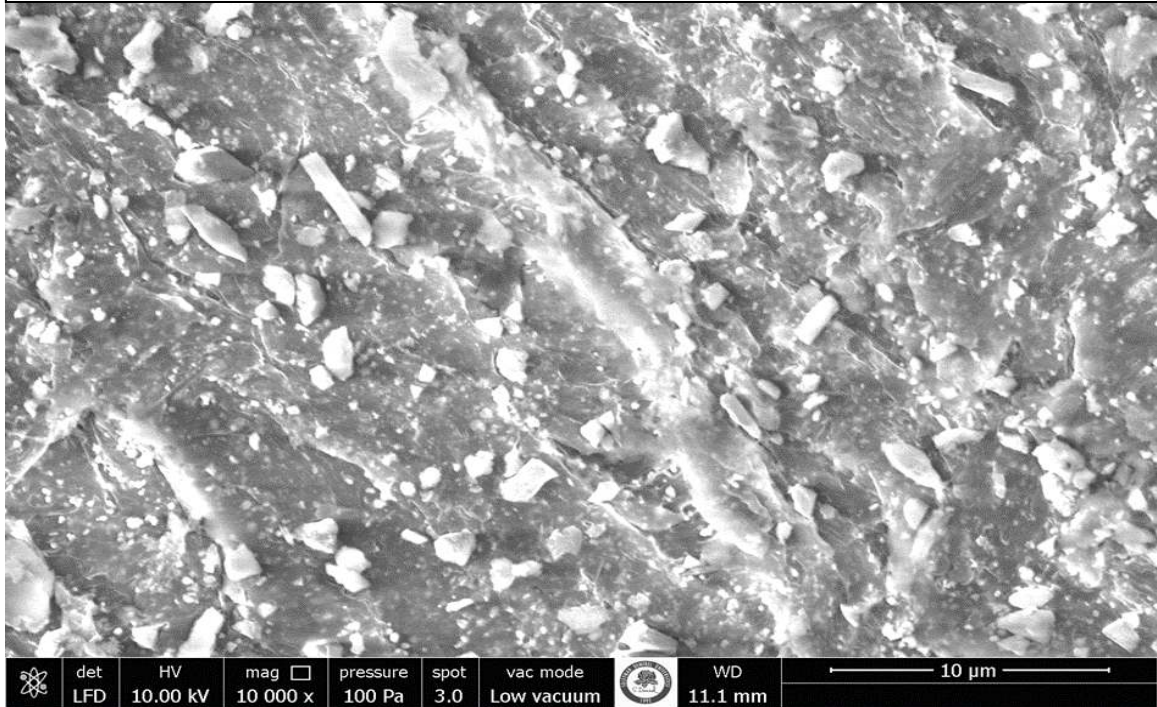


Şekil 21. Argon plazma PEKK grubuna ait örneklerin x500, x5000, x10 000 büyütmelerdeki SEM görüntüleri.

Argon plazma uygulanan PEKK örneklerin yüzeylerinden alınan SEM görüntüleri incelendiğinde; yüzeyde daha homojen girinti ve çıkıntılı bölgelerin olduğu incelendi. Kontrol grubuna göre bu alanların daha derinleştiği ve buna ek olarak argon plazma uygulamasının çatlak ve tortu yapılarının oluşmasına sebebiyet verdiği gözlemlendi (Şekil 21).

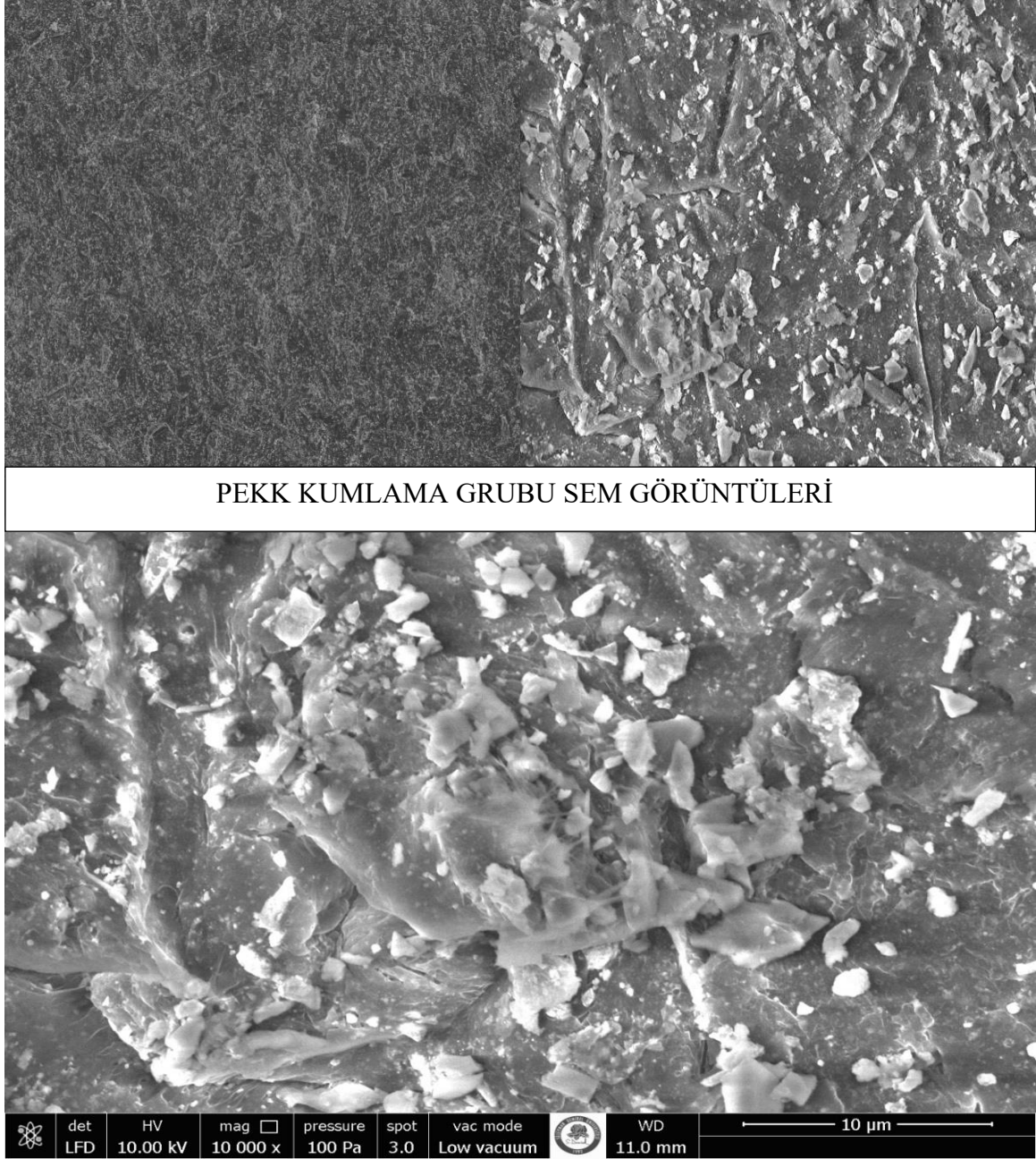


PEEK KUMLAMA GRUBU SEM GÖRÜNTÜLERİ



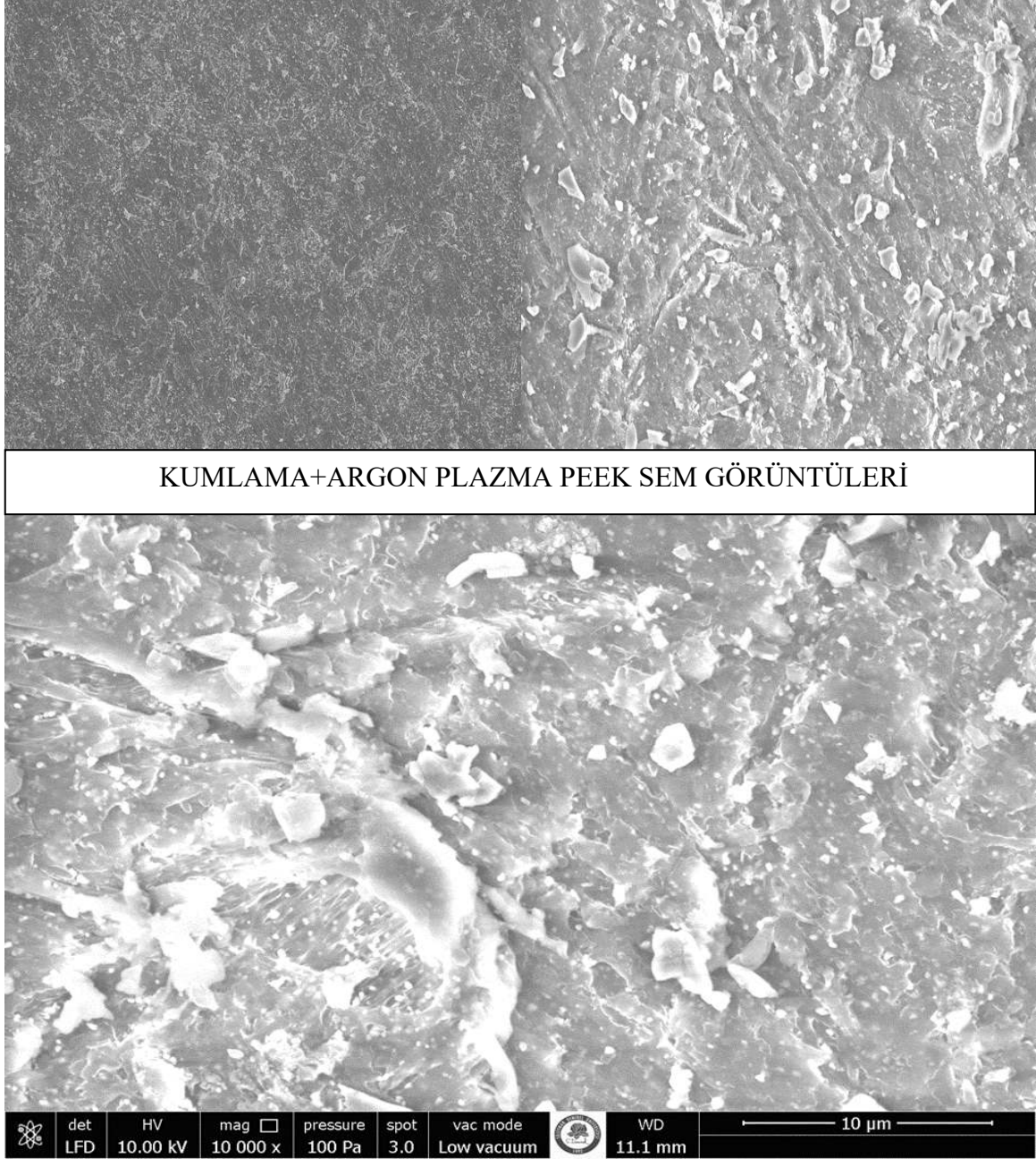
Şekil 22. Kumlama PEEK grubuna ait örneklerin x500, x5000, x10 000 büyötmelerdeki SEM görüntöleri.

Kumlama grubundaki PEEK örnek grubunun yüzeyinden alınan SEM görüntülerinde; dışbükey çıkıntılı alanların oluştuğı gözlemlendi. Alüminyum oksit parçacıklarının yüzeyde oluşturduğu düzensiz parçacık alanları göröldü. Genel olarak yüzey morfolojisi incelendiğinde engebeli yüzeylerin oluştuğı izlendi (Şekil 22).



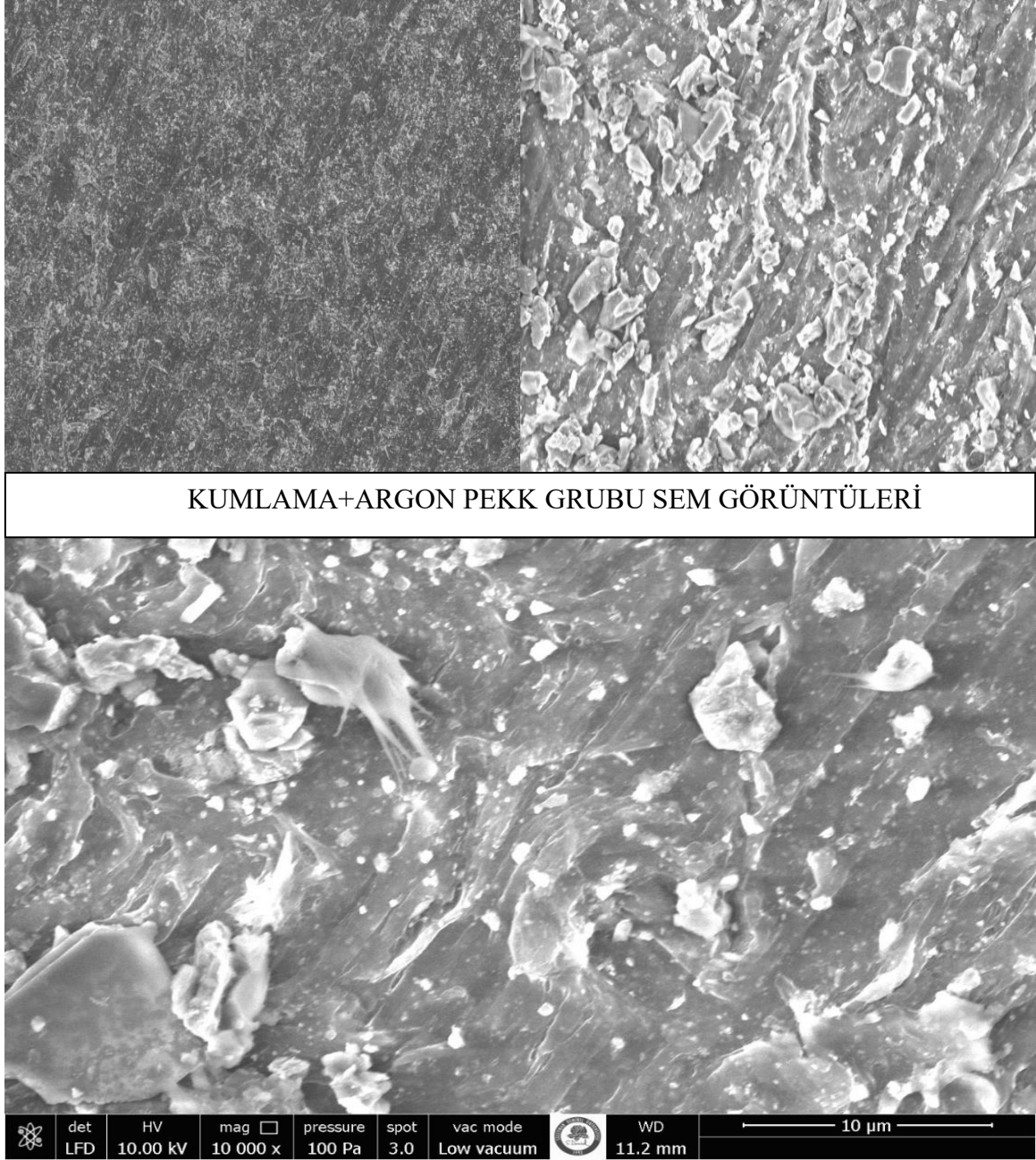
Şekil 23. Kumlama PEKK grubuna ait örneklerin x500, x5000, x10 000 büyütmelelerdeki SEM görüntüleri.

PEKK kumlama grubundaki örneklerin yüzeylerinin SEM görüntülerinde; genel olarak materyalin yüzey morfolojisinde artan engebeli alanlar gözlemlenirken buna ek olarak alüminyum oksit parçacıklarının yüzeyde oluşturduğu görüntülerde incelendi. Dışbükey çıkıntı alanlarının yüzeyin geneline yayıldığı pürüzlü bir yüzey görünümü izlendi (Şekil 23).



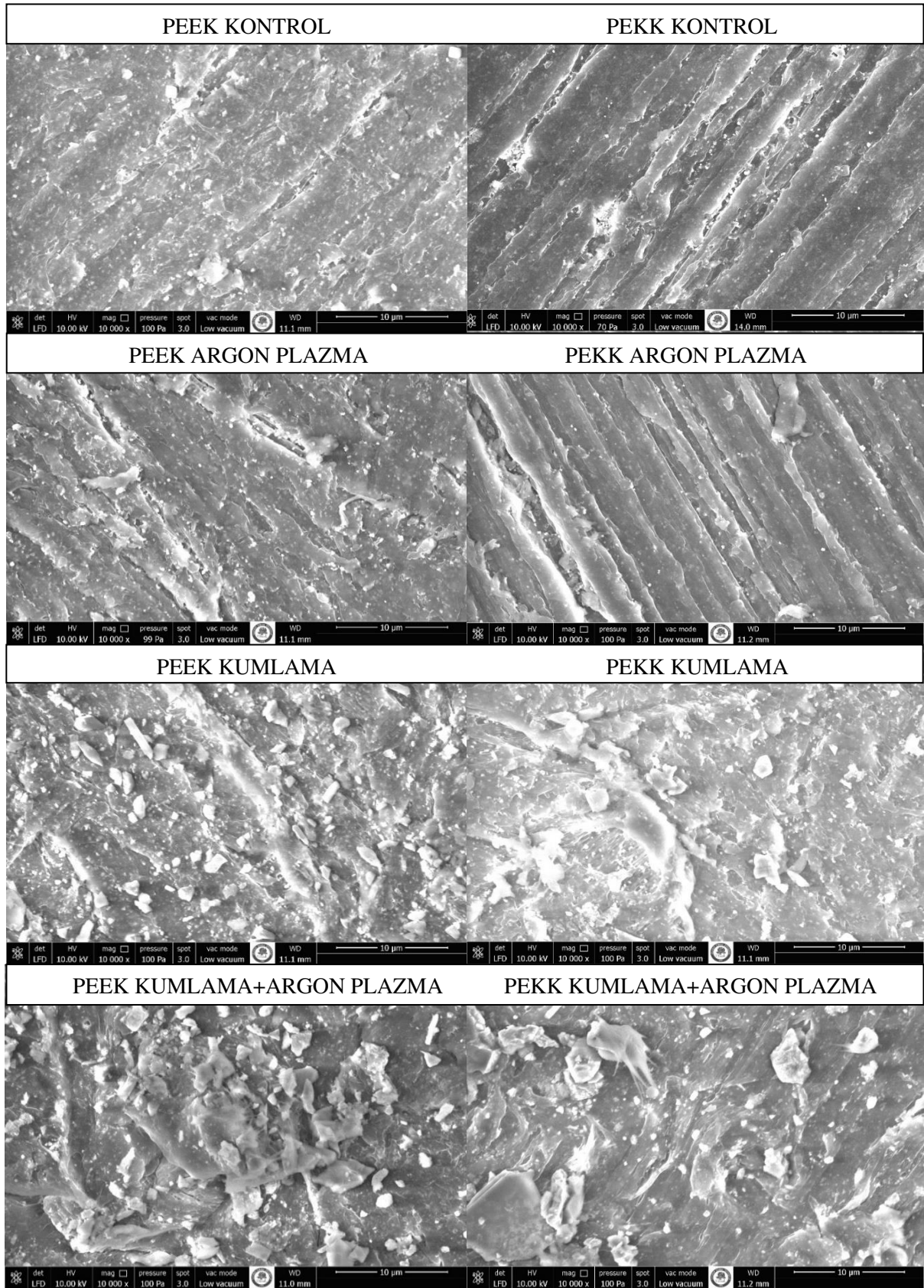
Şekil 24. Kumlama+argon plazma PEEK grubuna ait örneklerin x500, x5000, x10 000 büyütmelerdeki SEM görüntüleri.

Kumlama ve daha sonra argon plazma yüzey işleminin uygulandığı PEEK örneklerin yüzeylerinden alınan SEM görüntülerinde; kumlama yüzey işleminin yer yer büyük dışbükey tortu alanların oluşmasına sebebiyet verdiği görüldü. Argon plazma yüzey işleminin oluk ve çatlak alanlarının oluşumuna sebebiyet verdiği gözlemlendi. Argon plazma uygulamasının, kumlama örneklerinde oluşan fazla alüminyum partiküllerinin yüzeyden temizlediği ve mevcut alüminyum parçacıklarının yüzeye entegrasyonunu arttırdığı izlendi (Şekil 24).



Şekil 25. Kumlama+argon plazma PEKK grubuna ait örneklerin x500, x5000, x10 000 büyütmelerdeki SEM görüntüleri.

Kumlama ve argon plazma işleminin kombine uygulandığı PEKK örneklerin SEM görüntülerinde; büyük çıkıntılı parçacık oluşumu izlenirken, argon plazmanın oluşturduğu oluk ve girintili bölgelerin oluşumu izlendi. Engebeli yüzey oluşumunun görüldüğü SEM görüntülerinde, yaygın olarak pürüzlü ve girintili alanların oluştuğu gözlemlendi. Kumlama işleminin oluşturduğu yüzeyi, argon plazmanın daha düzenli bir yapıya getirdiği ve kumlama parçacıklarının yüzeye entegrasyonunu arttırdığı incelendi (Şekil 25).



Şekil 26. Yüzey işlemleri uygulanmayan ve uygulanan tüm PEEK ve PEKK gruplarına ait örneklerin x10 000 büyütmedeki SEM görüntüleri.

4. 3. Yüzey işlemleri uygulanmayan ve uygulanan PEEK ve PEKK örneklerin AFM analizi bulguları

PEEK ve PEKK örneklerine uygulanan yüzey işlemlerinden sonra yüzey pürüzlülük değerleri (Ra), Atomik Kuvvet Mikroskobu ile 'nm' ve 'µm' biriminden ölçüldü.

Yüzey pürüzlülük değerleri ölçülürken kullanılan bazı referans değerler aşağıda listelenmiştir;

Ra: Yüzey pürüzlülük değerlerine karşılık gelen y- koordinatlarının mutlak değerlerinin aritmetik ortalamasıdır.

Rp: Yüzey pürüzlülük profilinin verilen ölçü bölümündeki en geniş profil tepesini ifade eden değerdir.

Rv: Yüzey pürüzlülük profilinin verilen ölçü bölümündeki en derin profil noktası, derinliğini ifade eden değerdir.

Rz: Yüzey pürüzlülük profilinin en yüksek ve en düşük noktaları arasındaki dikey mesafe, yüzey pürüzlülüğüne karşılık gelen y-koordinat aralıklarının ölçülmesi ile oluşan değerdir.

