

**TÜRKİYE CUMHURİYETİ
KIRIKKALE ÜNİVERSİTESİ
DİŞ HEKİMLİĞİ FAKÜLTESİ**

**FARKLI YÜZEY MODİFİKASYON YÖNTEMLERİNİN; POLİETER
ETER KETON (PEEK) MATERYALİNİN YÜZEY PÜRÜZLÜLÜĞÜ,
ISLANABİLİRLİĞİ VE KOMPOZİT VENEER MATERYALİ İLE
BAĞLANMA DAYANIMI ÜZERİNE OLAN ETKİLERİNİN
DEĞERLENDİRİLMESİ**

Fatoş TÜRKAL

PROTETİK DİŞ TEDAVİSİ ANABİLİM DALI

UZMANLIK TEZİ

DANIŞMAN

Dr. Öğr. Üyesi Ahmet Kürşad ÇULHAOĞLU

2019-KIRIKKALE

TÜRKİYE CUMHURİYETİ
KIRIKKALE ÜNİVERSİTESİ
DİŞ HEKİMLİĞİ FAKÜLTESİ

**FARKLI YÜZEY MODİFİKASYON YÖNTEMLERİNİN; POLİETER
ETER KETON (PEEK) MATERYALİNİN YÜZEY PÜRÜZLÜLÜĞÜ,
ISLANABİLİRLİĞİ VE KOMPOZİT VENEER MATERYALİ İLE
BAĞLANMA DAYANIMI ÜZERİNE OLAN ETKİLERİNİN
DEĞERLENDİRİLMESİ**

Fatoş TÜRKAL

PROTETİK DİŞ TEDAVİSİ ANABİLİM DALI

UZMANLIK TEZİ

DANIŞMAN

Dr. Öğr. Üyesi Ahmet Kürşad ÇULHAOĞLU

**Bu çalışma Kırıkkale Üniversitesi Bilimsel Araştırma Projeleri Birimi
Tarafından Desteklenmiştir.**

Proje No: 2017-064

2019- KIRIKKALE

Kırıkkale Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi

Protetik Diş Tedavisi Uzmanlık Eğitimi çerçevesinde yürütülmüş olan bu çalışma aşağıdaki jüri üyeleri tarafından oy birliği çoğunluğu ile Uzmanlık Tezi olarak kabul edilmiştir.

Tez Savunma Tarihi: 18/02/2019

imza

Prof. Dr. Mehmet ALİ KILIÇARSLAN
Ankara Üniversitesi,
Diş Hekimliği Fakültesi
Jüri Başkanı

imza

Prof. Dr. Volkan ŞAHİN
Kırıkkale Üniversitesi,
Diş Hekimliği Fakültesi
Üye

imza

Doç. Dr. Fethi ATIL
Kırıkkale Üniversitesi,
Diş Hekimliği Fakültesi
Üye

imza

Doç. Dr. Serhat Emre
ÖZKIR
Afyon Karahisar Sağlık Bilimleri
Üniversitesi,
Diş Hekimliği Fakültesi
Üye

imza

Dr. Öğr. Üyesi Ahmet Kürşad
ÇULHAOĞLU
Kırıkkale Üniversitesi,
Diş Hekimliği Fakültesi
Üye

İÇİNDEKİLER

İçindekiler	III
Önsöz	VI
Simgeler ve Kısaltmalar	VII
Şekiller	XI
Çizelgeler	XIV
ÖZET	XV
SUMMARY	XVI
1. GİRİŞ	1
1.1 Polimer Yapısı ve Polieter Eter Keton (PEEK)	1
1.1.1 PEEK'in Genel Özellikleri ve Diğer Materyallere Göre Üstünlükleri	2
1.2 PEEK'in Medikal Kullanım Alanları	4
1.3 PEEK'in Dental Kullanım Alanları	5
1.3.1 PEEK'in İmplant Materyali Olarak Kullanımı	6
1.3.2 PEEK'in Protetik Kullanımı	9
1.3.2.1. PEEK İmplant Abutmentları	9
1.3.2.2. PEEK'in Hareketli Bölümlü Protezlerde Kullanımı	11
1.3.2.3. PEEK'in Sabit Bölümlü Protezlerde Kullanımı.....	12
1.4 Günümüzde Kullanılan Ticari PEEK Materyalleri ve PEEK Kompozitleri.....	13
1.5 PEEK Alt Yapının Üretim Yöntemleri	15
1.5.1 Enjeksiyon Kalıplama Yöntemi	16
1.5.2 Bilgisayar Destekli Tasarım/Bilgisayar Destekli Üretim Yöntemi.....	16
1.6 PEEK'in Yüzey Modifikasyon Yöntemleri	18
1.6.1 Al ₂ O ₃ ile Kumlama	19
1.6.2 Tribokimyasal Silika Kaplama.....	20
1.6.3 Asitlerle Yüzey Modifikasyonu	21
1.6.4 Plazma ile Yüzey Modifikasyonu	22
1.6.4.1 Plazmanın Sınıflandırılması	23
1.6.4.1.1 Sıcaklık Değerlerine Göre Plazma Sınıflaması.....	23
1.6.4.1.1.1 Yüksek Sıcaklık Plazmaları	23
1.6.4.1.1.2 Düşük Sıcaklık Plazmaları	23

1.6