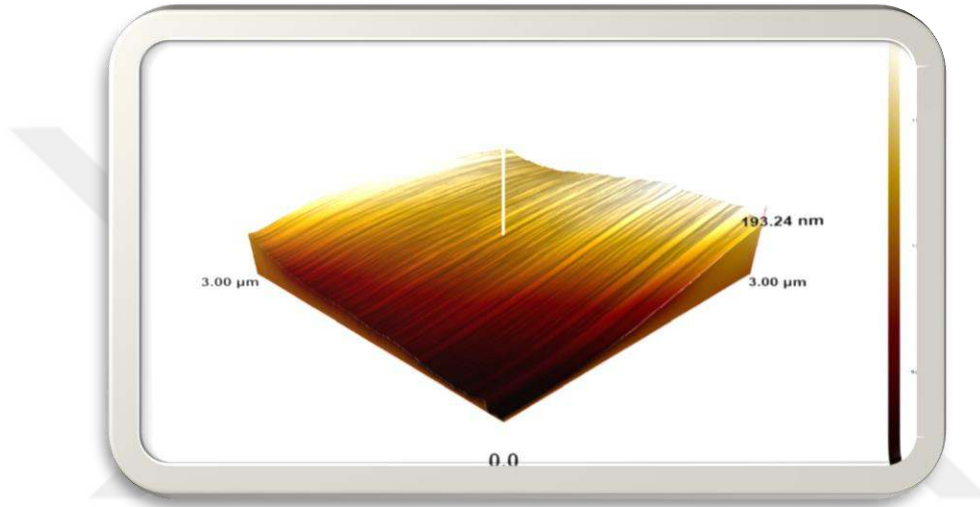
Yüzey işlemleri uygulanmamış ve uygulanmış PEEK ve PEKK toplamda 8 gruba ait örneklerin Ra, Rp, Rz değerleri aşağıdaki tablo 12'de gösterilmiştir.

Tablo 12. Yüzey işlemleri uygulanmayan ve uygulanan örneklerin AFM analiz değerleri.

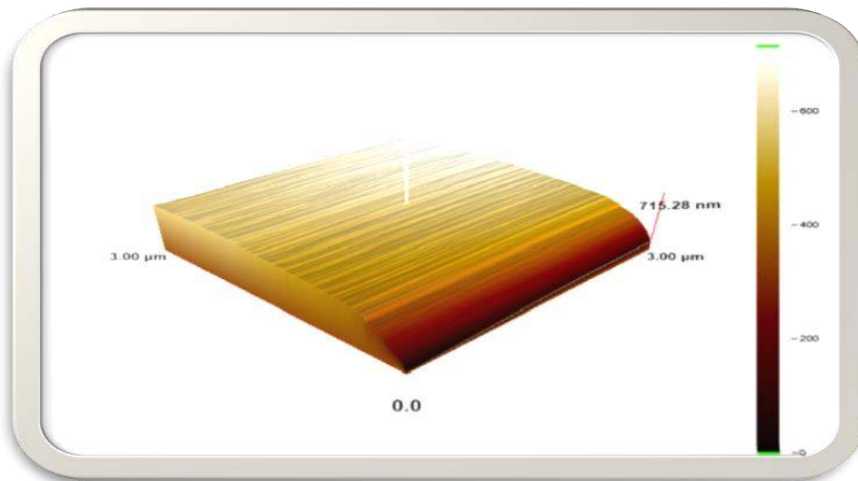
AFM ANALİZ DEĞERLERİ					
MATERYAL	Grup	Yüzey İşlemi	Ra	Rmax (Rp)	Rz
PEEK	1.Grup	Kontrol	38,17 nm	193,24 nm	193,09 nm
	2.Grup	Argon plazma	53,92 nm	405,80 nm	404,88 nm
	3.Grup	Kumlama	0,42 µm	1,61 µm	1,61 µm
	4.Grup	Kumlama+argon plazma	0,62 µm	3,07 µm	3,07 µm
PEKK	5.Grup	Kontrol	88,53 nm	715,28 nm	714,39 nm
	6.Grup	Argon plazma	105,44 nm	764,11 nm	761,52 nm
	7.Grup	Kumlama	152,87 nm	753,79 nm	750,87 nm
	8.Grup	Kumlama+argon plazma	199,85 nm	924,15 nm	923,83 nm

Yapılan çalışmamızda elde edilen AFM analiz sonuçlarına göre; en yüksek pürüzlülük değeri kumlama ve argon plazma yüzey işleminin beraber uygulandığı PEEK (0,62 µm) örneğinin yüzeyinden elde edildi. En düşük pürüzlülük değeri ise, yüzey işlemleri uygulanmamış kontrol PEEK (38,17 nm) grubunda gözlemlendi.

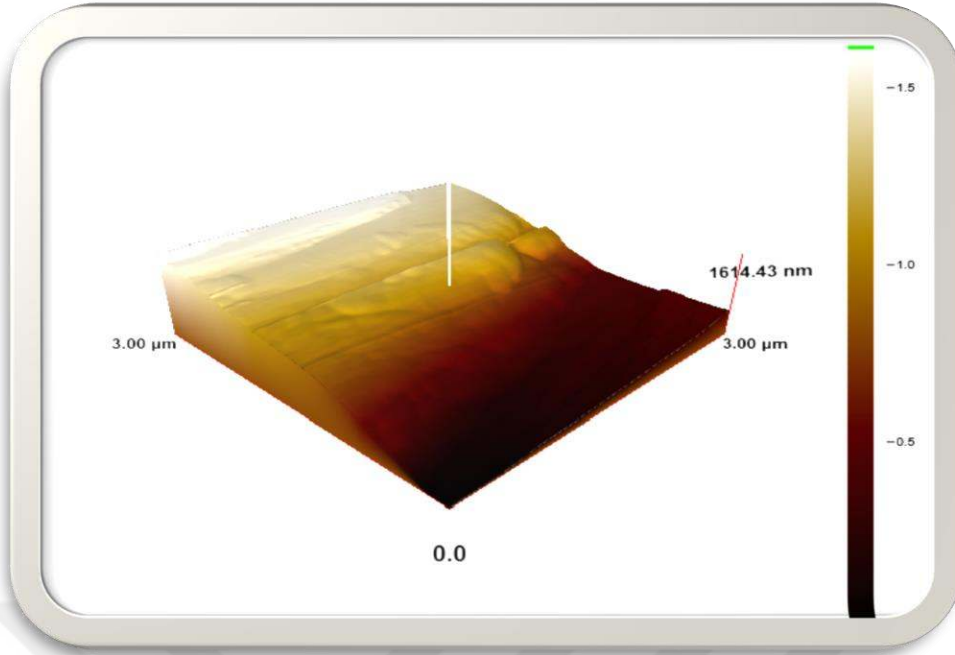
Ra değeri yüzey pürüzlülük değerine karşılık gelen y- koordinatlarının mutlak değerlerinin aritmetik ortalamasıdır. Ra değeri arttıkça buna paralel olarak yüzey pürüzlülük değeri de artmaktadır. Yaptığımız çalışmada en yüksek Ra değeri kumlama ve argon plazmanın kombine uygulandığı PEEK grubunda elde edildi. En düşük Ra değeri ise kontrol PEEK grubunda gözlendi. Ra değerleri PEEK argon plazma grubunda 53,92 nm, kumlama grubunda 0,42 μm iken; PEKK kontrol grubunda 88,53 nm, argon plazma grubunda 105,44 nm, kumlama grubunda 152,57 nm ve kumlama+argon plazma grubunda ise 199,85 nm olarak bulundu. Tüm örneklerle ait AFM analiz sonuçların olduğu yüzey topografileri aşağıda sırasıyla listelenmiştir.



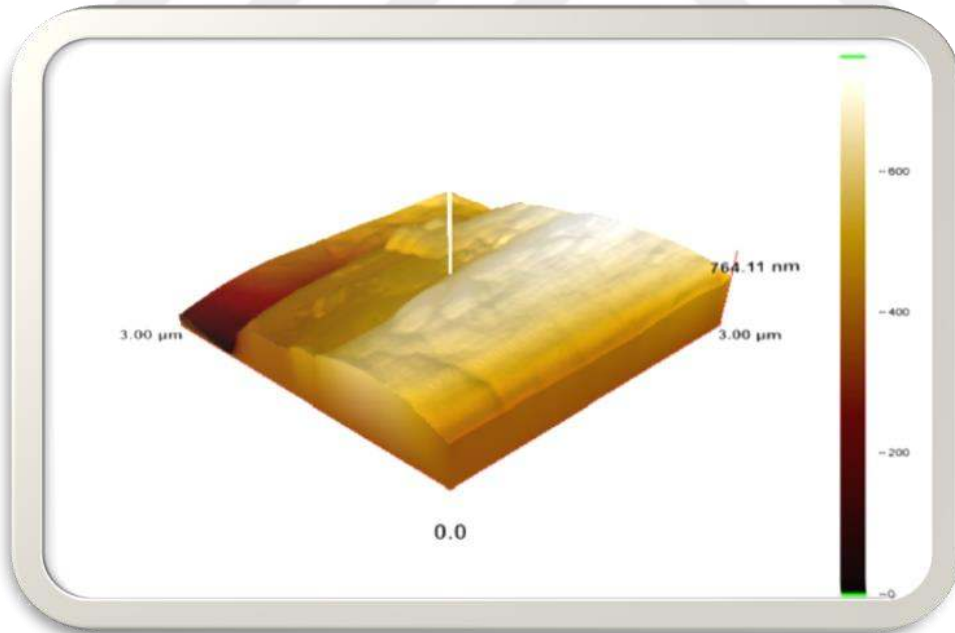
Şekil 27. Kontrol PEEK grubuna ait örneklerin AFM analizine göre yüzey pürüzlülük değerleri.



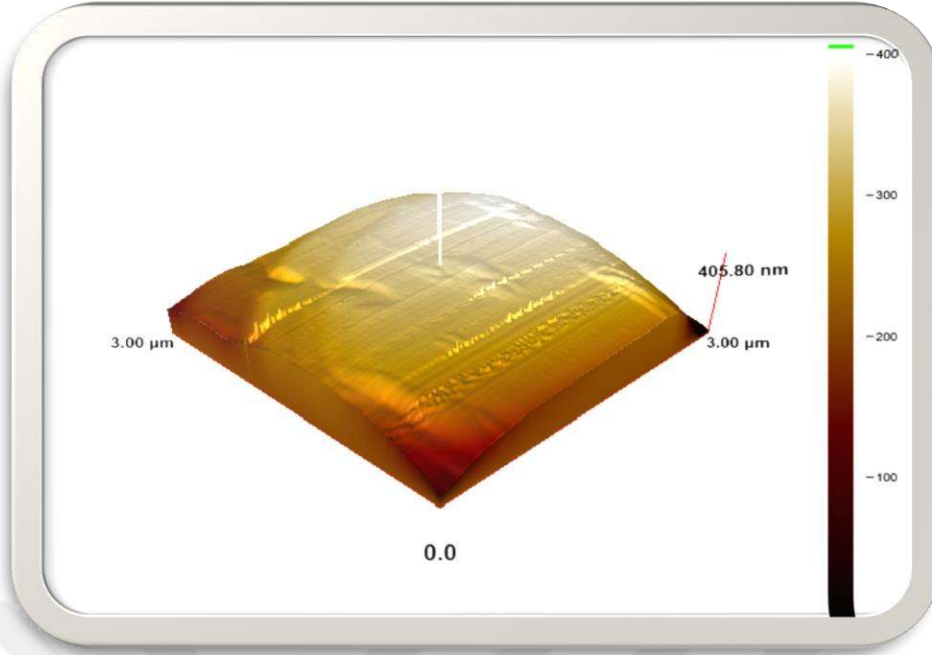
Şekil 28. Kontrol PEKK grubuna ait örneklerin AFM analizine göre yüzey pürüzlülük değerleri.



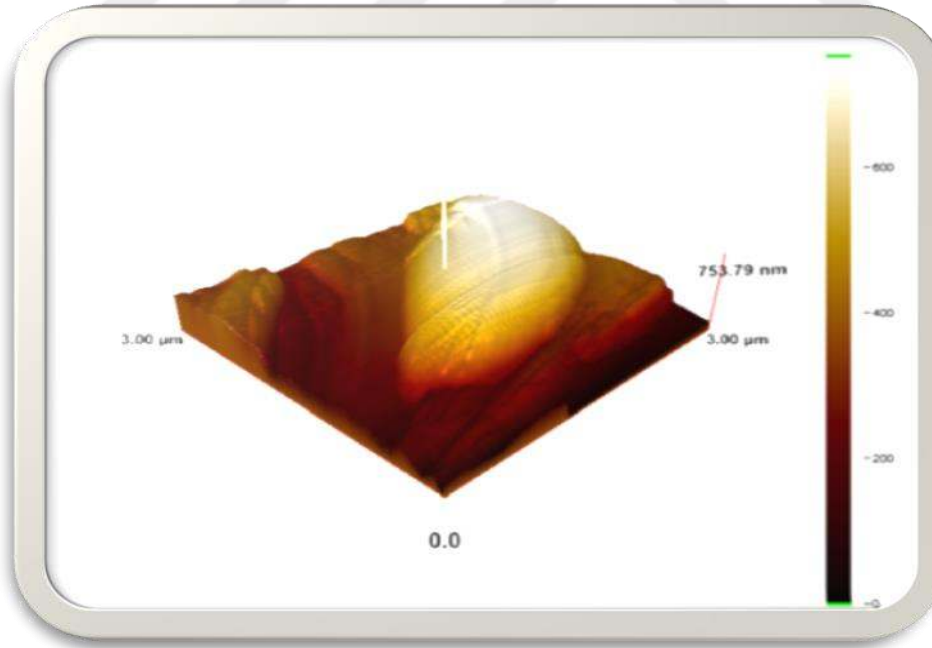
Şekil 29. Argon plazma PEEK grubuna ait örneklerin AFM analizine göre yüzey pürüzlülük değerleri.



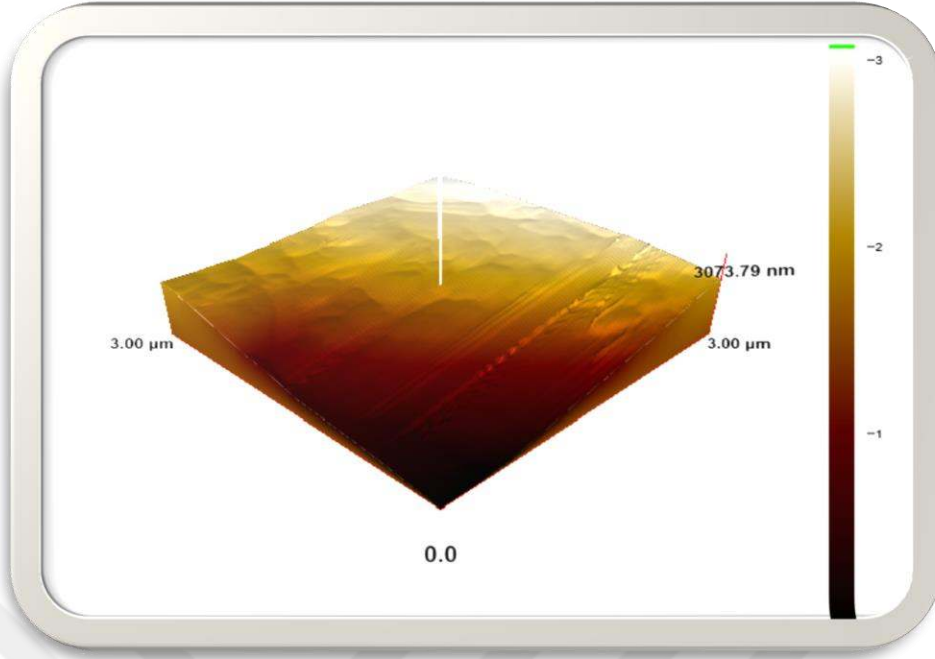
Şekil 30. Argon plazma PEKK grubuna ait örneklerin AFM analizine göre yüzey pürüzlülük değerleri.



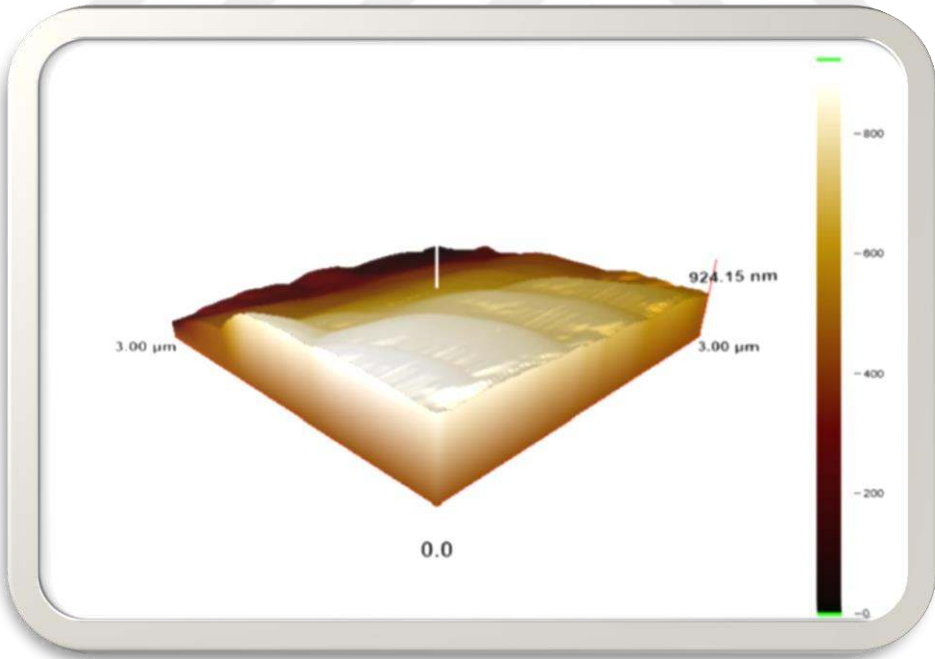
Şekil 31. Kumlama PEEK grubuna ait örneklerin AFM analizine göre yüzey pürüzlülük değerleri.



Şekil 32. Kumlama PEKK grubuna ait örneklerin AFM analizine göre yüzey pürüzlülük değerleri.



Şekil 33. Kumlama+argon plazma PEEK grubuna ait örneklerin AFM analizine göre yüzey pürüzlülük değerleri.



Şekil 34. Kumlama+argon plazma PEKK grubuna ait örneklerin AFM analizine göre yüzey pürüzlülük değerleri.

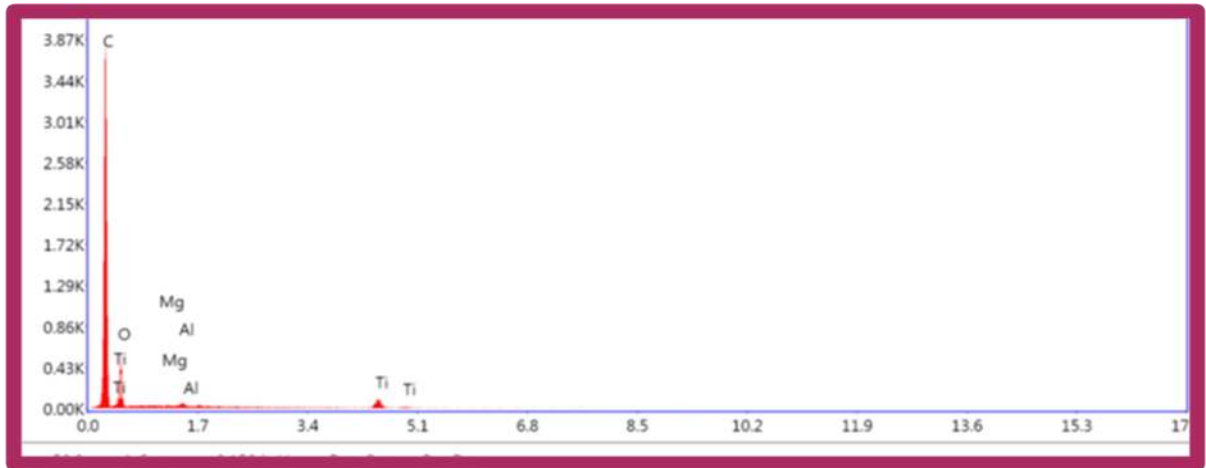
4. 4. Yüzey işlemleri uygulanmayan ve uygulanan PEEK ve PEKK örneklerinin EDS analizi bulguları

Yüzey işlemleri uygulanmayan ve uygulanan PEEK ve PEKK örneklerinin yüzeylerinde oluşan atomik değişimlerinin incelendiği EDS analiz sonuçları aşağıda tablo ve şekil olarak sıralanmıştır.

Yüzey işlemleri uygulanmayan kontrol grubu PEEK yüzeyinde %71,59 C, %26,56 O atomu elementleri analiz edildi (Tablo 13) (Şekil 35).

Tablo 13. Kontrol PEEK grubuna ait örneklerin EDS analiz değerleri.

Element	Weight %	Atomic %
C	71,59	77,74
O	26,56	21,65
Mg	0,16	0,08
Al	0,29	0,14
Ti	1,41	0,38

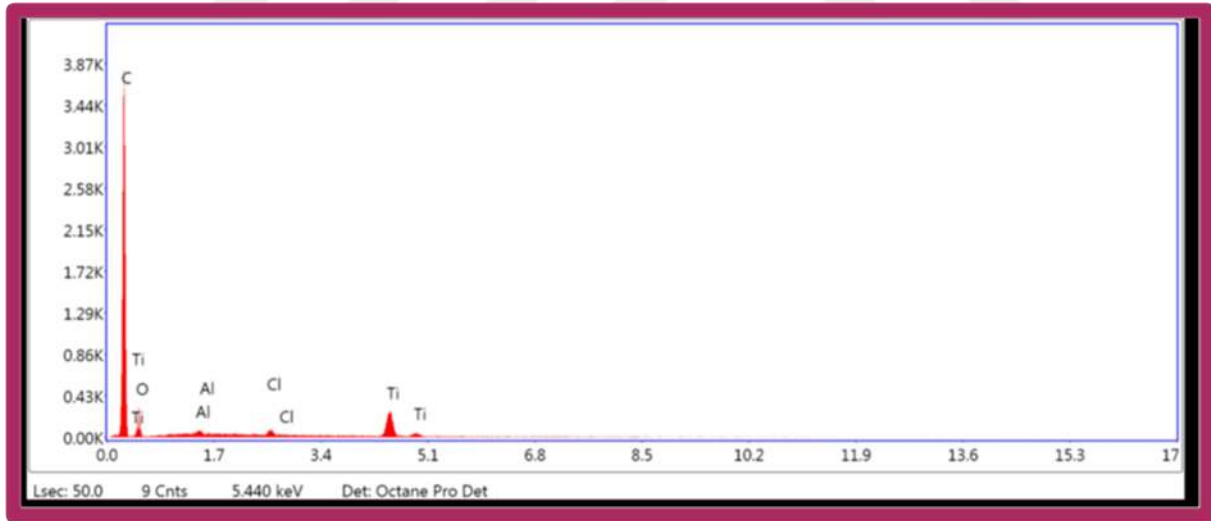


Şekil 35. Kontrol grubuna ait PEEK örneklerin EDS analiz grafiği.

Yüzey işlemi uygulanmayan PEKK örnek grubu yüzeylerinde ağırlıkça %76,03 C, %17,68 O, %5,47 Ti atomları incelendi (Tablo 14) (Şekil 36).

Tablo 14. Kontrol PEKK grubuna ait örneklerin EDS analiz değerleri.

Element	Weight %	Atomic %
C	76,03	83,56
O	17,68	14,59
Al	0,30	0,15
Cl	0,52	0,19
Ti	5,47	1,51

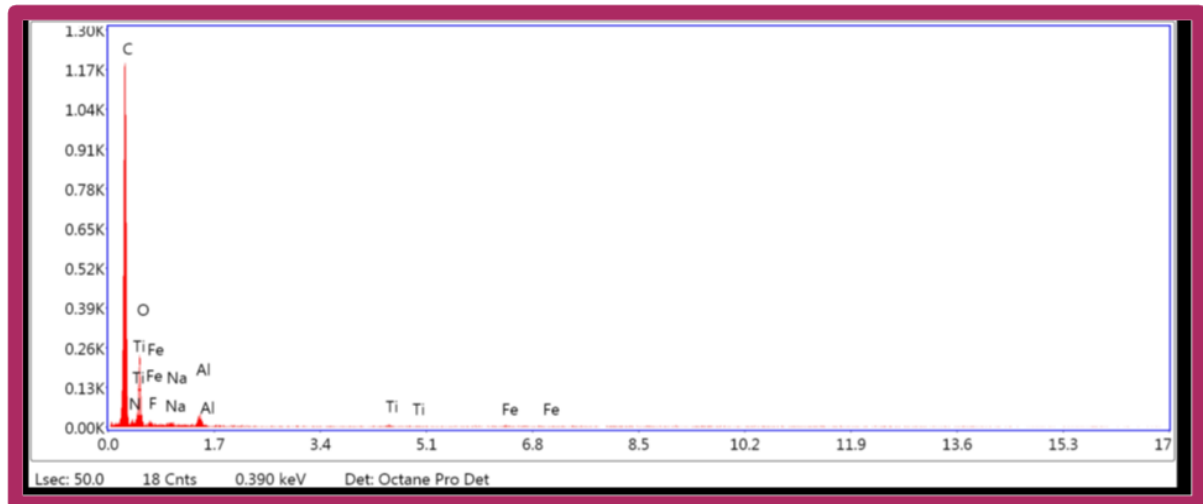


Şekil 36. Kontrol grubuna ait PEKK örneklerin EDS analiz grafiği.

Argon plazma yüzey işleminden sonra PEEK materyalinin yüzey atomik yapısı incelendiğinde ağırlıkça %60,27 C, %25,73 O atomu değerleri kontrol grubuna göre azalma gösterirken %10,38 N ve %1,47 F atomunun da yüzeyde oluşumu incelendi (Tablo 15) (Şekil 37).

Tablo 15. Argon plazma PEEK grubuna ait örneklerin EDS analiz değerleri.

Element	Weight %	Atomic %
C	60,27	66,74
N	10,38	9,85
O	25,73	21,39
F	1,47	1,03
Na	0,84	0,49
Al	0,71	0,35
Ti	0,20	0,05
Fe	0,40	0,10

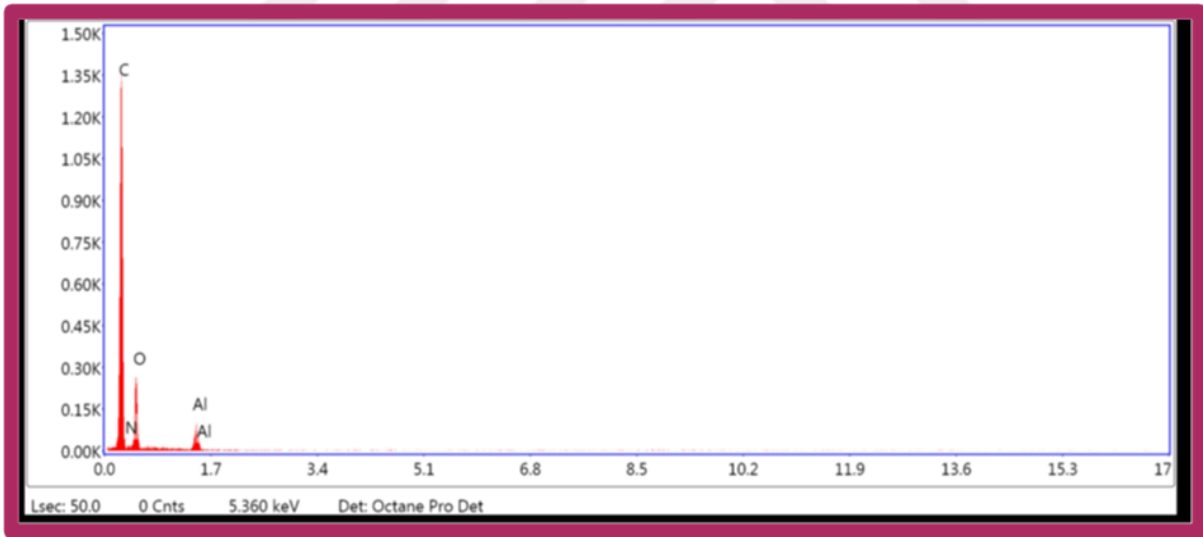


Şekil 37. Argon plazma grubuna ait PEEK örneklerin EDS analiz grafiği.

Argon plazma uygulaması yapılan PEKK örnek grubunda %60,70 C atomu, kontrol grubuna göre azalmış olup; %26,67 O, %11,31 N ve %1,31 Al atomları materyal yüzeyinde incelendi (Tablo 16) (Şekil 38).

Tablo 16. Argon plazma PEKK grubuna ait örneklerin EDS analiz değerleri.

Element	Weight %	Atomic %
C	60,70	66,70
N	11,31	10,65
O	26,67	22,00
Al	1,31	0,65

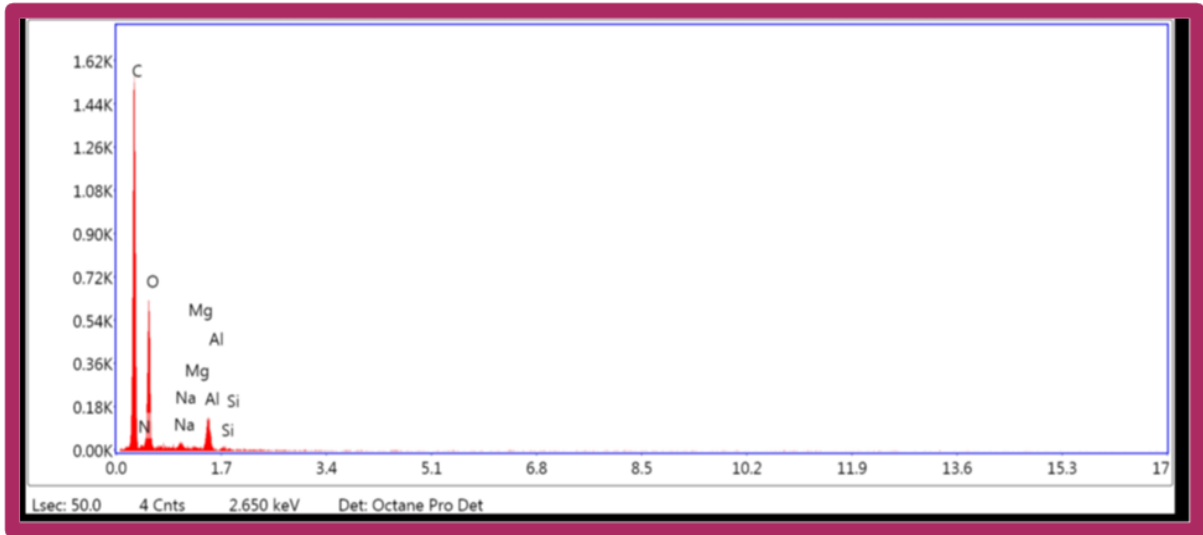


Şekil 38. Argon plazma grubuna ait PEKK örneklerin EDS analiz grafiği.

Kumlama yüzey işlemi uygulamasından sonra PEEK materyal yüzeyinde önemli düzeyde %53,10 C atomunda azalma gözlenirken %35,66 O miktarında artma gözlemlendi. Ayrıca %8,03 N ve kumlama işlemin etkisiyle ile %1,51 Al, %1,22 Na atomu yüzeyde analiz edildi (Tablo 17) (Şekil 39).

Tablo 17. Kumlama PEEK grubuna ait örneklerin EDS analiz değerleri.

Element	Weight %	Atomic %
C	53,10	60,14
N	8,03	7,8
O	35,66	30,32
Na	1,22	0,72
Mg	0,36	0,20
Al	1,51	0,76
Si	0,12	0,06

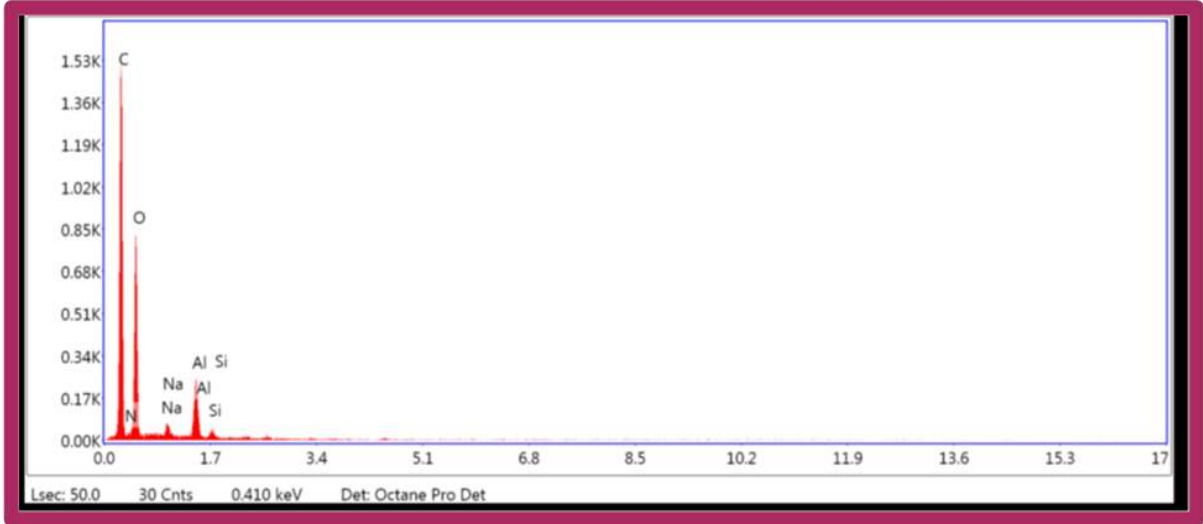


Şekil 39. Kumlama PEEK grubuna ait örneklerin EDS analiz grafiği.

Kumlama yüzey işlemi uygulanan PEKK materyal yüzeyinde %49,65 C atomu kontrol grubuna göre azaldığı izlenilirken %38,55 O, %7,77 N, %2,19 Al ve %1,60 Na atomu gözlemlendi (Tablo 18) (Şekil 40).

Tablo 18. Kumlama PEKK grubuna ait örneklerin EDS analiz değerleri.

Element	Weight %	Atomic %
C	49,65	56,96
N	7,77	7,65
O	38,55	33,20
Na	1,60	0,96
Al	2,19	1,12
Si	0,24	0,12

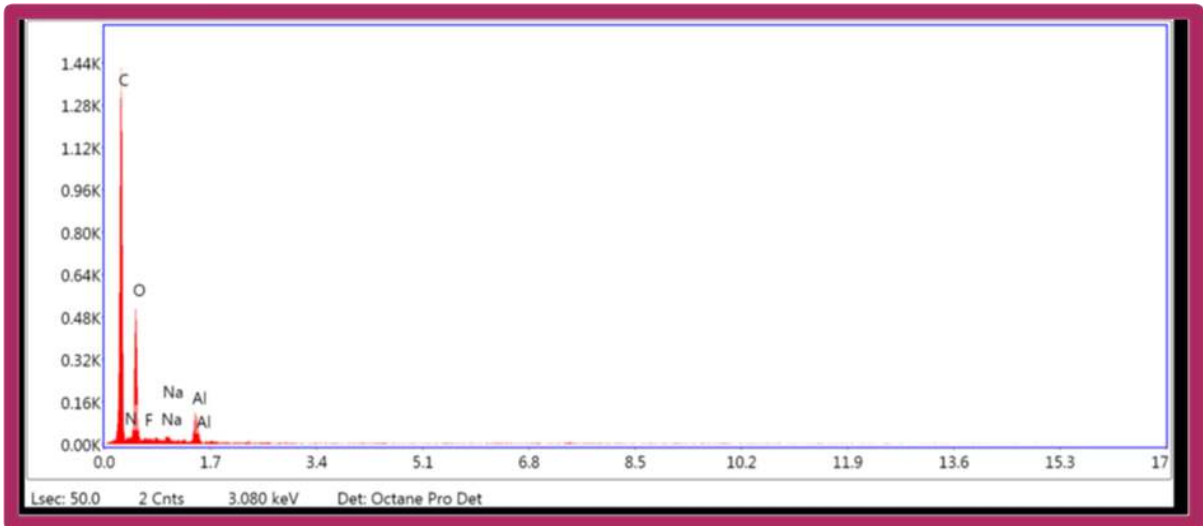


Şekil 40. Kumlama PEKK grubuna ait örneklerin EDS analiz grafiği.

Kumlama yüzey işleminden sonra argon plazma yüzey işleminin kombine kullanıldığı PEEK materyal grubunda diğer gruplara kıyasla az oranda %52,21 C atomu izlenirken %33,09 O, %9,74 N, %1,14 Na, %2,46 F atomları ağırlıkça izlendi. Kumlama grubuna göre %1.36 Al atom düzeyinde azalma gözlemlendi (Tablo19) (Şekil 41).

Tablo 19. Kumlama+argon plazma PEEK grubuna ait örneklerin EDS analiz değerleri.

Element	Weight %	Atomic %
C	52,21	59,22
N	9,74	9,48
O	33,09	28,18
F	2,46	1,76
Na	1,14	0,68
Al	1,36	0,69

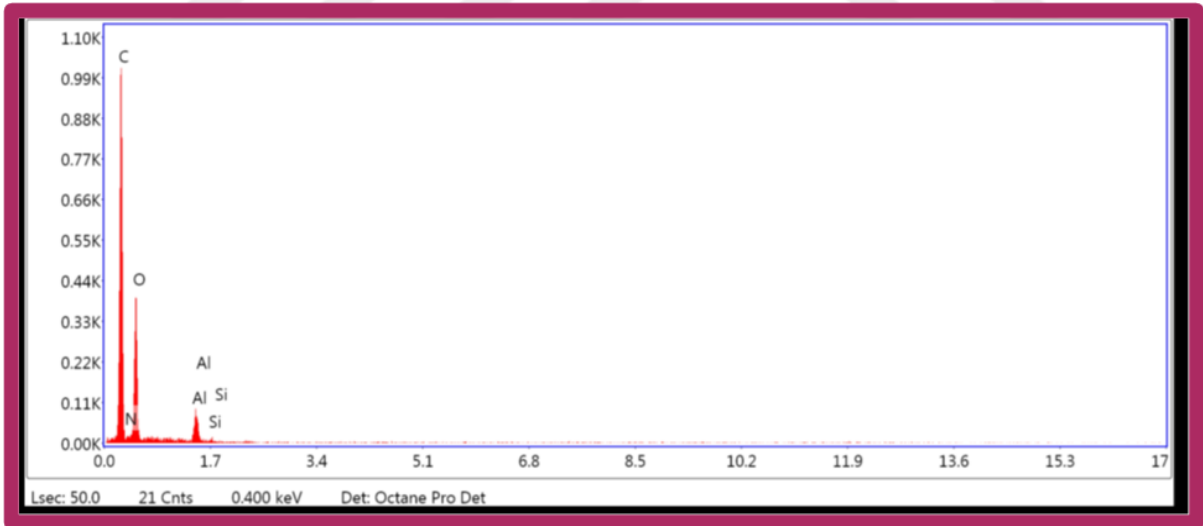


Şekil 41. Kumlama+argon plazma PEEK grubuna ait örneklerin EDS analiz grafiği.

Kumlama yüzey işleminden sonra uygulanan argon plazma uygulamasından sonra materyal yüzeyinde %51,46 C, %36,46 O, %10,59 N ve kumlama grubuna göre azalan %1,35 Al atomu incelendi (Tablo 20) (Şekil 42).

Tablo 20. Kumlama+argon plazma PEKK grubuna ait örneklerin EDS analiz değerleri.

Element	Weight %	Atomic %
C	51,46	58,10
N	10,59	10,25
O	36,46	30,91
Al	1,35	0,68
Si	0,13	0,06



Şekil 42. Kumlama+argon plazma PEKK grubuna ait örneklerin EDS analiz grafiği.

5. TARTIŞMA

Yüksek performanslı polimerler fonksiyonel eter grupları ile birbirine bağlanan aromatik benzen molekül yapılarından oluşan, farklı poliarilketon bileşimlerine sahip olan yarı kristalli termoplastik materyallerdir (25,46,183,251). Metal içermeyen restorasyon materyallerine artan ilgi ile CAD/CAM teknolojisinin gelişimi sayesinde, CAD/CAM yüksek performanslı polimerler zirkonyaya ve titanyuma bir seçenek olarak tanıtılmıştır (31,150,153,156,252-254). Yüksek performanslı polimerlerin diş hekimliğinde sabit protezlerde, hareketli protezlerde ve implant destekli protezlerde kullanım oranı gün geçtikçe artmaktadır.

Yüksek performanslı polimerlerin avantajlı termal ve mekanik özelliklerinin varlığı birçok çalışmada bildirilmiştir (39,150,255). İnsan kemiğine benzer yapısal özellikleri bu polimerleri araştırmaların odak noktası haline getirmiştir. Yüksek performanslı polimerler; biyouyumlu olmaları, ısı dirençlerinin iyi olması, solvent dirençlerinin yüksek olması, elektrik yalıtımı özelliklerinin mükemmel yakın olması, sağlam aşınma dirençleri, yorulma dirençlerinin iyi olması gibi birçok avantajlı özelliklerinin yanında yapısında metal olmamasından kaynaklı hastaların estetik taleplerini karşılamaya yardımcı bir materyal olabileceği düşünülmektedir (185,190).

Bunlara ek olarak; yüksek performanslı polimerler radyolusens özelliklerinden dolayı bilgisayarlı tomografi, manyetik rezonans görüntüleme ve X-ray gibi tanısal görüntülemelerde daha az artefakt oluşturarak, metal bazlı restorasyonlara göre görüntüleme yöntemleri için daha uygun bir materyal olabileceği düşünülmektedir (189). Yüksek performans polimerlerinin bu avantajlı özellikleri seramik ve metal bazlı restorasyonlara göre yüksek performanslı polimerleri alternatif haline getirmektedir. Çalışmamızda, bu literatür bilgilerinden yola çıkılarak; yüksek performans polimerlerinin metal altyapı restorasyonlarına bir alternatif olabileceği göz önünde bulundurularak, PAEK polimer ailesinin en çok kullanılan iki üyesi PEEK ve PEKK polimeri klinik kullanımını arttırmak amacıyla araştırılmıştır (256).

Yüksek performanslı polimerler iyileşme başlığı, implant materyali, hareketli protezlerde altyapı malzemesi ve kroşelerde, sabit protezlerde olmak üzere birçok diş hekimliği alanında kullanılabilmektedir (34,110,142,257). Düşük yarı saydamlık, grimsi veya inci beyazı opak rengine sahip olduğu için yüksek performanslı polimer materyalleri monolitik kullanımı klinik uygulamalar için çok uygun olmadığından, estetiğin sağlanabilmesi için polimer yüzeyinin veneer materyali ile kaplanması gerekmektedir (25,258).

Yüksek performanslı polimerlerin kimyasal olarak inertlikleri, yüzey enerjisinin düşük olması ve bunun yanında yüzey işlemlerine karşı dirençleri veneer üstyapı materyalleri ile

bağlanmalarını güç hale getirmekte, bu durum ise PEEK ve PEKK polimerlerinin günümüz diş hekimliğinde neden yaygın olarak kullanılmadığını kısmen açıklamaktadır. PEEK ve PEKK polimerlerine yüzey işlemlerin uygulanması ile yüzey enerjilerinin artırılması, böylelikle üstyapı materyalleri ile bağlanma etkinliğinin iyileştirilmesi konusu çalışmaların en önemli noktası haline gelmiştir (39,184,185,189).

Polimer materyallerine uygulanan yüzey işlemleri genel olarak mekanik ve kimyasal olarak 2 gruba ayrılmaktadır. Mekanik yüzey işlemleri; silika, alüminyum oksit, lazer ve plazma uygulaması, bunların dışında ise frezle aşındırma işlemleridir. Kimyasal yüzey işlemlerinde ise; asitleme, Visio.link® ve Signum PEEK Bond® gibi adeziv ajanların uygulanması yer almaktadır (146,191,257).

Çalışmamızda da yüzey işlemi olarak; alüminyum oksit ile kumlama, argon plazma ve her ikisinin kombine uygulandığı örnekler, bunun yanında herhangi bir yüzey işlemi uygulanmayan kontrol grubu örnekleri olacak şekilde toplamda 8 grup oluşturulmuştur. Her grupta PEEK ve PEKK polimerleri için 10'ar örnek olacak şekilde toplamda 80 adet örnek üretilmiştir.

Yapılan çalışmalarda kullanılan örnekler 5×5×2 mm, 6×6×2 mm ve 7×7×2 mm boyutlarında olacak şekilde üretilmiştir (120,165,192). Çalışmamızda da PEEK ve PEKK örnekler çalışmalara benzer şekilde 7×7×2 mm boyutlarında, kare prizma olacak şekilde üretilmiştir.

Çalışmalarda yüzeylerin parlatılması için 500-2400 gren boyutunda silikon karbit zımpara ile su altında yüzeylerin parlatılması ve standardizasyonu sağlanmıştır (132,119,164,191). Çalışmamızda yüzeylerin parlatılması ve yüzey standardizasyonu için, PEEK ve PEKK örnekler 2000 grenlik silikon karbit zımpara kullanılarak yüzey pürüzsüzleştirme ve yüzey parlatma işlemi gerçekleştirilmiştir.

Yüzeye veneer materyali uygulaması yapılmadan önce yüzey işlemi uygulaması olarak birçok yöntem kullanılmıştır (25,39,184,185,191,257). Bu yöntemlerden en basit uygulama prosedürüne sahip olanı; yüzeyde pürüzlülüğün artması ile mikromekanik bağlanmanın sağlandığı, kumlama yüzey işlemi olmuştur (258). Yapılan çalışmalarda yüzey işlemi uygulanmayan PEEK materyaline göre partikül aşındırmasının bağlanma dayanımını arttırdığı; bu durumun yüzey alanının artmasına bağlı olarak geliştiği gösterilmiştir (39,198). Partikül aşındırmasının yüzey alanını temizlediği bunun yanında yüzey alanını arttırdığı, bu şekilde mekanik olarak bağlanmayı sağladığı düşünülmektedir (25,39,197,259,260).

Lee ve arkadaşları PEKK yüzeyine farklı yüzey işlemleri uyguladıkları çalışmalarında; yüzeye asit uygulama, 50 µm alümina oksit ile kumlama ve silika kaplama yüzey işlemlerini

uygulamışlardır. Çalışmanın sonucunda hava ile aşındırma tekniklerinin asit uygulama yöntemine göre daha uygun bir yöntem olduğunu bildirmişlerdir (159).

Stawarczyk ve arkadaşları yaptıkları çalışmada; PEEK polimer yüzeyine 110 µm büyüklüğündeki alüminyum oksit parçacıkları ile yapılan pürüzlendirmenin, 50 µm alüminyum oksit ile yapılan yüzey pürüzlendirmeye göre daha fazla yüzey pürüzlülüğüne sebep olduğunu göstermişlerdir. Materyallerin yüzey pürüzlülüğünün bağlanma dayanımını ve temas açısı gibi değerleri etkilediği bilindiğinden alüminyum oksit tozunun partikül boyutu büyüdükçe bağlanma dayanımını daha da arttıracığı sonucuna varmışlardır (25).

Labriaga ve arkadaşları, yapmış oldukları çalışmada, PEKK polimer yüzeyine 50 µm alüminyum oksit tozu ile kumlama işlemi uygulamışlar ve PEKK polimer yüzeyi ile veneer üst yapının bağlanma dayanım değerinin arttığı sonucuna varmışlardır (164).

Rosentritt ve arkadaşları çalışmalarında, 50 µm alüminyum oksit parçacıklarını 2 bar basıncıyla, 120 µm alüminyum oksit parçacıklarını ise 2,8 bar basıncı ile PEEK örneklerin yüzeyine uygulamışlardır. Çalışma sonucunda 120 µm alüminyum oksit partiküllerinin yüzey pürüzlülük değerleri açısından daha yüksek değere sahip olduğunu bildirmişlerdir (185).

Fokas ve arkadaşları, PEKK polimer yüzeyine 110 µm alüminyum oksit tozu ile kumlama işlemi uygulamışlar ve PEKK polimerinde yüzey pürüzlülüğünde önemli ölçüde artış olduğunu gözlemlemişlerdir (162).

Stawarczyk ve arkadaşları yapmış oldukları çalışmada; farklı partikül boyutundaki alüminyum oksit tozlarını farklı basınçlar ile 50 µm Al₂O₃ (0,05 MPa); 50 µm Al₂O₃ (0,35 MPa); 110 µm Al₂O₃ (0,05 MPa); 110 µm Al₂O₃ (0,35 MPa) PEEK yüzeyine uygulamışlar ve 0,35 MPa basınçlı olan yüzey işlemlerinde diğer düşük basınçlı alüminyum oksit uygulamasına göre daha yüksek çekme bağlanma dayanımı elde etmişlerdir (261).

Gouveia ve arkadaşları, PEEK ve PEKK polimer örneklerine 110 µm'lik alüminyum oksit ile kumlama yüzey işleminin makaslama bağlanma dayanımını kontrol grubuna göre arttırdığını bildirmişlerdir (262).

Çulhaoğlu ve arkadaşlarının yaptıkları çalışmada, alüminyum oksit tozu ile kumlamanın yüzey pürüzlülüğünü fazlalaştırdığını; artan partikül boyutunun pürüzlülük değerlerini arttıracığını bildirmişlerdir (199).

Çalışmaların partikül boyutunun yüzey pürüzlülüğünü paralel olacak şekilde arttırdığına dair bilgilerin olması, literatürde büyük partikül boyutuna sahip 125 µm alüminyum oksit tozu ile ilgili çalışmaların yetersiz olmasından kaynaklı, çalışmamızda hem PEEK hem de PEKK

örneklere 125 µm alüminyum oksit tozu 0,5 MPa basınç altında 10 mm mesafen 10 sn süre ile alüminyum oksit tozu ile yüzey pürüzlendirme işlemi uygulandı.

Yapılan çalışmalar incelendiğinde geleneksel olarak PEEK polimer yüzeyine kumlama ve asitleme yüzey işlemleri uygulanmaktadır (121,187,193,263). PEEK kimyasal yapı olarak dirençli olduğundan, güçlü yapıdaki sülfürik asit veya piranha gibi konsantre asitlerden etkilenebilmektedir. Asit uygulaması, klinik ve laboratuvar da uygulama sırasında yaralanmalara sebep olabileceği için kullanımı güvenli olarak kabul edilmemektedir (39,185,191).

PEEK yüzeyine yenilikçi bir uygulama olan plazma uygulaması, materyal yüzeyinde birçok farklı sonuçla neticelenebilmektedir (184,186,193,264,265). Asit uygulamasına kıyasla plazma uygulaması çevre dostu bir uygulamadır. Plazma uygulaması karmaşık yapıdaki materyallerin temel özelliklerini değiştirmeden, yalnızca yüzeysel katmanın 10 nanometre derinlikteki yapısını değiştirerek materyallerin özelliklerini iyileştirebilmektedir (266,267).

Yapılan çalışmalar, plazma uygulamasının yüzeyde kimyasal fonksiyonel gruplar oluşturup, materyalin yüzey enerjisini ve ıslanabilirliğini arttırarak, veneer materyali ile bağlanma dayanımını arttırdığını göstermektedir (267,268). Öte yandan basınç, giriş gücü, sıcaklık, gazı besleme gibi birçok parametrenin plazma oluşum sürecini etkilediği bildirilmiştir (268). Birçok araştırmacı, argon plazma uygulamasının, PEEK materyali ile veneer üstyapı materyalleri arasında bağlanma dayanımını arttırdığını bildirmiştir (189,193,257,265,269). Genel olarak, plazma yüzey işlemi farklı polimer yüzeylerin değiştirilmesi için etkin bir metot olarak önerilmektedir (187,269).

Stawarczyk, Schmidlin ve arkadaşları ile yapmış oldukları çalışmada, helyum gazının seramik doldurucu PEEK materyalinin makaslama ve çekme dayanımına olumlu bir etkisinin olmadığı sonucu bildirilirken; Zhou ve arkadaşları yapmış oldukları çalışmada, argon plazma uygulamasının rezin siman ile üstyapı kompozit materyali arasındaki bağlanma dayanımını arttırdığı sonucunu bildirmişlerdir (184,264,270).

Zhou ve arkadaşları yapmış oldukları çalışmada, polieter imid/nano-SiO₂/PEEK bileşiğine düşük basınçlı argon plazma uygulamasının bağlanma dayanımını önemli ölçüde arttırdığını göstermişlerdir. Argon plazma uygulamasının, PEEK polimeriyle, kompozit materyalleri (RelyX® ve SE BOND/Clearfil®) arasında bağlanma dayanımını arttırdığını bildirmişlerdir. Zhou ve arkadaşları yapmış oldukları çalışmalarında, en fazla bağlanma dayanımını argon plazma uygulamasından sonra elde edildiğini bildirilmiştir (184).

Labriaga ve arkadaşları yapmış oldukları çalışmada, termal olmayan plazma uygulamasının, PEKK materyaliyle rezin siman arasında bağlanma dayanımını arttırdığı sonucunu elde etmişlerdir (164).

Younis ve arkadaşları, PEKK polimer yüzeyine soğuk plazma uygulaması yapmışlar ve argon plazmanın, polimer yüzeyinde fonksiyonel grupların oluşmasına neden olduğunu, böylelikle argon plazma uygulamasının bağlanma dayanımına pozitif etkileri olduğunu bildirmişlerdir (271).

Iqbal ve arkadaşları, atmosferik plazma işleminin PEEK yüzey pürüzlülüğünü arttığını ve bu etkinin bağlanma dayanımını etkileyebileceğini bildirmişlerdir (272).

Zhou ve arkadaşları 5, 15, 25 dk süre ile argon plazma uygulaması yaptıkları PEEK örnekleri bağlanma dayanımı açısından değerlendirdikleri çalışmada, 5 dk süre ile argon plazma uygulamasının, 15 ve 25 dk süre ile argon plazma uygulamasına göre daha düşük bağlanma dayanımın değeri elde edildiği sonucuna varmışlardır. 15 ile 25 dk süre ile argon plazma uygulaması bağlanma dayanımı değerleri açısından herhangi bir fark oluşturmadığı sonucunu bildirmişlerdir. Bununla beraber termal olmayan plazmanın PAEK polimerleri üzerine etkisinin incelendiği çalışmalar, PEEK materyali ile sınırlı kalmaktadır (273).

Çalışmamızda PEEK ve PEKK örneklerle atmosferik basınçlı argon plazma uygulaması, 10 KHz frekans güç kaynağı kullanılarak, 8 kW voltaj altında gaz akış hızı 5 litre/dakika olacak şekilde uygulandı ve uygulama süresi olarak daha önceki çalışmalarda yeterli bilginin eksik olmasından kaynaklı 20 dk süre ile plazma uygulaması yapıldı.

PEEK materyalinin kompozit ile bağlanma dayanımı arttırmak için adeziv ajanının kimyasal yapısı önem taşımaktadır (189,257). Adeziv sistem kullanılmadan polimerler ve üstyapı materyalleri arasında minimum bağlanma kuvveti oluşmaktadır (119,257). Metilmetakrilat (MMA) monomerlerinin, PEEK ile üstyapı rezinleri ile arasında bağlanma dayanımı arttırmada çok etkin olduğu çalışmalarda gösterilmiştir (25,146). MMA monomer yapılarının PEEK ile diğer metakrilat içerikli materyaller arasında bağlanma dayanımına önemli katkıları olduğu bildirilmiştir. Visio.link® yapısında, MMA monomerleri, PENTIA ve dimetakrilat bulundurmaktadır. Bu sebeple, MMA'nın PEEK yüzeyinde şişmeye neden olduğu ve dimetakrilat monomerlerinin bağlanma noktası olarak iki karboksil grubu ile kompozit rezin materyalleri arasında bağlantı sağladığı düşünülmektedir. Fakat MMA monomeri istenilen bağlanma dayanımı için yeterli olamamaktadır. Vsio.link® içeriğindeki az sayıdaki PENTIA yapılarının bağlanma dayanımına katkı sağladığı söylenebilmektedir (264).

Schmidlin ve arkadaşları yapmış oldukları çalışmada, en yüksek çekme bağ dayanımının Visio.link® adeziv ajan uygulaması ile oluştuğunu bildirmişlerdir (264). PEKK üretici firmalar

kumlama işleminden sonra adeziv ajan olarak Visio.link® uygulamasını önermektedirler (274). Yapılan çalışmalarda, bu duruma destek olacak şekilde, PEKK materyalinde yaygın olarak kullanılan adeziv sistem olarak Visio.link® uygulamasının bağlanma dayanımını büyük ölçüde arttırdığını bildirilmişlerdir (120,275).

Labriaga ve arkadaşları PEKK yüzeyine kumlama işleminden sonra termal olmayan plazma uygulamasının Visio.link® ile bağlanma dayanımını büyük ölçüde arttırdığını bildirmişlerdir (164).

Yapılan literatür incelemesinden sonra bağlanma dayanımını arttırmasına yönelik, çalışmamızda PEEK ve PEKK örneklerle rezin siman uygulaması yapılmadan önce adeziv ajan olarak Visio.link® uygulaması yapıldı.

PEEK ve PEKK polimerlerinin rezin simanlar ile bağlantısının olmasından kaynaklı olarak rezin simanların PEEK ve PEKK altyapılı protezlerde kullanılabileceği belirtilmiştir (46,145). Pembe dişeti imkânı sağlayan PEEK materyali, rezin ile bağlantı sağlayan kron materyalleri ile tercih edilebilmektedir (111,117,118). Yapılan çalışmalar RelyX Unicem® rezin simanın, diğer farklı rezin siman materyalleri (Panavia F®, RelyX® ARC, Variolink II®, Compolute®) ile benzer bağlanma dayanımı gösterdiği ve iyi marjinal bütünlük sağladığı bildirilmiştir (276-278). Metal (14,3 MPa), zirkonya (16,6 MPa) veya lityum disilikat cam-seramik (12 MPa) gibi dental altyapı materyalleri RelyX Unicem® rezin siman ile bağlanma dayanımını açısından PEEK polimeriyle karşılaştırıldığında, Visio.link® veya Signum PEEK Bond® adeziv sistemlerinin kullanımı ile bağlanma dayanımı açısından yakın değerler elde edildiği bildirilmiştir (279).

Stawarczyk ve arkadaşları self-adeziv rezin simanların adeziv ajanların uygulamasından sonra, termal yaşlandırma, hava aşındırması gibi yüzey işlemlerinden sonra dahi PEEK materyali ile bağlanma dayanımının olduğu sonucunu bildirmişlerdir (189).

Labriaga ve arkadaşları, kumlama ve termal olmayan plazma uygulamasının PEKK materyali ile rezin siman arasında makaslama bağlanma dayanımını önemli ölçüde arttırdığını bildirmişlerdir (164).

Stawarczyk ve arkadaşları, PEEK materyalinin MMA bazlı bonding ajanların rezin simanlarla bağlantısında kullanılabileceğini bildirmişlerdir (261). Yakın zamanda yapılan çalışmalar ise; argon plazma uygulamasının PEEK materyalinin rezin simanlar ile (RelyX® ve SE BOND/Clearfil®) makaslama bağlanma dayanımını büyük ölçüde arttırdığı bildirilmiştir (164).

Çalışmalarda bildirilen bilgiler ışığında, MMA bazlı adeziv ajanların rezin simanların bağlantısında iyi bağlanma özelliği gösterebileceğinden, bunlara ek olarak rezin siman materyalleri ile bağlanma sağlayan kron materyalleri ile polimer materyallerin kullanılmasını sağlayabileceğinden yola çıkılarak çalışmamızda PEEK ve PEKK örneklerin rezin siman materyali ile bağlanma dayanımı araştırıldı.

Derand ve arkadaşları, zirkonya materyali ile kompozit rezin materyalini rezin siman ile bağladıkları ve bağlanma dayanımını araştırdıkları çalışmada, örnekler kompozit rezin uygulamasından sonra hava ortamında 1 saat saklanmıştır (280).

Çalışmamızda PEEK ve PEKK örnekler rezin siman ile bağlanma dayanımına bakılmadan önce 1 saat hava ortamında bekletildi.

Bağlanma dayanımı test düzeneği diş hekimliğinde en çok kullanılan test yöntemlerinden biridir. Genellikle birbirine bağlanmış iki materyalin bağlanma yüzeyindeki direncini ölçmek için kullanılmaktadır. Farklı tasarımda uç yapıları bulunmasına rağmen, test uygulamalarında en çok bıçak sırtı olan uç tasarımının kullanılması önerilmektedir. PAEK polimerleri ile yapılan çalışmalarda bağlanma direncinin değerlendirilmesinde genel olarak makaslama testi kullanılmaktadır (245,262).

Çalışmamızda PEEK ve PEKK örneklerin rezin siman ile bağlanma dayanımını araştırmak için bağlanma dayanımı testi kullanıldı.

Çalışmamızda PEEK ve PEKK tüm grupların sırasıyla rezin simana (RelyX®) bağlanma dayanımı değerleri gruplara göre sırasıyla PEEK kontrol $7,1 \pm 0,6$ MPa, argon plazma $8,6 \pm 1,6$ MPa, kumlama $10,1 \pm 3,1$ MPa, kumlama+argon plazma $12,2 \pm 2,4$ MPa; PEKK kontrol $7,6 \pm 1,2$ MPa, argon plazma $9,0 \pm 1,6$ MPa, kumlama $10,7 \pm 1,8$ MPa, kumlama+argon plazma $12,6 \pm 2,4$ MPa olarak bulundu. ISO 10477.23 gerekliliklerine göre, rezin esaslı materyallerin ve rezin altyapı materyallerinin kabul edilebilir makaslama bağlanma değeri 5 MPa'dır. Fakat ağız ortamı için, rezin esaslı malzemelerin minimum klinik makaslama bağlanma dayanım değerinin 10 ila 12 MPa arasında olması gerektiği de rapor edilmiştir (281,282).

Zhou ve arkadaşları, PEEK materyaline argon plazma ve kumlama yüzey işlemi uyguladıkları örnek gruplarının, rezin siman ile (RelyXTM Unicem®) bağlanma dayanımı değerlerini argon plazma grubunda $4,0 \pm 0,2$ MPa, kumlama grubunda ise $1,4 \pm 0,2$ MPa olarak bildirmişlerdir (184). Çalışmamızın sonuçlarına göre; bağlanma dayanım değerleri hem kumlama hem de argon plazma örneklerinde, Zhou ve arkadaşlarının çalışmasına göre daha yüksek bulundu. Bu farklılığının sebebinin; kumlama uygulanan PEEK örneklerin 50 µm alüminyum oksit tozu ile pürüzlendirilmesinden kaynaklı olduğu düşünülmekte, aynı şekilde

argon plazma uygulanan örneklerde bağlanma dayanım değerinin düşük olmasının plazma uygulama parametrelerinin farklılığından kaynaklandığı düşünülmektedir.

Çulhaoğlu ve arkadaşları; PEEK örnekler farklı yüzey işlemleri uyguladıkları çalışmalarında, 110 µm alüminyum oksit tozu ile kumlama işlemi sonucunda kompozit rezin materyali ile makaslama bağlanma değerini $10,81 \pm 3,06$ MPa olarak bildirmişlerdir (199). Çalışmamızda kumlama yüzey işlemi uygulanan PEEK örneklerin bağlanma dayanımı değerlerinin ilgili çalışma ile benzer bulunmasına rağmen, Çulhaoğlu ve arkadaşları yapmış oldukları çalışmada, bağlanma dayanımını incelemenden önce termal yaşlandırma işlemi uygulamışlardır. Çalışmamızda termal yaşlandırma işlemi, PEEK ve PEKK örneklerin rezin siman ile immedat bağlanma sonuçlarının araştırılmasından kaynaklı uygulanmadı.

Tsuka ve arkadaşları farklı yüzey işlemleri uyguladıkları PEEK yüzeyine, 50 µm alüminyum oksit tozu ile kumlama yüzey işlemi uygulamışlar ve rezin siman (RelyX Ultimate®) ile makaslama bağlanma dayanımı değerini $6,8 \pm 1,2$ MPa olarak elde etmişlerdir (215). Çalışmamız sonuçlarına kıyasla Tsuka ve arkadaşlarının çalışmalarının bağlanma dayanım değerleri daha düşük bulunmuş olup, bu farklılığın sebebinin Tsuka ve arkadaşlarının çalışmalarında daha küçük partiküllü alüminyum oksit tozu kullanmalarından kaynaklı olduğu düşünülmektedir.

Younis ve arkadaşları 2019 yılında yaptıkları çalışmada; farklı plazma gazlarını uyguladıkları PEEK materyalinin makaslama bağlanma dayanımına inceledikleri çalışmada, PEEK örnekler 20 °C, 10 dakika boyunca argon plazma uygulamışlar ve çalışmanın sonucunda kompozit rezin ile bağlanma dayanımını $9,56 \pm 1,35$ MPa değerinde elde etmişlerdir (269). İlgili çalışmaya göre bağlanma dayanımı değerleri sonuçları çalışmamızda daha düşük bulundu. Bunun sebebinin Younis ve arkadaşlarının kullandıkları argon plazma uygulamasının sıcak olmasından kaynaklı olduğu ve çalışmamızda kullanılan rezin simanın akıcılığından kaynaklandığı düşünülmektedir.

Younis ve arkadaşları 2020 yılında yapmış oldukları çalışmada, PEKK materyali üzerine farklı yüzey işlemleri uyguladıkları çalışmada 10 dakika soğuk argon plazma uygulamasından sonra kompozit rezin materyali ile bağlanma dayanımı değerini $8,14 \pm 1,70$ MPa olarak bildirmişlerdir (271). İlgili çalışmanın sonucunda bulunan değerler ile çalışmamızdaki değerler paralellik gösterse de çalışmamızda daha yüksek bağlanma dayanım değeri bulunmasının sebebinin plazma uygulama süresinden kaynaklı olduğu düşünülmektedir. Çalışmamızda uygulanan plazma süresi ilgili çalışmadaki uygulama süresine göre daha uzundur.

Labriaga ve arkadaşları PEKK örnekler yüzey işlemleri olarak; kontrol grubu, termal olmayan plazma, kumlama ve kumlama ile termal olmayan plazmayı kombine olarak

uygulamışlar ve termal yaşlandırma uygulamadıkları örneklerin rezin siman materyali ile makaslama bağlanma değerlerini sırasıyla $8,2 \pm 2,2$ MPa, $11 \pm 2,5$ MPa, $14,4 \pm 2,1$, $17,7 \pm 1,1$ MPa olarak elde etmişlerdir (164). Çalışmamız ile ilgili çalışmanın sonuçları gruplara göre paralellik gösterse de bağlanma dayanım değerleri sonuçları çalışmamızda daha az bulundu. Kontrol grubundaki değerler daha az bulunmasının sebebinin daha düşük grenli zımpara kullanılmasından kaynaklı olduğu, plazma grubundaki değerler daha düşük olmasının sebebinin ise plazma çeşidinin farklı olmasından kaynaklı olduğu düşünülmektedir. Kumlama grubundaki bağlanma dayanımı değerlerinin çalışmamızda daha düşük çıkmasının sebebi ise; ilgili çalışmada uygulama süresinin daha uzun olmasından kaynaklı olduğu düşünülmektedir.

Küçükekenci ve arkadaşları; PEEK ve PEKK polimerine farklı yüzey işlemleri uyguladıkları çalışmada, termal olmayan plazma yüzey işlemi uygulamışlar ve daha sonra kompozit rezin ile bağlanma dayanım değerini PEEK kontrol grubunda $10,47 \pm 1,14$ MPa ve plazma grubunda $13,5 \pm 1,15$ MPa olarak bildirmişlerdir. PEKK materyalinde ise, kontrol grubunda $13,61 \pm 0,88$ MPa, plazma grubunda ise $16,8 \pm 1,47$ MPa olarak elde etmişlerdir (283). Çalışmamızda elde edilen bağlanma dayanım değerleri hem PEEK hem de PEKK grubunda daha düşük olarak bulundu. Kontrol gruplarındaki bu farklılığın çalışmamızda daha düşük grenli zımparalama prosedürünün uygulanmasından kaynaklı olduğu düşünülmektedir. İlgili çalışmaya göre çalışmamızda, plazma grubunda daha düşük bağlanma dayanımı elde edilmesinin sebebinin farklı plazma gazı uygulamasından kaynaklı olduğu, bunlara ek olarak hem kontrol hem de plazma grubu örneklerinde daha düşük bağlanma dayanımı değerlerinin elde edilmesinin kullanılan adeziv ajanların farklı olmasından kaynaklı olduğu düşünülmektedir.

Gouveia ve arkadaşları farklı yöntemlerle üretilmiş PEEK ve PEKK (kazınmış PEEK, kazınmış PEKK, ısı ile sıkıştırılmış PEKK) örnekler 110 µm alüminyum oksit tozu ile pürüzlendirme işlemi uygulamışlar ve kompozit rezin ile makaslama bağlanım değerlerini sırasıyla kazınmış kontrol PEEK'te 12 ± 3 MPa, kumlama kazınmış kontrol PEEK'te $15 \pm 2,5$ MPa; kazınmış PEKK kontrol örneklerde 13 ± 3 MPa, kazınmış PEEK kumlama grubu örneklerde $17,5 \pm 3$ MPa ve ısı ile sıkıştırılarak üretilen PEKK kontrol grubu örneklerde $11 \pm 2,5$ MPa, kumlama grubu örneklerde ise 18 ± 5 MPa olarak bağlanma dayanım değerleri elde etmişlerdir (262). Çalışmamızda bağlanma dayanım değerleri ilgili çalışmaya göre daha düşük bulundu, bunun sebebinin farklı üretim tekniklerinden ve farklı üstyapı materyalleri ile bağlanma dayanımının incelenmesinden kaynaklandığı düşünülmektedir.

Çağlar ve arkadaşları, farklı yüzey işlemlerinin farklı adeziv ajanlar uygulandıktan sonra rezin siman (Panavia SA Cement Plus®) ile bağlanma dayanımını inceledikleri çalışmada, 50

µm alüminyum oksit tozu ile PEEK yüzeyine kumlama yüzey işlemi uygulayarak adeziv ajan (Visio.link®) uyguladıktan sonra rezin siman ile bağlanma dayanımı sonuçlarını; kontrol grubunda $12,54 \pm 2,19$ MPa, kumlama grubunda ise $19,86 \pm 2,52$ MPa olarak bulmuşlardır (284). Çalışmamızda elde edilen bağlanma dayanımı değerleri daha düşük bulunmuş olup, bunun sebebinin kullanılan rezin simanın farklılığından kaynaklı olduğu düşünülmektedir.

Bunz ve arkadaşları, PEEK (LuxaCam PEEK®) materyaline 50 µm alüminyum oksit parçacıkları ile kumlama yüzey işlemi uyguladıkları çalışmada kontrol grubu örneklerine herhangi bir adeziv ajan uygulaması yapılmadan kompozit rezin materyali ile bağlanma dayanım değerlerini araştırmışlardır. Kontrol grubu örneklerinde bağlanma dayanımı değerlerini $9,77 \pm 3,6$ MPa olarak elde etmişlerdir (285). Çalışmamızda PEEK kontrol grubu örneklerinde bağlanma dayanımı $7,1 \pm 0,6$ MPa olarak elde edilmiş olup, çalışmamızdaki değerlerin Bunz ve arkadaşlarının yapmış olduğu çalışmadaki değerlere göre daha düşük olmasının sebebinin; kullanılan PEEK polimer çeşidinin farklılığından kaynaklı olduğu düşünülmektedir.

Shabib PEEK (Advanced Machining Solutions, SNC Plastics, China)) materyaline farklı yüzey işlemleri uyguladığı çalışmasında, rezin siman ile (RelyX Ultimate Resin) bağlanma dayanımını değerlerini kontrol grubu örneklerde $9,4 \pm 1,02$ MPa, 50 µm alüminyum oksit ile yüzey pürüzlendirme işlemi uyguladıkları örneklerde ise $10,71 \pm 0,52$ MPa olarak elde etmişlerdir (286). Çalışmamızda elde edilen bağlanma dayanım değerleri daha düşük olarak bulunmuş olup, kontrol grubu örneklerde daha düşük bağlanma dayanımı elde edilmesinin sebebin çalışmamızda daha düşük grenli zımparalama prosedürünün uygulanmasından kaynaklı olduğu, kumlama örnek gruplarında elde edilen değerinin daha düşük olmasının sebebin ise ilgili çalışmada farklı üretim tekniği ile üretilen PEEK polimerinin kullanılmasından kaynaklandığı düşünülmektedir.

Sarfraz ve arkadaşları PEEK (breCAM.BioHPP®) ve zirkonya (Ceramill®) materyallerine 110 µm alüminyum oksit partikülleri ile 0,25 MPa basınç altında kumlama yüzey işlemini 5 dakika süre ile uygulamışlardır. Termal döngüye bırakılmayan PEEK örneklerin kompozit rezin (Shofu®) ile bağlanma dayanımını $13,96 \pm 2,92$ MPa değeri olarak elde etmişlerdir (287). Çalışmamızda kumlama örneklerinde elde edilen ($10,1 \pm 3,1$ MPa) bağlanma dayanımı değerleri; Sarfraz ve arkadaşlarının elde ettikleri değere göre daha düşük olarak bulundu. Bu durumun farklı materyallerle bağlanma dayanımının incelenmesinden kaynaklı olduğu düşünülmektedir.

Ito ve arkadaşları yapmış oldukları çalışmada; zirkonya (KATANA, Kuraray Noritake Dental) materyaline farklı yüzey işlemleri uygulamasından sonra (kumlama, helyum-

atmosferik basınçlı plazma) rezin siman materyali ile bağlanma dayanımını araştırmışlardır. Bağlanma dayanım değerlerinin kontrol grubu örneklerinde $10,1 \pm 0,61$ MPa, kumlama uygulanan örneklerde $16,4 \pm 0,55$ MPa, plazma uygulanan örneklerde ise $16,6 \pm 0,64$ MPa olduğunu bildirmişlerdir (288). Çalışmamızda; argon+kumlama uygulamasının yapıldığı PEEK örneklerde bağlanma dayanım değeri $12,2 \pm 2,4$ MPa, PEKK örneklerde ise $12,6 \pm 2,4$ MPa olarak elde edildi. Kullanılan plazma çeşidinin ve rezin simanın farklı olması da göz önünde bulundurularak, çalışmamızda elde edilen değerlerin klinik kullanım açısından zirkonya ile karşılaştırılabilir olduğunu düşünmekteyiz.

Altan ve arkadaşları yapmış oldukları çalışmada; iki farklı monolitik zirkonya blokları (Vita YZ HT, Sirona inCoris TZI), itriyum stabilize tetragonal zirkonya (IPS e.max ZirCAD) ve zirkonya takviyeli lityum silikat seramik (Vita Suprinity) materyallerine farklı yüzey işlemleri uyguladıktan sonra rezin siman materyali ile bağlanma dayanımını araştırdıkları çalışmada; bağlanma dayanım değerini kumlama yüzey işleminden sonra sırasıyla $16,91 \pm 0,33$ MPa, $16,76 \pm 1,11$ MPa, $14,30 \pm 0,97$ MPa, $11,47 \pm 0,95$ MPa olarak bildirmişlerdir (289). Çalışmamızda, kumlama uygulanan PEEK örneklerde $10,1 \pm 3,1$ MPa, PEKK örneklerde $10,7 \pm 1,8$ MPa bağlanma dayanım değerleri elde edildi. Çalışmamızda kullanılan materyal farklılıkları da göz önünde bulundurularak özellikle lityum silikat seramik (Vita Suprinity®) materyali ile PEEK ve PEKK polimerinin klinik kullanım açısından karşılaştırılabilir değerlerde olduğunu düşünmekteyiz.

Diş hekimliğinde SEM analizden, örneklerin yüzeyini değiştirmek ve incelemek için yararlanılmaktadır. Çalışmamızda yüzey işlemi uygulanan ve uygulanmayan örneklerin yüzey analizleri için SEM analizi kullanıldı (243).

Zhou ve arkadaşları; farklı yüzey işlemleri uyguladıkları PEEK materyalinin SEM görüntülerini incelediklerinde, materyalin yüzey yapısının genel olarak düzenli olmasına rağmen hafif yüzey çiziklerinin olduğunu belirtmişlerdir. Bunun yanı sıra argon plazma uygulamasının PEEK yüzeyinde oluklar, çatlaklar ve tortular oluşturduğunu ve kumlama uygulamasının dışbükey tortu oluşumunu arttırdığını ve sağlam yüzeylere göre artmış yüzey pürüzlülüğüne sebep olduğunu belirtmişlerdir (184). Çalışmamızda ilgili literatür sonuçlarına paralel olarak argon plazma ve kumlama PEEK örneklerinde benzer SEM görüntüleri elde edildi.

Song ve arkadaşları PEKK materyalinden üretilen post materyaline farklı yüzey işlemleri uygulamasından sonra inceledikleri SEM görüntülerinde; kontrol grubu PEKK post yüzeyinde biraz pürüzlülük tespit ederken nispeten pürüzsüz alanların olduğunu belirtmişlerdir. $110 \mu\text{m}$ alüminyum oksit ile kumlanmış PEEK örneklerinin yüzeyinde ise; düzensiz partiküller ve

pürüzlü alanların fazlalaştığını belirtmişlerdir (59). Çalışmamızda kontrol ve kumlama PEKK örneklerinde benzer SEM görüntüleri elde edildi.

Younis ve arkadaşları farklı yüzey işlemleri uyguladıkları PEKK materyalinin SEM görüntülerini incelediklerinde; yüzey işlemi uygulanmayan PEKK polimer örneklerinde dar olukların ve gelişigüzel dağılmış saç benzeri uzantıları içeren yapıların olduğunu, argon plazma uygulaması yapılan örneklerde ise pürüzlülüğün kontrol grubuna göre daha az olduğunu belirtmişlerdir (271). Çalışmamızda ilgili literatür sonuçlarına zıt olarak argon plazma uygulanan örneklerden alınan SEM görüntülerinde, kontrol grubuna göre pürüzlü alanların daha derinleştiği ve netleştiği görülmektedir. Bunun sebebinin plazma uygulama parametrelerinin farklılığından kaynaklandığını düşünmekteyiz.

Lee ve arkadaşları PEKK yüzeyine 50 µm alüminyum tozu ile kumlama yüzey işlemi uygulamışlar ve yüzeye farklı adeziv ajanlar (Luxatemp Glaze & Bond®, Visio.link®, All-Bond Universal®, Single Bond Universal®, Monobond Plus® ve Heliobond®) uygulandıktan sonra SEM analizi ile yüzey incelemesi yapmışlardır. Yüzey polisajı yapılan grupta yalnızca küçük çizikler ve olukların izlendiği, kumlama uygulanan örneklerde ise daha düzensiz tortu yapıları izlenmiştir (159). Çalışmamızda ilgili literatür sonuçlarına paralel olarak benzer SEM görüntüleri elde edildi.

Yüzey pürüzlülüğü adeziv prosedürler için önem arz eden bir parametredir. AFM analiz yönteminde; birkaç atomdan oluşan iğne yapısı değerlendirilecek yüzey üzerinde üç boyutlu hareket ettirilerek yüzey topografisi adına görüntüler elde edilmesi ile yüzey pürüzlülük değerleri incelenebilmektedir (185). Çalışmamızda hem yüzey topografisi hem de yüzey pürüzlülüğü değerlendirmesi için AFM yüzey analizi kullanıldı.

Sılthampıttag ve arkadaşları yapmış oldukları çalışmada farklı yüzey işlemleri uyguladığı PEEK materyalinin profilometre cihazı ile yüzey pürüzlülük değerlerini değerlendirmişlerdir. Kontrol grubu örneklerinde yüzey pürüzlülük değerlerini 0,04 µm, kumlama uygulanan örneklerin yüzey pürüzlülük değerini ise 0,37 µm olarak elde etmişlerdir (191). Çalışmamızda kontrol grubundaki örneklerde, yüzey pürüzlülük değerleri daha düşük olarak bulundu (38,17 nm). Bunun sebebinin, kullanılan cihazların kalibrasyonlarının farklı olması ve çalışmamızda kullanılan zımparanın grenlerinin daha küçük olmasından kaynaklı olduğu düşünülmektedir. Sılthampıttag ve arkadaşlarının yapmış oldukları çalışmada kumlama grubundaki yüzey pürüzlülük değerlerinin daha yüksek olmasının, kullanılan PEEK çeşidinin farklılığından kaynaklı olduğu düşünülmektedir.

Rosentritt ve arkadaşları; farklı yüzey işlemlerini uyguladıkları PEEK materyaline 50 µm 2 bar basınçla ve 120 µm 2,8 bar basınçla alüminyum oksit tozu ile kumlama yüzey işlemi

uygulamışlardır. Yüzey pürüzlülük değerlerini sırasıyla $0,96\pm0,07\ \mu\text{m}$ ve $1,84\pm0,16\ \mu\text{m}$ olarak bildirmişlerdir (185). Çalışmamızdaki kumlama yüzey işlemi uygulanan örneklerden elde edilen yüzey pürüzlülük değerleri $0,42\ \mu\text{m}$ dir. Çalışmamızın sonuç değeri Rosentritt ve arkadaşlarının yapmış olduğu çalışmadaki değerlere göre daha düşük bulunmuş olup bunun sebebinin kumlama yüzey işleminin daha yüksek bir basınçla yapılmasından kaynaklı olduğu düşünülmektedir.

Fokas ve arkadaşları, yüzey işlemlerinin PEKK materyalinin çekme bağlanma dayanımı etkisini araştırdıkları çalışmalarında, kontrol grubu örnekleri ve $110\ \mu\text{m}$ alüminyum oksit tozunun 2 bar basınçla kumlama yüzey işlemi uyguladıkları örneklerde sırasıyla yüzey pürüzlülük değerlerini $0,74$ ve $2,1\ \mu\text{m}$ olarak bildirmişlerdir (162). Çalışmamızın kontrol grubundaki değerlerin, Fokas ve arkadaşların yapmış olduğu çalışmaya göre, yüzey pürüzlülük değerleri açısından daha düşük olarak bulunmuş olmasının sebebinin, cihazların farklı kalibrasyonlara sahip olmasından kaynaklı olduğu düşünülmektedir. Çalışmamızda kumlama grubundaki yüzey pürüzlülük değerlerin de daha düşük bulunmasının sebebini, Fokas ve arkadaşlarının kumlama yüzey işlemleri için kullanılan basınç değerlerinin daha yüksek olmasından kaynaklı olduğu düşünülmektedir.

Schwitalla ve arkadaşları çalışmamıza benzer olarak farklı çeşit PEEK materyallerine (Juvora®, Vestakeep DC4420®, Vestakeep DC4450®) argon ve oksijen karışımı $70\ ^\circ\text{C}$ sıcaklıkta plazma uygulaması, $110\ \mu\text{m}$ alüminyum oksit tozu ile kumlama ve her ikisinin kombine uygulandığı kumlama+argon plazma yüzey işlemi uygulamışlar ve kompozit rezin materyali ile makaslama bağlanma dayanımı araştırmışlardır. DC44208® PEEK kontrol grubunda $3,8\pm1,9$ MPa, argon plazma $7,63\pm3,79$ MPa bağlanma dayanım değerleri elde ederken, DC4450® PEEK kontrol grubunda $3,26\pm3,82$ MPa, argon plazma grubunda $5,3\pm1,61$ MPa bağlanma dayanım değerleri elde etmişlerdir. Kontrol grubuna göre argon plazma işlemi uygulanan örneklerde makaslama bağlanma dayanım değerinde artış gözlenmiştir. JUVORA® PEEK kontrol grubunda $3,81\pm2,71$ MPa, argon plazma grubunda $3,76\pm2,42$ MPa bağlanma dayanım değerleri elde edilirken, kontrol grubuna göre makaslama bağlanma değerlerinde düşüş gözlemlenmiştir. Yüzey pürüzlülük değerleri ise JUVORA® PEEK'te $0,60\pm0,09\ \mu\text{m}$ elde edilirken, DC4420® PEEK'te $0,43\pm0,3\ \mu\text{m}$, DC4450® PEEK'te $0,31\pm0,01\ \mu\text{m}$ yüzey pürüzlülük değerleri elde edilmiştir (193). Çalışmamızda ilgili çalışmadaki değerlere paralel olarak yüzey pürüzlülük değerinin en yüksek olduğu kumlama ve kumlama sonrasında argon plazma uygulamasının kombine uygulandığı PEEK örneklerde elde edildi.

Çalışmamızda yüzey işlemlerinin materyalin yüzeyinde sebep olduğu atomik değişimler için EDS yüzey analiz kullanıldı. Termal olmayan plazma yüzey enerjisini iyileştirip,

materyalin ana özelliklerini değiştirmeden sadece yüzey özelliklerine etki ederek yüzey pürüzlendirme yöntemleri için iyi bir seçenek olmaktadır. Soğuk plazma O_3 , OH , H_2O_2 , NO ve OH gibi radikallerin oluşumuna sebep olarak yüzey enerjisini ve yüzey aktivasyonunu arttıran elementlerin oluşumuna neden olmaktadır (290). Çalışmamızda argon plazma uygulamasının kontrol grubuna göre bağlanma dayanım değerlerinin artmasının sebebinin, argon plazma uygulamasının yüzey enerjisini arttırması ve oluşan kimyasal bağlardan kaynaklı olduğu düşünülmektedir. Bunlara ek olarak Comyn ve arkadaşları yaptıkları çalışmalarında PEEK yüzeyinde çok sayıda hidroksil ve karboksilik asit gruplarının oluştuğunu gözlemlemişlerdir. Oluşan bu gruplar metakrilat bazlı epoksil grupları ile kovalent bağlar oluşumunu sağlayarak adeziv ve polimer materyalin bağlanmasını desteklediğini düşünmektedirler (186). Çalışmamızda argon plazmanın hem PEEK hem de PEKK polimerinde yüzeydeki karboksil grupları ile MMA bazlı adeziv ajan arasında bağ dayanımını arttırdığı böylelikle kontrol grubuna göre bağlanma dayanımının arttığı düşünülmektedir.

Inagaki ve arkadaşları argon plazma uygulamasının polimer zincirinin C-C ve C-H bağlarının kopmasına sebep olduğu, böylelikle karbon radikallerinin oluşmasına sebep olduğunu bildirmişlerdir. Bazı yazarlar bu bağların kararsız yapılarından dolayı polimerik çapraz bağların oluşmasına sebep olduğunu düşünmektedirler (290). Çalışmamızda EDS sonuçları incelendiğinde PEEK ve PEKK kontrol grubunda sırasıyla %71,59 C ve %76,03 C atomu izlenirken argon plazma yüzey işlemi uygulandıktan sonra ise; PEEK argon plazma grubunda (%60,27 C), PEKK argon plazma uygulanan örneklerde (%60,70 C), kontrol grubuna göre azalmış karbon atomu yüzdesi incelendi. Bunlara ek olarak hem PEEK hem de PEKK kontrol grubunda N atomuna rastlanmazken, argon plazma uygulanmış PEEK grubunda; %10,38 N ve PEKK grubunda ise %11,31 oranında N atomu EDS analizi ile yüzeyden ölçüldü. Bu durum, her iki polimerin yüzeyindeki C atom oranının düştüğünü göstermekte; argon plazma uygulamasının C-C arasındaki bağların kırılmasına sebep olduğu ve oluşan serbest radikaller sayesinde bağlanım dayanımının arttığını desteklemektedir.

PEEK materyalinden farklı olarak, PEKK materyalinde kumlama ve argon plazma uygulaması yapılan örnekler arasında bağlanma dayanımı açısından istatistiksel olarak anlamlı fark görülmesinin sebebini; EDS analizlerinde elde edilen veriler de dikkate alınarak, kumlama uygulanan PEKK örneklerde PEEK materyaline göre karbon atomu yüzdesi, argon plazma uygulanan gruba göre daha fazla azalmıştır. Al atomu da PEEK argon plazma uygulanan örneklerde PEKK argon plazma uygulanan örneklerin yapısında daha fazla artış göstermiştir. Bu durumun bağlanma dayanımının PEKK materyalinde daha fazla olmasına sebep olduğunu ve argon plazma uygulanan PEKK örneklerle kumlama uygulaması yapılan

PEKK örnekler arasındaki istatistiksel anlamlı fark görülmesinin sebebi olduğunu düşünmekteyiz.

Yapılan çalışmalarda kumlama yüzey işleminden sonra yüzeyde kimyasal bir değişim söz konusu olmasa da oksitlenmiş Al artışından kaynaklı yüzey enerjisinin değiştiği ve bağlanma dayanımının değerini arttırdığı bildirilmiştir (192). Çalışmamızda kontrol PEEK ve PEKK örneklerinde sırasıyla karbon atomu ağırlıkça %71,59 ve %76,03; Al atomu ise ağırlıkça sırasıyla %0,29 ve %0,3 olarak elde edildi. Alüminyum oksit tozu ile kumlama yüzey işleminden sonra, EDS analizi ile PEEK örneklerde ağırlıkça %53,10 C, %1,51 Al ve PEKK materyalinde ise %49,65 C, %2,10 Al saptandı. Literatüre paralel olarak artmış alüminyum oksit partiküllerinin ve azalmış C atomundan kaynaklı yüzey enerjisinin değiştiği ve bağlanma dayanım değerinin arttığı düşünülmektedir.

EDS analizleri incelendiğinde; PEEK kumlama örneklerinde ağırlıkça Al %1,51 iken PEKK kumlama örneklerinde %2,19 Al atomu incelendi, kumlama ve argon plazma uygulaması yapılan PEEK örneklerde ağırlıkça %1,36 Al atomu elde edilirken, kumlama ve argon plazma uygulanan PEKK örneklerinde ise ağırlıkça %1,35 Al atomu elde edildi. Çalışmamızda azalan Al atomu yüzdesi, SEM görüntüleri de desteklemekte ve argon plazma uygulamasının yüzeydeki bağlanma dayanımını düşürebilecek olan Al atom yüzdesinin azalmasına sebep olduğu düşünülmektedir.

Yapılan çalışmalarda argon plazma uygulamasının yüzeydeki kimyasal (C–C, C–H) bağları kırarak, serbest radikallerin oluşumuna neden olduğu böylelikle oluşan radikallerin diğer moleküler yapılar ile veya adeziv ajanlar (Visio. Link®) ile bağlanma noktaları oluşturduğu ve bağlanma dayanımını arttırdığı düşünülmektedir (291). Çalışmamızda paralel olarak hem kumlama hem de argon plazma uygulamasının bağlanma dayanımını büyük ölçüde arttırdığı sonucuna varıldı. Bu durumun hem kumlamanın hem de argon plazmanın yüzeyde oluşturduğu değişikliklerden kaynaklı olduğu düşünülmektedir.

6. SONUÇLAR

Farklı yüzey pürüzlendirme yöntemlerinin, PEEK ve PEKK polimerleri ile rezin siman materyali arasında bağlanma dayanımına etkilerinin araştırıldığı çalışmamızda şu sonuçlar elde edilmiştir;

1. Yüzey işlemleri uygulamasından sonra kontrol gruplarına göre yüzey işlemi uygulanan gruplarda daha yüksek bağlanma dayanım değerleri elde edildi.

2. Uygulanan yüzey işlemlerinden sonra hem PEEK hem de PEKK polimerinde kontrol grubuna göre sırasıyla argon plazma, kumlama, kumlama+argon plazma grubuna doğru bağlanma dayanımı değerlerinde artma gözlemlendi. Her iki polimer materyali yüzey işlemleri uygulandıktan sonra kendi grupları açısından karşılaştırıldığında istatistiksel olarak anlamlı fark elde edildi. Bu sebeple 1. hipotezimiz kabul edildi.

3. PEKK kontrol grubu da dahil olmak üzere tüm yüzey işlemleri uygulamasından sonra bağlanma dayanımı açısından PEEK polimeri ile karşılaştırıldığında, PEKK örneklerde daha yüksek bağlanma dayanımı değerleri elde edildi. PEKK kontrol grubu da dahil olmak üzere tüm gruplarda bağlanma dayanımının PEEK örneklerinden yüksek olmasının sebebini PEKK materyalinin yapısında bulunan ikinci keton molekülünden kaynaklı olabileceğini düşünmekteyiz.

4. PEEK ve PEKK örneklerine yüzey işlemleri uygulamasından sonra her iki polimer materyali kontrol grupları da dahil olmak üzere birbiriyle bağlanma dayanımı açısından karşılaştırıldığında istatistiksel olarak anlamlı bir fark bulunmadı. Bu sebeple 2. hipotezimiz reddedildi.

5. Yüzey işlemi uygulanmayan ve uygulanan PEEK ve PEKK tüm örnek grupları bağlanma dayanımı açısından birbiriyle karşılaştırıldığında istatistiksel olarak anlamlı fark elde edildi. Bu sebeple 3. hipotezimiz kabul edildi.

6. Argon plazma uygulamasının, polimer materyalleri üzerinde EDS analizi bulgularına paralel olacak şekilde; C-C, C-H bağlarını yıkılmasına sebep olarak bağlanma dayanımını arttırdığı sonucuna varıldı.

7. EDS analiz bulguları incelendiğinde; kumlama yüzey işleminin uygulanmasının yüzeyde kimyasal bir değişim meydana getirmese de oksitlenmiş Al artışından kaynaklı yüzey enerjisini değiştirdiği ve bağlanma dayanımı değerini arttırdığını düşünmekteyiz.

8. Çalışmamızdaki değerler doğrultusunda, kumlama yüzey işleminden sonra argon plazma uygulamasının, alüminyum partiküllerinin daha derine penetrasyonu sağlaması ve yüzeydeki bağlantıyı bozabilecek alüminyum partiküllerini yüzeyden temizlemesi ile bağlanma

dayanımını arttırabileceği sonucuna varıldı. Klinik kullanım olarak; bağlanma dayanımı arttırmaya yönelik kumlama yüzey işleminden sonra argon plazma uygulamasının etkili olabileceğini düşünmekteyiz.

9. AFM analiz sonuçlarına göre PEEK ve PEKK örneklerle uygulanan yüzey işlemlerine göre sırasıyla kontrol, argon plazma, kumlama ve kumlama ile argon plazma uygulamasının beraber uygulandığı gruba doğru yüzey pürüzlülük değerlerinin fazlalaştığı görüldü. Örneklerin yüzeyinden alınan SEM görüntülerinin AFM analizinde elde edilen yüzey pürüzlülük değerlerine paralel olduğu görüldü.

10. MMA içerikli adeviz ajanların her iki polimer materyalinde yüzey işlemleri uygulanmayan ve uygulanan gruplar için rezin siman ile bağlanma dayanımında etkili olduğu çalışmamızdaki değerler doğrultusunda söylenebilmektedir.

11. PEEK ve PEKK örnek gruplarının çalışmamızdaki değerler doğrultusunda rezin siman materyali ile bağlanma dayanımına sahip olmasının protetik uygulamalar için rezin siman materyali ile bağ dayanımı oluşturabilen restorasyon materyalleri ile PAEK polimerlerinin beraber kullanılabileceğini desteklemektedir.

7. KAYNAKÇA

1. Sullia JL, J. Phys. DAppl. Phys. 1986; 19:1999-2011.
2. Temiz V. Çeşitli katkılı ve katkısız polimer yataklarının sürtünme ve aşınma karakteristiklerinin deneysel tayini, Doktora Tezi, İstanbul Teknik Üniversitesi, 1998.
3. Reid JV, SCHEY JA. The effect of surface hardness on friction wear. 1987; 118:113-125.
4. W.A.H.P. Plastics <http://ain-plastics.com/what-are-high-performance-plastics/>, (September).
5. Kurt Mehmet. Yüksek performanslı endüstriyel termoplastiklerin yüksek sıcaklıklardaki tribolojik davranışları. Yüksek Lisans Tezi. Sakarya Üniversitesi. 2011.
6. Çakmak G, Doğan A. CAD-CAM materyallerinin optik özellikleri. Karaağaçlıoğlu L, editör. Protetik tedavide estetiğe yönelik güncel yaklaşımlar. 1. Baskı. Ankara: Türkiye Klinikleri. 2019; 1-11.
7. Gungor H, Gundogdu M, Yesil Duymus Z. Investigation of the effect of different polishing techniques on the surface roughness of denture base and repair materials. J Prosthet Dent. 2014; 112(5):1271-7.
8. Kaplan R, Özçelik TB, Gurbuz A. Reinforcing methods of the acrylic resins used for the fabrication of complete dentures. Atatürk Üniv Diş Hek Fak Derg. 2006; 70-6.
9. Powers JM, Sakaguchi RL. Restorative materials-composites and polymers. Craig's Restorative Dental Materials. 13thed. USA. Mosby Publishers; 2012, p: 191-2.
10. Ozkomur A, Ekren O. The use of microwave energy to polymerize acrylic resins. EÜ Dişhek Fak Derg. 2011; 32:1-7.
11. Ergun G, Sağesen LM, Doğan A, Ozkul A, Demirel E. In vitro assessment of cytotoxicity of methylmethacrylate on primer human gingival fibroblasts. GÜ Diş Hek Fak Derg. 2006; 23(2):97-103.
12. Hamouda IM, Beyari MM. Addition of glass fibers and titanium dioxide nanoparticles to the acrylic resin denture base material: comparative study with the conventional and high impact types. Oral Health Dent Manag. 2014; 13(1):107-12.
13. Bahrani F, Khaledi AA. Effect of surface treatments on shear bond strength of denture teeth to denture base resins. Dent Res J. 2014; 11(1):114-8.
14. McKeen L. The effect of creep and other time related factors on plastics and elastomers. 10 – high temperature polymers in plastics design library. (Third Edition), William Andrew Publishing. 2015; 3:413-473.
15. Polytron Kunststofftechnik G.C. Information booklet on Ketron and Oxpekk. 2011; 12:2.
16. Domininghaus H. Resin material and its properties. 6. Berlin, Heidelberg: Springer-Verlag; 2005, p: 1203–22.

17. Bonner WH. Aromatic polyketones and preparation. USA Patents. 1962.
18. Jones DP, Leach DC, Moore DR. Polymer. 1985; 26:1385-1393.
19. Harris JE, Robæon LM. J Polym. Sci Phys Ed. 1987; 25:311-323.
20. Johnson RN, Farnham AG, Clendinning RA, Hale WF, Merriam CN. Poly(aryl ethers) by nucleophilic aromatic substitution. I. Synthesis and properties. J Polym sci. 1967; 15:2375-2415.
21. Kurtz SM. Synthesis and Processing of PEEK for Surgical Implants. In Plastics Design Library, PEEK Biomaterials Handbook. Chapter 2 - William Andrew Publishing; 2012 p: 9-22.
22. Jog JP, Nadkarnit VM. Crystallization kinetics of polyaryl ether ketones. J. Appl. Polym. Sci. 1986; 32:3317–3322.
23. Choupin T. Mechanical performances of PEKK thermoplastic composites are related to processing parameters. (2017).
24. Kurtz S. M, Devine JN. PEEK biomaterials in trauma, orthopedic, and spinal implants. Biomaterials. 2007; 28:4845-4869.
25. Stawarczyk B, Beuer F, Wimmer T, Jahn D, Sener B, Malgorzata Roos PRS. Polyetheretherketone-A suitable material for fixed dental prostheses?. J Biomed Mater Res BAppl Biomater. 2013; 101B(7):1209-16.
26. Translated from Kunststoffe Article as PDF-File at www.kunststoffe-international.com. Document Number: PE111513; 2013(10) p:124–128.
27. Xu X, He L, Zhu B, Li J, Li J. Advances in polymeric materials for dental. Polym Chem 2017; 8:807–23.
28. Rokaya D, Srimaneepong V, Sapkota J, Qin J, Siraleartmukul K, Siri Wongrungson V. Polymeric materials and films in dentistry: an overview. J Adv Res. 2018; 14:25–34.
29. Huang B, Qian J, Wang G, Cai M. Synthesis and properties of novel copolymers of poly (ether ketone diphenyl ketone ether ketone ketone) and poly (ether amide ether amide ether ketone ketone). Polym Eng Sci. 2014; 54:1757–64.
30. Sorte N, Bhat V, Hegde C. Poly-ether-ether-ketone (PEEK): a review. Int J Recent Sci Res. 2017; 8:19208–11.
31. Zoidis P, Papathanasiou I, Polyzois G. The Use of a modified poly-ether-ether-ketone (PEEK) as an alternative framework material for removable dental prostheses. A Clinical Report. J Prosthodont. 2016; 25:580–584.
32. Amornvit P, Rokaya D, Sanohkan S. Applications of PEEK in implant retained finger prosthesis. J Int Dental Med Res. 2019; 12:1606–9.
33. Alqurashi H, Khurshid Z, Syed AUY, Rashid Habib S, Rokaya D, Zafar MS. Polyetherketoneketone (PEKK): An emerging biomaterial for oral implants and dental prostheses. J Adv Res. 2020 18(28):87-95.

34. Najeed S, Zafar Ms, Khurshid Z, Siddiqui F. Applications of polyetheretherketone (PEEK) in oral implantology and prosthodontics. *JProsthodont Res.* 2016; 60(1):12-9.
35. Attwood TA, Dawson PC, Freeman JL, Hog LR, Rose JB, Staniland PA. Synthesis and properties of polymer. US patent Rose. British patent. 1981; p:1096.
36. Kewekordes T, Wille S, Kern M. Wear of polyetherketoneketone influence of titanium dioxide content and antagonistic material. *Dent Mater.* 2018; 34:560–7.
37. Attwood TE, Dawson PC, Freeman JL, Hoy LRJ, Rose JB, Staniland PA. Imperial chemical industries limited plastics division. Welwyn Garden City. Hertfordshire, UK:13 August 1980.
38. Heimer S, Schmidlin PR, Roos M, Stawarczyk B. Surface properties of polyetheretherketon after different laboratory and chairside polishing protocols. *J Prosthet Dent.* 2017; 117(3):419-25.
39. Schmidlin PR, Stawarczyk B, Wieland M, Attin T, Hammerle CH, Fischer J. Effect of different surface pretreatments and luting materials on shear bond strength to PEEK. *Dent Mater.* 2010; 26(6):553-9.
40. Abdullah MR, Goharian A, Abdul Kadir MR, Wahit MU. Biomechanical and bioactivity concepts of polyetheretherketone composites for use in orthopedic implants a review. *J Biomed Mater Res A.* 2015;103(11):3689-702.
41. Ma R, Tang T. Current strategies to improve the bioactivity of PEEK. *Int J Mol Sci.* 2014 ;15(4):5426-45.
42. Montero JF, Tajiri HA, Barra GM, Fredel MC, Benfatti CA, Magini RS, Pimenta AL, Souza JC. Sülfonatlanmış poli (eter-eter-keton) (sPEEK) Mater üzerinde biyofilm davranışı . *Sci Müh. C Mater Biol Appl.* 2017; 70(1):456–460.
43. Muhsin SA, Hatton Pv, Johnson A, Sereno N, Wood DJ. Determination of Polyetheretherketone (PEEK) mechanical properties as a denture material. *Saudi Dent J.* 2019; 31(3):382-91.
44. Yang L, Ohki Y, Hirai N, Hanada S. Aging of poly(ether ether ketone) by heat and gamma rays Its degradation mechanism and effects on mechanical, dielectric and thermal properties. *Polymer Degradation and Stability.* 2017; 142:117-12.
45. Guo R, Grath Mc, Matyjaszewski K, Möller M, J. In: editors. *Polymer science: a comprehensive reference.* Amsterdam: Elsevier; 2012, p: 377–430.
46. Fuhrmann G, Steiner M, Freitag-Wolf S. Resin bonding to three types of polyaryletherketones (PAEKs) - Durability and influence of surface conditioning. *Dent Mater.* 2014; 30:357–363.
47. Shishoo R. *Textiles in sport.* Woodhead Publishing Limited Cambridge. 2005.
48. High performance PEEK (polyetheretherketone) yarn and fibers. <http://www.swicofil.com/zyex.html>; Ağustos 2015.

49. Boinard E, Pethrick RA, MacFarlane CJ. The influence of thermal history on the dynamic mechanical and dielectric studies of polyetheretherketone exposed to water and brine. *Polymer*. 2000; 41(3):1063–1076.
50. Stober EJ, Seferis JC, Keenan JD. Characterization and exposure of polyetheretherketone (PEEK) to fluid environments. *Polymer*. 1984; 25(12):1845–1852.
51. Kurtz SM. Chemical and Radiation Stability of PEEK. In *Plastics Design Library. PEEK Biomaterials Handbook (Second Edition) Chapter 6*. William Andrew. 2019; 83-87.
52. Brown SA, Hastings RS, Mason JJ, Moet A. Characterization of short-fibre reinforced thermoplastics for fracture fixation devices. *Biomaterials*. 1990; 11(8):541–547.
53. Skinner HB. Composite technology for total hip arthroplasty. *Clin Orthop*. 1988; (235): 224-36.
54. 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 B Appl Biomater*. 2012; 100B(4): 1044- 52.
55. 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).
56. Alsadon O, Wood D, Patrick D, Pollington S. Fatigue behavior and damage modes of high performance poly-ether-ketone-ketone PEKK bilayered crowns. *J Mech Behav Biomed Mater*. 2020;110:103957.
57. Han K, Lee J, Shin SW, Han K, Lee J, Shin SW. Implant-and tooth-supported fixed prostheses using a high-performance polymer (Pekkton) framework. *Int J Prosthodont*. 2016;29:451–4.
58. Schwitalla AD, Spintig T, Kallage I, Müller W. Flexural behavior of PEEK materials for dental application. *Dent Mater*. 2015; 31:1377–84.
59. Song C, Choi J, Jeon Y, Jeong C, Lee S, Kang E. Comparison of the microtensile bond strength of a polyetherketoneketone (PEKK) tooth post cemented with various surface treatments and various resin cements. *Materials*. 2018; 11:916.
60. Alqurashi H, Khurshid Z, Syed AUY, Rashid Habib S, Rokaya D, Zafar MS. Polyetherketoneketone (PEKK): An emerging biomaterial for oral implants and dental prostheses. *J Adv Res*. 2020;18(28):87-95.
61. Sinha N, Gupta N, Reddy KM, Shastry YM. Versatility of PEEK as a fixed partial denture framework. *J indian Prosthodont soc*. 2017; 17(1):7-10.
62. Hay JN, Kemmish DJ. Thermal decomposition of poly(aryl ether keter ketones). *Polymer*. 1987; 28:2047–2051.

63. Cole KC, Casella IG. Fourier transform infrared spectroscopic study of thermal degradation in films of poly(etheretherketone). *Thermochimica Acta*. 1992; 211:209-228.
64. Cole KC, Casella IG. Fourier transform infra-red spectroscopic study of thermal degradation in poly(ether ether ketone)-carbon composites. *Polymer*. 1993; 34(4): 740-745.
65. Hearle JW. High-performance fibres. CRC Press. Cambridge; 2001.
66. Performance fiber. [http://www.performancefibers.com/PDFs/Europe/PF %20PEEK %20White %20Paper](http://www.performancefibers.com/PDFs/Europe/PF%20PEEK%20White%20Paper) 2011. Retrieved: Ağustos 2015.
67. Kalaycı E, Avinç O, Yavaş A. Polieter eter keton (PEEK) Lifleri. Cumhuriyet University Faculty of Science Science Journal (CSJ). 2017; 38(2).
68. Godara A, Raabe D, Green S. The influence of sterilization processes on the micromechanical properties of carbon fiber-reinforced PEEK composites for bone implant applications. *Acta Biomater*. 2007; 3(2):209-20.
69. Li CS, Vannabouathong C, Sprague S. The use of carbon-fiber-reinforced (CFR) PEEK material in orthopedic implants: A systematic review. *Clin Med Insights Arthritis Musculoskelet Disord*. 2014; 8:33–45.
70. Jahan MS, Wang C, Schwartz G, Davidson JA. Combined chemical and mechanical effects on free radicals in UHMWPE joints during implantation. *J Biomed Mater Res*. 1991; 25(8):1005-17.
71. Sasuga T, Hagiwara M. Radiation deterioration of several aromatic polymers under oxidative conditions. *Polymer*. 1987; 28 (11):1915-1921.
72. Kumara D, Rajmohana T, Venkatachalapathib S. Wear behavior of PEEK matrix composites: A Review SCSVMV University. Tamilnadu, India b Arjun College of technology, Coimbatore Tamilnadu: India; 2017; 14588.
73. Jeffrey M. Toth BSE. Biocompatibility of Polyaryletheretherketone Polymers PEEK *Biomaterials Handbook*; 2012; 7 / 91.
74. Wenz LM, Merritt K, Brown SA, Moet A, Steffee AD. In vitro biocompatibility of polyetheretherketone and polysulfone composites. *J Biomed Mater Res*. 1990; 24(2):207–215.
75. 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; 62(4):488-98.
76. Nieminen T, Kallela I, Wuolijoki E, Kainulainen H, Hiidenheimo I, Rantala I. Amorphous and crystalline polyetheretherketone: Mechanical properties and tissue reactions during a 3-year follow-up. *J Biomed Mater Res A*. 2008; 84(2):377-83.
77. Katzer A, Marquardt H, Westendorf J, Wening JV, Von Foerster G. Polyetheretherketone cytotoxicity and mutagenicity in vitro. *Biomaterials*. 2002; 23(8):1749–1759.

78. Wang M, Bhardwaj G, Webster TJ. Antibacterial properties of PEKK for orthopedic applications. *Int J Nanomed*. 2017; (12):6471–6.
79. Schwitalla A, Müller W. PEEK dental implants: a review of the literature. *J Oral Implantol*. 2013; (39):743–9.
80. Yuan B, Cheng Q, Zhao R, Zhu X, Yang X, Yang X. Comparison of osteointegration property between PEKK and PEEK: Effects of surface structure and chemistry. *Biomaterials*. 2018; 170:116–26.
81. Olivares-Navarrete R, Hyzy SL, Gittens RA, Schneider JM, Haithcock DA, Ullrich PF. Rough titanium alloys regulate osteoblast production of angiogenic factors. *Spine J*. 2013; 13:1563–70.
82. Converse GL, Conrad TL, Merrill CH, Roeder RK. Hydroxyapatite whisker reinforced polyetherketoneketone bone ingrowth scaffolds. *Acta Biomater*. 2010; 6:856–63.
83. Walsh WR, Bertollo N, Christou C, Schaffner D, Mobbs RJ. Plasma-sprayed titanium coating to polyetheretherketone improves the bone-implant interface. *Spine J*. 2015;15:1041–9.
84. Moore R, Beredjiklian P, Rhoad R, Theiss S, Cuckler J, Ducheyne P. A comparison of the inflammatory potential of particulates derived from two composite materials. *J Biomed Mater Res: Off J Soc Biomater Japanese Soc Biomater*. 1997; 34:137–47.
85. Panayotov IV, Orti V, Cuisinier F, Yachouh J. Polyetheretherketone (PEEK) for medical applications *J Mater Sci: Mater Med*. 2016; 27: 5731–4.
86. Stawarczyk B, Özcan M, Trottman A. Two-body wear rate of CAD/CAM resin blocks and their enamel antagonists. *J Prosthet Dent*. 2013; 109:325–332.
87. Şahin Z, Yayman M. Polietereterketon materyallerinin özellikleri ve protetik diş hekimliğinde kullanım alanları. Özdemir AK, editör. *Protetik Materyaller ve Güncel Uygulamaları*. 1. Baskı. Ankara: Türkiye Klinikleri; 2020, p: 37–41.
88. Isidor F. Loss of osseointegration caused by occlusal load of oral implants. A clinical and radiographic study in monkeys. *Clin Oral Implants Res*. 1996; 7:143–152.
89. Roehling S, Astasov-Frauenhoffer M, Hauser-Gerspach I. In Vitro Biofilm Formation on Titanium and Zirconia Implant Surfaces. *J Periodontol*. 2017; 88:298–307.
90. Siddiqi A, Payne AGT, De Silva RK. Titanium allergy: Could it affect dental implant integration?. *Clinical Oral Implants Research*. 2011; 22:673–680.
91. Schalock PC, Menne T, Johansen JD. Hypersensitivity reactions to metallic implants - Diagnostic algorithm and suggested patch test series for clinical use. *Contact Dermatitis* 2012; 66:4–19.
92. Ajlouni K, Elshahawy W, Ajlouni R. Color masking measurement for ceramic coating of titanium used for dental implants. *J Prosthet Dent*. 2018; 119:426–431.
93. Rodriguez AE, Monzavi M, Yokoyama CL. Zirconia dental implants: A clinical and radiographic evaluation. *J Esthet Restor Dent*. 2018; 30:538–544.

94. Cionca N, Hashim D, Mombelli A. Zirconia dental implants: where are we now, and where are we heading?. *Periodontology* 2000. 2017; 73:241–258.
95. Haro Adanez M, Nishihara H, Att WA. Systematic review and meta-analysis on the clinical outcome of zirconia implant restoration complex. *Journal of Prosthodontic Research*. 2018; 62:397–406.
96. Devine DM, Hahn J, Richards RG. Coating of carbon fiber-reinforced polyetheretherketone implants with titanium to improve bone apposition. *J Biomed Mater Res, Part B Appl Biomater*. 2013; 101:591–598.
97. Bathala L, Majeti V, Rachuri N. The Role of Polyether Ether Ketone (PEEK) in Dentistry -A Review. *Journal of medicine and life*. 2019; 12:5–9.
98. Di Maggio B, Sessa P, Mantelli P. PEEK radiolucent plate for distal radius fractures: multicentre clinical results at 12 months follow up. *Injury*. 2017; 48:34–S38.
99. Draenert FG, Coppenrath E, Herzog P. Beam hardening artefacts occur in dental implant scans with the NewTom cone beam CT but not with the dental 4-row multidetector CT. *Dentomaxillofac Radiol*. 2007; 36:198–203.
100. Knaus J, Schaffarczyk D, Cölfen H. On the Future Design of Bio-Inspired Polyetheretherketone Dental Implants. *Macromol Bio sci*. 2020; 20:1900239.
101. Najeeb S, Khurshid Z, Matinlinna JP, Siddiqui F, Nassani MZ, Baroudi K. Nanomodified PEEK Dental Implants: Bioactive Composites and Surface Modification-A Review. *Int J Dent*. 2015;2015: 381759.
102. İmgara ADA. The effect of different surface treatments on shear bond strength of veneering composite to implant-based PEEK abutment. *Yeditepe Üniversitesi, Yüksek Lisans*, 2018.
103. Lin GM, Xie GY, Sui GX. Hybrid effect of nanoparticles with carbon fibers on the mechanical and wear properties of polymer composite. *Composites Part B*. 2012; 43(1):44-49.
104. 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):3500-351.
105. Lin TW, Corvelli A, Frondoza CG. Glass PEEK composite promotes proliferation and osteocalcin production of human osteoblastic cells. *J Biomed Mater Res*. 1997; 36(2):137-44.
106. Bakar MS, Cheng MH, Tang SM. Tensile properties, tension tension fatigue and biological response of polyetheretherketone hydroxyapatite composites for load-bearing orthopedic implants. *Biomaterials*. 2003; 24(13):2245-2250.
107. Wong KL, Wong C T, Liu WC. Mechanical properties and in vitro, response of strontium-containing hydroxyapatite/polyetheretherketone composites. *Biomaterials*. 2009; 30(23-24):3810-7.

108. Wu X, Liu X, Jie W. Nano-TiO₂/PEEK bioactive composite as a bone substitute material: in vitro and in vivo studies. *Int J Nanomedicine*. 2012; 7(9):1215-25.
109. Nurhaerani, Arita K, Shinonaga Y, Nishino M. Plasma-based fluorine ion implantation into dental materials for inhibition of bacterial adhesion. *Dent Mater J*. 2006; 25(4):684-92.
110. Koutouzis T, Richardson J, Lundgren T. Comparative soft and hard tissue responses to titanium and polymer healing abutments. *J Oral Implantol*. 2011; 37:174–182.
111. Özden S, Demir H. Material Rising in Dentistry Poly-Ether-Ether-Ketone (PEEK). *Necmettin Erbakan University Dental Journal*. 2020; 2:76-85.
112. Meloni SM, De Riu G, Pisano M. Implant treatment software planning and guided flapless surgery with immediate provisional prosthesis delivery in the fully edentulous maxilla. A retrospective analysis of 15 consecutively treated patients. *Eur J Ora*. 2010; 3(3):245-51.
113. Lopes A, Malo P, de Araujo Nobre M. The nobel guide all-on-4 treatment concept for rehabilitation of edentulous jaws: A Retrospective Report on the 7-Years Clinical and 5-Years Radiographic Outcomes. *Clin Implant Dent Relat Res*. 2017; 19:233–244.
114. Maló P, de Araújo Nobre M, Moura Guedes C, Almeida R, Silva A, Sereno N, Legatheaux J. Short-term report of an ongoing prospective cohort study evaluating the outcome of full-arch implant-supported fixed hybrid polyetheretherketone-acrylic resin prostheses and the All-on-Four concept. *Clin Implant Dent Relat Res*. 2018; 20(5):692-702.
115. Shahmiri R, Standard OC, Hart JN. Optical properties of zirconia ceramics for esthetic dental restorations: A systematic review. *Journal of Prosthetic Dentistry*. 2018; 119:36–46.
116. Turon-Vinas M, Anglada M. Strength and fracture toughness of zirconia dental ceramics. *Dental Materials*. 2018; 34:365–375.
117. Venezia P, Torsello F, Cavalcanti R. Retrospective analysis of 26 complete arch implant-supported monolithic zirconia prostheses with feldspathic porcelain veneering limited to the facial surface. *J Prosthet Dent*. 2015; 114:506–512.
118. Raigrodski AJ, Hillstead MB, Meng GK. Survival and complications of zirconia-based fixed dental prostheses: A systematic review. *Journal of Prosthetic Dentistry*. 2012; 107:170-177.
119. 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; 112:1278-88.
120. Cook SD, Rust-Dawicki A. Preliminary evaluation of titanium-coated PEEK dental implants. *J Oral Implantol*. 1994; 21:176–81.

121. Tetelman ED, Babbush CA. A new transitional abutment for immediate aesthetics and function. *Implant Dent.* 2008; 17:51–8.
122. Dawson JH, Hyde B, Hurst M, Harris BT, Lin W. Polyetherketoneketone (PEKK), a framework material for complete fixed and removable dental prostheses: a clinical report. *J Prosthet Dent.* 2018;119: 867–72.
123. Oh KC, Park J, Lee J, Moon HS. Treatment of a mandibular discontinuity defect by using a fibula free flap and an implant-supported fixed complete denture fabricated with a PEKK framework: a clinical report. *J Prosthet Dent.* 2018;119: 1021–4.
124. Amelya A, Kim J, Woo C, Otgonbold J, Lee K, Kim J. Load-bearing capacity of posterior CAD/CAM implant-supported fixed partial dentures fabricated with different esthetic materials. *Int J Prosthodont.* 2019; 32:201–4.
125. Passia N, Ghazal M, Kern M. Long-term retention behaviour of resin matrix attachment systems for overdentures. *J Mech Behav Biomed Mater.* 2016; 57:88–94.
126. Bozini T, Petridis H, Garefis K, Garefis P. A meta-analysis of prosthodontic complication rates of implant-supported fixed dental prostheses in edentulous patients after an observation period of at least 5 years. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 2011; 26(2):304-18.
127. Purcell BA, McGlumphy EA, Holloway JA, Beck FM. Prosthetic complications in mandibular metal-resin implant-fixed complete dental prostheses: a 5-to 9-year analysis. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 2008; 23:847–57.
128. Mello PC, Coppedê AR, Macedo AP, Mattos, da Gloria Chiarello de Maria, Rodrigues RCS, Ribeiro RF. Abrasion wear resistance of different artificial teeth opposed to metal and composite antagonists. *J Appl Oral Sci.* 2009; 17:451–6.
129. Livaditis JM, Livaditis GJ. The use of custom-milled zirconia teeth to address tooth abrasion in complete dentures: a clinical report. *J Prosthodontics: Implant, Esthetic Reconstr Dent.* 2013; 22:208–13.
130. Afify A, Haney S. Enhancing fracture and wear resistance of dentures/overdentures utilizing digital technology: a case series report. *J Prosthodontics.* 2016; 25:489–94.
131. Myerson RL. The use of porcelain and plastic teeth in opposing complete dentures. *J Prosthet Dent.* 1957; 7:625–33.
132. Lin W, Metz MJ, Pollini A, Ntounis A, Morton D. Digital data acquisition for a CAD/CAM-fabricated titanium framework and zirconium oxide restorations for an implant-supported fixed complete dental prosthesis. *J Prosthet Dent.* 2014; 112:1324–9.
133. Maló P, de Araújo Nobre M, Borges J, Almeida R. Retrievable metal ceramic implant-supported fixed prostheses with milled titanium frameworks and all-ceramic crowns: retrospective clinical study with up to 10 years of follow-up. *J Prosthodont.* 2012; 21(4):256-64.

134. Lee KS, Shin SW, Lee SP, Kim JE, Kim JH, Lee JY. Comparative evaluation of a four-implant-supported polyetherketoneketone framework prosthesis: A three-dimensional finite element analysis based on cone beam computed tomography and computer-aided design. *Int J Prosthodont*. 2017; 30(6):581-585.
135. Benli M, Eker Gümüş B, Kahraman Y. Surface roughness and wear behavior of occlusal splint materials made of contemporary and high-performance polymers. *Odontology*. 2020; 108:240–250.
136. Costa-Palau S, Torrents-Nicolas J, Brufau-De Barberà M. Use of polyetheretherketone in the fabrication of a maxillary obturator prosthesis: A clinical report. *J Prosthet Dent*. 2014; 112: 680–682.
137. Tasopoulos T, Chatziemmanouil D, Kouveliotis G. PEEK maxillary obturator prosthesis fabrication using intraoral scanning, 3D printing, and CAD/CAM. *Int J Prosthodont*. 2020; 33:333–340.
138. Behr M, Zeman F, Passauer T, Koller M, Hahnel S, Buegers R. Clinical performance of cast clasp-retained removable partial dentures: a retrospective study. *Int J Prosthodont*. 2012; 25:138–44.
139. Donovan TE, Cho GC. Esthetic considerations with removable partial dentures. *J Calif Dent Assoc*. 2003; 31:551–7.
140. Donovan TE, Derbabian K, Kaneko L, Wright R. Esthetic considerations in removable prosthodontics. *J Esthetic Restorat Dent*. 2001;13:241–53.
141. Sun F, Shen X, Zhou N, Gao Y, Guo Y, Yang X, Wu G. A speech bulb prosthesis for a soft palate defect with a polyetherketoneketone (PEKK) framework fabricated by multiple digital techniques: A clinical report. *J Prosthet Dent*. 2020;124(4):495-499.
142. Tannous F, Steiner M, Shahin R, Kern M. Retentive forces and fatigue resistance of thermoplastic resin clasps. *Dent Mater*. 2012; 28:273–8.
143. Choi J, Yun B, Jeong C, Huh J. Retentive properties of two stud attachments with polyetherketoneketone or nylon insert in mandibular implant overdentures. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 2018; 33:1079–88.
144. Edelhoff D, Beuer F, Schweiger J. CAD/CAM-generated high-density polymer restorations for the pretreatment of complex cases: a case report. *Quintessence Int*. 2012; 43: 457–67.
145. Carvalho AO, Bruzi G, Giannini M. Fatigue resistance of CAD/CAM complete crowns with a simplified cementation process. *J Prosthet Dent*. 2014; 111:310– 317.
146. Kern M, Lehmann F. Influence of surface conditioning on bonding to polyetheretherketon (PEEK). *Dent Mater*. 2012; 28:1280–1283.
147. Beuer F, Steff B, Naumann M. Load-bearing capacity of all-ceramic three-unit fixed partial dentures with different computer-aided design (CAD) /computer-aided manufacturing (CAM) fabricated framework materials. *Eur J Oral Sci*. 2008; 116:381–386.

148. Bae SY, Park JY, Jeong I Do. Three-dimensional analysis of marginal and internal fit of copings fabricated with polyetherketoneketone (PEKK) and zirconia. *J Prosthodont Res.* 2017; 61:106–112.
149. Abdullah AO, Tsitrou EA, Pollington S. Comparative in vitro evaluation of CAD/CAM vs conventional provisional crowns. *J Appl Oral Sci.* 2016; 24:258–263.
150. Stawarczyk B, Eichberger M, Uhrenbacher J. Three-unit reinforced polyetheretherketone composite FDPs: Influence of fabrication method on load-bearing capacity and failure types. *Dent Mater J.* 2015; 34:7–12.
151. Skirbutis G, Dzingutė A, Masiliūnaitė VA. Review of PEEK polymer's properties and its use in prosthodontics. *Stomatologija.* 2017; 19:19–23.
152. Uhrenbacher J, Schmidlin PR, Keul C. The effect of surface modification on the retention strength of polyetheretherketone crowns adhesively bonded to dentin abutments. *J Prosthet Dent.* 2014; 112:1489–1497.
153. Zoidis P, Bakiri E, Papathanasiou I. Modified PEEK as an alternative crown framework material for weak abutment teeth: A case report. *Gen Dent.* 2017; 65:37–40.
154. Nishigawa K, Bando E, Nakano M. Quantitative study of bite force during sleep associated bruxism. *J Oral Rehabil.* 2001; 28:485–491.
155. Calderon PDS, Kogawa EM, Lauris JRP. The influence of gender and bruxism on the human maximum bite force. *J Appl Oral Sci.* 2006; 14:448–453.
156. Andrikopoulou E, Zoidis P, Artopoulou I-I. Modified PEEK resin bonded fixed dental prosthesis for a young cleft lip and palate patient. *J Esthet Restor Dent.* 2016; 28:201–207.
157. Park ME, Shin SY. Three-dimensional comparative study on the accuracy and reproducibility of dental casts fabricated by 3D printers. *J Prosthet Dent.* 2018; 119(5):861.e1-861.e7.
158. Alsadon O, Wood D, Patrick D, Pollington S. Comparing the optical and mechanical properties of PEKK polymer when CAD/CAM milled and pressed using a ceramic pressing furnace. *J Mech Behav Biomed Mater.* 2019; 89:234–6.
159. Lee K, Shin M, Lee J, Ryu J, Shin S. Shear bond strength of composite resin to high performance polymer PEKK according to surface treatments and bonding materials. *J Adv Prosthodont.* 2017; 9:350–7.
160. Stawarczyk B, Silla M, Roos M, Eichberger M, Lümke mann N. Bonding behaviour of polyetherketoneketone to methylmethacrylate and dimethacrylate-based polymers. *J Adhes Dent.* 2017; 19:331–8.
161. Lümke mann N, Eichberger M, Stawarczyk B. Bond strength between a high-performance thermoplastic and a veneering resin. *J Prosthet Dent.* 2020; 124(6):790-797.

162. Fokas G, Guo CY, Tsoi JK. The effects of surface treatments on tensile bond strength of polyether-ketone-ketone (PEKK) to veneering resin. *J Mech Behav Biomed Mater.* 2019; 93:1-8.
163. Gama LT, Duque TM, Özcan M, Philippi AG, Mezzomo LAM, Gonçalves, Simek Vega Thais Marques. Adhesion to high-performance polymers applied in dentistry: a systematic review. *Dent Mater.* 2020; 36:e93–e108.
164. Labriaga W, Song S, Park J, Ryu J, Lee J, Shin S. Effect of non-thermal plasma on the shear bond strength of resin cements to Polyetherketoneketone (PEKK). *J Adv Prosthodont.* 2018; 10:408–14.
165. Habib SR, Al Otaibi AK. Comparison between five CAD/CAM systems for fit of zirconia copings. *Quintessence Int.* 2018; 49:437–44.
166. Habib SR. Digital microscopic evaluation of vertical marginal discrepancies of CAD/CAM fabricated zirconia cores. *Biomed Eng/Biomed sch Tech.* 2019; 64:207–14.
167. Habib SR, Al Ajmi MG, Al Dhafyan M, Jomah A, Abualsaud H, Almashali M. Effect of margin designs on the marginal adaptation of zirconia copings. *Acta Stomatol Croat.* 2017; 51:179–87.
168. Papadiochou S, Pissiotis AL. Marginal adaptation and CAD-CAM technology: a systematic review of restorative material and fabrication techniques. *J Prosthet Dent.* 2018; 119:545–51.
169. Mously HA, Finkelman M, Zandparsa R, Hirayama H. Marginal and internal adaptation of ceramic crown restorations fabricated with CAD/CAM technology and the heat-press technique. *J Prosthet Dent.* 2014; 112:249–56.
170. Habib SR, Alotaibi A, Al Hazza N, Allam Y, AlGhazi M. Two-body wear behavior of human enamel versus monolithic zirconia, lithium disilicate, ceramometal and composite resin. *J Adv Prosthodont.* 2019;11:23–31.
171. Choi J, Song E, Shin J, Jeong T, Huh J. In vitro investigation of wear of CAD/CAM polymeric materials against primary teeth. *Materials.* 2017; 10:1410.
172. Kotthaus M, Hasan I, Keilig L, Grüner M, Bourauel C, Stark H. Investigation of the retention forces of secondary telescopic crowns made from Pekkton® ivory in combination with primary crowns made from four different dental alloys: an in vitro study. *Biomed Tech (Berl).* 2019; 64(5):555-562
173. Keilig L, Stark H, Bourauel C. Does the material stiffness of novel high performance polymers for fixed partial dentures influence their biomechanical behavior?. *Int J Prosthodont.* 2016; 30:595-7.
174. Terry DA, Swift EJ. Post-ve-core: geçmişten günümüze. *Bugün Dent.* 2010; 29:132.
175. Goodacre CJ, Spolnik KJ. Endodontik tedavi görmüş dişlerin protetik tedavisi: bir literatür taraması. Kısım I. Başarı ve başarısızlık verileri, tedavi kavramları. *J Protez.* 1994; 3:243-250.

176. Raman Mishra D, Shetty VS, D'Costa VF, Shetty KH. Direklerin evrimi - katılıktan esnekliğe. *Stajyer J Sci Arş.* 2017; 6:2671-2677.
177. Haralur SB. Çeşitli estetik postlarla restore edilen endodontik tedavili dişlerin kırılma direnci. *J Health Care Technol.* 2020;1-1.
178. Linn J, Messer HH. Effect of restorative procedures on the strength of endodontically treated molars. *J Endod.* 1994; 20(10):479-85.
179. El-Damanhoury HM, Haj-Ali RN, Platt JA. Fracture resistance and microleakage of endocrowns utilizing three CAD-CAM blocks. *Oper Dent.* 2015; 40:201–210.
180. Ghajghouj O, Taşar-Faruk S. Evaluation of fracture resistance and microleakage of endocrowns with different intracoronal depths and restorative materials luted with various resin cements. *Materials (Basel).* 2019 Aug 8;12(16):2528.
181. Lee K, Shin J, Kim J, Kim J, Lee W, Shin S. Biomechanical evaluation of a tooth restored with high performance polymer PEKK post-core system: a 3D finite element analysis. *BioMed Res Int.* 2017; 2017:1–9.
182. Güven MÇ, Dayan SÇ, Yıldırım G, Mumcu E. Custom and prefabricated PolyEtherKetoneKetone (PEKK) post-core systems bond strength: scanning electron microscopy evaluation. *Microsc Res Tech.* 2020: 804–10.
183. Wiesli MG, Özcan M. High-performance polymers and their potential application as medical and oral implant materials:a review. *Implant Dent.* 2015; 24:448–57.
184. Zhou LQY, Zhu Y, Liu H, Gan K, Guo J. The effect of different surface treatments on the bond strength of PEEK composite materials. *Dent Mater.* 2014; 30:e209–15.
185. Rosentritt MPV, Behr M, Sereno N, Kolbeck C. Shear bond strength between veneering composite and PEEK after different surface modifications. *Clin Oral Investig.* 2015; 19:739–44.
186. Comyn J, Mascia L, Xiao G, Parker M B. Plasma treatment of polyetheretherketone (PEEK) for adhesive bonding. *Int J Adhes.* 1996; 16(2):97-104.
187. Laurens P, Sadras B, D'ecobert F, Ar'efi-Khonsari F, Amouroux J. Laser-induced surface modifications of polyether ether ketone: influence of the excimer laser wavelength. *J Adhes Sci Technol.* 1999; 13(9):983-997.
188. Hamdan S. Evans JRG. *J Adhesion Sci Tech.* 1987; 1(4):281.
189. Stawarczyk B, Bahr N, Beuer F, Wimmer T, Eichberger M, Gernet W, Jahn D, Schmidlin PR. Influence of plasma pretreatment on shear bond strength of self-adhesive resin cements to polyetheretherketone. *Clin Oral Investig.* 2014; 18:163-170.
190. Seferli Z. İki farklı tip peek materyalinin kompozitle bağlanma dayanımının değerlendirilmesi. *Kocaeli Üniversitesi, Uzmanlık Tezi,* 2019.

191. Silthampitag P, Chaijareenont P, Tattakorn K, vd. Yüzey ön işlemlerinin reçine kompozit PEEK'e bağlanmasına etkisi. *Dental Materials Journal*. 2016; 35 (4):668-674.
192. 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.
193. Schwitalla AD, Bötzel F, Zimmermann T, Sütel M, Müller WD. The impact of argon/oxygen low-pressure plasma on shear bond strength between a veneering composite and different PEEK materials. *Dent Mater*. 2017; 33(9):990-99.
194. Amaral R, Özcan M, Bottino MA, Valandro LF. Microtensile bond strength of a resin cement to glass infiltrated zirconia-reinforced ceramic: the effect of surface conditioning. *Dent Mater*. 2006; 22(3):283–290.
195. Davies P, Courty C, Xanthopoulos N, Mathieu HJ. Surface treatment for adhesive bonding on carbon fibre-poly (etherether ketone) composites. *J Mater sci lett*. 1991; 10(6):335-338.
196. Chaijareenont P, Prakhamsai S, Silthampitag P, Takahashi H, Arksornnukit M. Effects of different sulfuric acid etching concentrations on PEEK surface bonding to resin composite. *Dent Mater J*. 2018; 37(3):385-92.
197. Sproesser O, Schmidlin PR, Uhrenbacher J, Roos M, Gernet W, Stawarczyk B. Effect of sulfuric acid etching of polyetheretherketone on the shear bond strength to resin cements. *J Adhes Dent*. 2014; 16:465–72.
198. Keul C, Liebermann A, Schmidlin PR, Roos M, Sener B, Stawarczyk B. Influence of PEEK surface modification on surface properties and bond strength to veneering resin composites. *J Adhes Dent*. 2014; 16(4):383–92.
199. Çulhaoğlu AK, Özkır SE, Şahin V, Yılmaz B, Kılıçarslan MA. Effect of various treatment modalities on surface characteristics and shear bond strengths of polyetheretherketone-based core materials. *J Prosthodont*. 2020; 29(2):136-141.
200. Sailer I, Pjetursson BE, Zwahlen M, Hämmerle CH. A systematic review of the survival and complication rates of all-ceramic and metal-ceramic reconstructions after an observation period of at least 3 years. Part II: Fixed dental prostheses. *Clin Oral Implants Res*. 2007; 18 3:86-96. Erratum in: *Clin Oral Implants Res*. 2008;19(3):326-8.
201. Lünkemann N, Eichberger M, Stawarczyk B. Bonding to different PEEK compositions: The impact of dental light curing units. *Materials*. 2017; 10(1):67.
202. Zhang S, Awaja F, James N, McKenzie DR, Ruys AJ. Autohesion of plasma treated semi-crystalline PEEK: comparative study of argon, nitrogen and oxygentreatments. *Colloid Surf A-Physicochem Eng Asp*. 2011; 374:88–95.
203. Wang H, Lu T, Meng F, Zhu H, Liu X. Enhanced osteoblastresponses to poly ether ether ketone surface modified by water plasma immersion ion implantation. *Colloid SurfB-Biointerfaces*. 2014; 117:89–97.
204. Rao GR, Lee EH. Effects of sequential He⁺ and Ar⁺implantation on surface properties of polymers. *J Mater Res*. 1996;11:2661–7.

205. Powles RC, McKenzie DR, Meure SJ, Swain MV, James NL. Nanoindentation response of PEEK modified by mesh-assisted plasma immersion ion implantation. *Surf Coat Technol.* 2007;201:7961–9.
206. Fu Q, Gabriel M, Schmidt F, Müller WD, Schwitala AD. The impact of different low-pressure plasma types on the physical, chemical and biological surface properties of PEEK. *Dent Mater.* 2021; 37(1):e15-e22.
207. L. Montanaro, C.R. Ariciola, D. Campoccia, M. Cervellati. In vitro effects on MG63 osteoblast like cells following contact with two roughness-differing fluorohydroxyapatite-coated titanium alloys. *Biomaterials.* 2002; 23:3651-3659.
208. P. Favia, R. d'Agostino. Plasma treatments and plasma deposition of polymers for biomedical applications, *surf. Coat. Technol.* 1998; 98:1102e1106.
209. Canup LK. Non aqueous treatment of fabrics utilizing plasmas. North Carolina State University, master tezi, Raleigh, 2000, USA.
210. M. Laroussi, M. Kong, G. Morfill, W. Stolz. *Plasma Medicine.* Cambridge New York, 2012.
211. Lu XP, Jiang Z, Xiong Q, Tang Z, Hu X, Pan Y. *Appl Phys. Lett.* 2008; 92:081502.
212. Li G, Li HP, Wang LY, Wang S, Zhao HX, Sun WT, Xing XH, Bao CY. *Appl. Phys. Lett.* 2008; 92:221504
213. Iwanaga S, Akiyama Y, Kikuchi A, Yamato M, Sakai K, Okano T, Fabrication of cell array on ultrathin hydrophilic polymer gels utilizing electron beam irradiation and UV excimer laser ablation. *Biomaterials.* 2005; (26)5395–5404.
214. Garbassi F, Morra M, Occhiello E. Modification techniques and applications. *Polymer Surfaces: from Physics to Technology in:* Eds. Chichester, UK: 1994, p: 221e454.
215. Tsuka H, Morita K, Kato K, Kimura H, Abekura H, Hirata I, Kato K, Tsuga K. Effect of laser groove treatment on shear bond strength of resin-based luting agent to polyetheretherketone (PEEK). *J Prosthodont Res.* 2019; 63(1):52-57.
216. Mangipudi V, Tirrell M, Pocius A.V. Direct measurement of the surface energy of corona-treated polyethylene using the surface forces apparatus. *Langmuir.* (1995);11(1);19e23.
217. Noiset O, Schneider YJ, Marchand-Brynaert J. Grafting on chemically modified PEEK film surfaces, *J. Biomater. Sci. Polym. Ed.* 1999;10(6):657e677.
218. Önal B. Restoratif dişhekimliğinde maddeler ve uygulamaları. Birinci baskı, İzmir: Ege Üniversitesi Dişhekimliği Fakültesi Yayınları; 2004, p:111-4,128-9.
219. O'Brien WJ. *Dental Materials and Their Selection.* 3rd ed. Canada, Quintessence; 2002, p:143,46.
220. Türk AG, Ulusoy M, Önal B. The use of composite resin cements for indirect restorations. 2014; 35(2):1-8.

221. Vrochari AD, Eliades G, Hellwig E, Wrbas KT. Curing efficiency of four self-etching, self-adhesive resin. *Dent Mater*. 2009; 25(9):1104-1108.
222. Simon JF, Darnell LA. Considerations for proper selection of dental cements. *Compend Contin Educ Dent*. 2012; 33(1):28-36.
223. Carville R, Quinn F. The selection of adhesive systems for resin-based luting agents. *Journal of the Irish Dental Association*. 2008; 54(5):218-222.
224. Pegoraro TA, da Silva NR, Cavalho RM. Cements for use in esthetic dentistry. *Dent Clin North*. 2007; 51(2):453-471.
225. Önal B. Farklı simanlar ile yapıştırılmış kompozit inleylerin kavite adaptasyonunun tarama mikroskobu ile incelenmesi. *EÜ Dişhek Fak Derg*. 2000; 21:32-37.
226. Kılıçarslan MA, Zaimoğlu A. Shear bond strength of porcelain laminate veneers which bonded resin cements on enamel and dentine. *Türkiye Klinikleri J Dental Sci*. 1999; 5(2):99-105.
227. El-Badrawy WA, El-Mowafy OM. Chemical versus dual curing of resin inlay cements. *J Prosthet Dent*. 1995; (73):515-524.
228. Peumans M, Van Meerbeek BV, Lambrechts P, Vanherle G. Porcelain veneers: a review of the literature. *J Dent*. 2000; 28(3):163-177.
229. Reis AF, Oliveira MT, Giannini M, De Goes MF, Rueggeberg FA. The effect of organic solvents on one-bottle adhesives' bond strength to enamel and dentin. *Oper Dent*. 2003; 28:700-706.
230. Tay FR, Gwinnett JA, Wei SH. The overwet phenomenon in two-component acetone-based primers containing aryl amine and carboxylic acid monomers. *Dent Mater*. 1997;13:118-127.
231. Swift EJ Jr, Bayne SC. Shear bond strength of a new one-bottle dentin adhesive. *Am J Dent*. 1997; 10(4):184-188.
232. Önal B. Dentin adezivler. *İzmir Dişhek Odası Dergisi*. 1997; 8(4):24-25.
233. De Munck J, Vargas, M, Iracki J. One-day bonding effectiveness of new selfetch adhesives, to bur cut enamel and dentine. *Oper Dent*. 2005; 30:39-49.
234. Carvalho RM, Pegoraro TA, Tay FR, Pegarora LF, Silva NR, Pashley DH. Adhesive permeability affects coupling of resin cements that utilise self etching primers to dentin. *J Dent* 2004; (32):55–65.
235. Myers ML, Caughman WF, Rueggeberg FA. Effect of restoration composition shade and thickness on the cure of a photoactivated resin cement. *J Prosthodont*. 1994; (3):149–157.
236. Cekic I, Ergun G, Lassila LV, Vallittu PK. Ceramic-dentin bonding: effect of adhesive systems and light-curing units. *J Adhes Dent*. 2007; 9(1):17-23.

237. Ferracane JL, Stansbury JW, Burke FJ. Self-adhesive resin cements - chemistry properties and clinical considerations. *J Oral Rehabil*. 2011; 38(4):295-314.
238. Burke FJ, Fleming GJ, Abbas G, Richter B. Effectiveness of a self-adhesive resin luting system on fracture resistance of teeth restored with dentin-bonded crowns. *Eur J Prosthodont Restor Dent*. 2006;14(4):185-188.
239. Hikita K, Van Meerbeek B, De Munck J, Ikeda T, Van Landuyt K, Lambrechts P. Bonding effectiveness of adhesive luting agents to enamel and dentine. *Dent Mater*. 2007; 23:71-80.
240. Kakaboura A, Fragouli M, Rahiotis C, Silikas N. Evaluation of surface characteristics of dental composites using profilometry, scanning electron, atomic force microscopy and gloss-meter. *J Mater Sci Mater Med*. 2007;18(1):155-63.
241. R. Asmatulu. Introduction to Nanotechnology, Class Text Notes, Wichita State University, 2017.
242. Pereira-da-Silva MA, Fabio A. Ferri, Alessandra L, Da Róz, Marystela Ferreira, Lima Leite F, Osvaldo NO. Scanning Electron Microscopy, In *Micro and Nano Technologies, Nanocharacterization Techniques*. 2017;1-35.
243. Hodoroaba VD, Unger Wolfgang E.S, Alexander G. Shard. Energy-dispersive X-ray spectroscopy (EDS) in micro and nano technologies. Characterization of Nanoparticles. 2020, p: 397-417.
244. Schmitz KH, Schulmeyer H. Bestimmung der Haftfestigkeit dentaler metalkeramischer Verbundsysteme. *Dental Labor*. 1975; 12:1416-20.
245. Marx H. Die metall-keramische Verbundfestigkeit prüfung – Ein besonderes werkstoffkundliches problem. *ZWR*. 1986; 5:524-7.
246. Hammad IA, Talic YF. Designs of bond strength tests for metal-ceramic complexes. *J Prosthet Dent*. 1996; 75:602-8.
247. Al-Salehi SK, Burke FJ. Methods used in dentin bonding tests: an analysis of 50 investigations on bond strength. *Quintessence Int*. 1997; 28:717-2.
248. ISO/TS 11405. Dental Materials- Testing of adhesion to tooth structure. 2nd ed. Geneva, Switsherland; 2003.
249. Placido E, Meira JB, Lima RG, Muench A, de Souza RM, Ballester RY. Shear versus microshear bond strength test: a finite element stress analysis. *Dent Mater*. 2007; 23:1086-92.
250. Scherrer S, Cesar PF, Swain MV. Direct comparison of the bond strength results of the different test methods: a critical literaure review. *Dent Mater*. 2010; 26:78-93.
251. Ates SM, Caglar I, Duymus Z. The effect of different surface pretreatments on the bond strength of veneering resin to polyetheretherketone. *J Adhes Sci Technol*. 2018; 32:1-12.
252. Han KH, Lee JY, Shin SW. Implant-and tooth-supported fixed prostheses using a high- performance polymer (Pekkton) framework. *Int J Prosthodont*. 2016; 29:451-4.

253. Passaretti A, Petroni G, Miracolo G, Savoia V, Perpetuini A, Cicconetti A. Metal free, full arch, fixed prosthesis for edentulous mandible rehabilitation on four implants. *J Prosthodont Res.* 2018;62:264-7.
254. Zoidis P. The all-on-4 modified polyetheretherketone treatment approach: A clinical report. *J Prosthet Dent.* 2018; 119:516-21.
255. Basaran EG, Ayna E, Vallittu PK, Lassila LV. Load bearing capacity of fiberreinforced and unreinforced composite resin CAD/CAM-fabricated fixed dental prostheses. *J Prosthet Dent* 2013; 109:88-94.
256. Gama LT, Duque TM, Özcan M, Philippi AG, Mezzomo LAM, Gonçalves TMSV. Adhesion to high-performance polymers applied in dentistry: A systematic review. *Dent Mater.* 2020 Apr;36(4):e93-e108.
257. Stawarczyk BKC, Beuer F, Roos M, Schmidlin PR. Tensile bond strength of veneering resins to PEEK: impact of different adhesives. *Dent Mater J.* 2013; 32:441–8.
258. Yang B, Scharnberg M, Wolfart S, Quaas AC, Ludwig K, Adelung R. Influence of contamination on bonding to zirconia ceramic. *J Biomed Mater Res B Appl Biomater.* 2007; 81:283–90.
259. Ersu B, Yuzugullu B, Ruya Yazici A, Canay S. Surface roughness and bond strengths of glass-infiltrated alumina-ceramics prepared using various surface treatments. *J Dent.* 2009; 37:848-56.
260. Marshall SJ, Bayne SC, Baier R, Tomsia AP, Marshall GW. A review of adhesion science. *Dent Mater.* 2010; 26:e11-6.
261. Stawarczyk B, Taufall S, Roos M, Schmidlin PR, Lümke mann N. Bonding of composite resins to PEEK: the influence of adhesive systems and air-abrasion parameters. *Clin Oral Investig.* 2018; 22(2):763-771.
262. Gouveia DDNM, Razzoog ME, Sierraalta M, Alfaro MF. Effect of surface treatment and manufacturing process on the shear bond strength of veneering composite resin to polyetherketoneketone (PEKK) and polyetheretherketone (PEEK). *J Prosthet Dent.* 2021 Mar 4:S0022-3913(21)00069-X.
263. Sakihara M, Taira Y, Sawase T. Effects of sulfuric and vinyl sulfonic acid etchants on bond strength of resin composite to polyetherketoneketone. *Odontology.* 2019; 107:158–164.
264. Schmidlin PR, Eichberger M, Stawarczyk B. Glycine: A potential coupling agent to bond to helium plasma treated PEEK? *Dent. Mater.* 2016; 32:305–310.
265. Bötzel F, Zimmermann T, Sütel M, Müller W, Schwitalla AD. Influence of different low-pressure plasma process parameters on shear bond strength between veneering composites and PEEK materials. *Dent. Mater.* 2018; 34(9):e246-e254.
266. Zaldivar RJ, Nokes J, Steckel G.L, Kim H.I, Morgan B. The effect of atmospheric plasma treatment on the chemistry, morphology and resultant bonding behavior of a pan-based carbon fiber-reinforced epoxy composite. *J Compos Mater.* 2010; 44:137–1.

267. Williams T, Yu H, Woo R. Atmospheric pressure plasma as a method for improving adhesive bonding. *Aerosp Mater Process LLC*: 2631 Manhattan Beach Blvd. Redondo Beach CA. USA, 2014.
268. Grace J, Gerenser L. Plasma Treatment of Polymers. *J Dispers. Sci. Technol.* 2003; 24, 305–341.
269. Younis M, Unkovskiy A, ElAyouti A, Geis-Gerstorfer J, Spintzyk S. The effect of various plasma gases on the shear bond strength between unfilled polyetheretherketone (PEEK) and veneering composite following artificial aging. *Materials (Basel)*. 2019;12(9):1447.
270. Stawarczyk B, Bähr N, Beuer F, Wimmer T, Eichberger M, Gernet W. Influence of plasma pretreatment on shear bond strength of self-adhesive resin cements to polyetheretherketone. *Clin. Oral Investig.* 2013; 18:163–170.
271. Younis M, Drexler TUA, Qian J, W. G, Spintzyk S. The impact of non-thermal plasma on the adhesion of polyetheretherketone (PEKK) to a veneering composite system. *Journal of the mechanical behavior of biomedical materials*. 2020; 112:104065.
272. Iqbal H, Bhowmik S, Benedictus R. Surface modification of high performance polymers by atmospheric pressure plasma and failure mechanism of adhesive bonded joints. *International Journal of Adhesion and Adhesives*. 2010; 30:418-424.
273. Zhou L, Qian YT, Zhu Y, Gan K. Effect of low temperature plasma treatment on bonding property of PEEK composite material for prosthodontics. *Jilin Üniversitesi Tıp Dergisi*. 2014; 40(2):311-315.
274. Ferrari M, Cagidiaco MC, Goracci C, et al. Long-term retrospective study of the clinical performance of fiber posts. *Am J Dent*. 2007;20(5):287-291.
275. Liebermann A, Wimmer T, Schmidlin PR, et al. Physicomechanical characterization of polyetheretherketone and current esthetic dental CAD/CAM polymers after aging in different storage media. *J Prosthet Dent*. 2016; 115(3):321-8.e2.
276. Komine F, Tomic M, Gerds T, Strub JR. Influence of different adhesive resin cements on the fracture strength of aluminum oxide ceramic posterior crowns. *J Prosthet Dent*. 2004; 92:359–64.
277. Piwowarczyk A, Lauer HC, Sorensen JA. In vitro shear bond strength of cementing agents to fixed prosthodontic restorative materials. *J Prosthet Dent*. 2004; 92:265–73.
278. Behr M, Rosentritt M, Regnet T, Lang R, Handel G. Marginal adaptation in dentin of a self-adhesive universal resin cement compared with well-tried systems. *Dent Mater*. 2004; 20:191–7.
279. Sabatini C, Patel M, D'Silva E. In vitro shear bond strength of three self-adhesive resin cements and a resin-modified glass ionomer cement to various prosthodontic substrates. *Oper Dent*. 2013;38(2):186-196.
280. Derand T, Molin M, Kvam K. Bond strength of composite luting cement to zirconia ceramic surfaces. *Dent Mater*. 2005; 21(12):1158-1162.

281. Thurmond JW, Barkmeier WW, Wilwerding TM. Effect of porcelain surface treatments on bond strengths of composite resin bonded to porcelain. *J Prosthet Dent.* 1994; 72:355-359.
282. Piwowarczyk A, Lauer HC, Sorensen JA. The shear bond strength between luting cements and zirconia ceramics after two pre-treatments. *Oper Dent.* 2005; 30:382-388.
283. Küçükekenci AS, Dede DÖ, Kahveci Ç. Effect of different surface treatments on the shear bond strength of PAEKs to composite resin. *Journal of Adhesion Science and Technology.* 2021; 35(22): 2438-2451.
284. Caglar I, Ates SM, Yesil Duymus Z. An in vitro evaluation of the effect of various adhesives and surface treatments on bond strength of resin cement to polyetheretherketone. *J Prosthodont.* 2019; 28(1):e342-e349.
285. Bunz O, Benz CI, Arnold WH, Piwowarczyk A. Shear bond strength of veneering composite to high performance polymers. *Dent Mater J.* 2021; 40(2):304-311.
286. Shabib S, Use of Nd:YVO₄ laser, photodynamic therapy, sulfuric acid and sand blasting on improving bond integrity of PEEK to resin cement with adhesive. *Photodiagnosis Photodyn Ther.* 2022; 15;39:102865.
287. Sarfaraz H, Rasheed MN, Shetty SK, Prabhu UM, Fernandes K, Mohandas S. Comparison of the bond strength of composite resin to zirconia and composite resin to polyether ether ketone: an in vitro study. *J Pharm Bioallied Sci.* 2020;12(Suppl 1):S504-S509.
288. Ito Y, Okawa T, Fukumoto T. Influence of atmospheric pressure low-temperature plasma treatment on the shear bond strength between zirconia and resin cement. *J Prosthodont Res.* 2016; 60(4):289-293.
289. Altan B, Cinar S, Tuncelli B. Evaluation of shear bond strength of zirconia-based monolithic CAD-CAM materials to resin cement after different surface treatments. *Niger J Clin Pract.* 2019; 22(11):1475-1482.
290. Inagaki N, Narushima K, Tsutsui Y, Ohyama Y. Surface modification and degradation of poly(lactic acid) films by Ar-plasma, *J. Adhes Sci Technol.* 2002; 16:1041–1054.
291. Pelagade S, Singh NL, Shah S, Qureshi A, Rane RS, Mukherjee S, Deshpande UP, Ganesan V, Shripathi T. Surface free energy analysis for bipolar pulsed argon plasma treated polymer films. *J Phys.* 2010; 208:012107.

8. ÖZGEÇMİŞ

İlk ve orta öğretimimi Bandırma’da tamamladım. 2011 yılında lise eğitimini Balıkesir’de tamamladıktan sonra üniversite eğitimini Dicle Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi’nde 2017 yılında tamamladım. Daha sonra Dicle Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalında 2018’de uzmanlık eğitimine başladım.



9. BENZERLİK RAPORU

Verda tez

ORJİNALLİK RAPORU

% 5	% 5	% 2	% 1
BENZERLİK ENDEKSİ	İNTERNET KAYNAKLARI	YAYINLAR	ÖĞRENCİ ÖDEVLERİ

BİRİNCİL KAYNAKLAR

1	acikbilim.yok.gov.tr İnternet Kaynağı	% 1
2	acikerisim.dicle.edu.tr İnternet Kaynağı	% 1
3	genderi.org İnternet Kaynağı	<% 1
4	docplayer.biz.tr İnternet Kaynağı	<% 1
5	acikerisimarsiv.selcuk.edu.tr:8080 İnternet Kaynağı	<% 1
6	burkonturizm.com İnternet Kaynağı	<% 1
7	Submitted to Dicle University Öğrenci Ödevi	<% 1
8	acikerisim.sakarya.edu.tr İnternet Kaynağı	<% 1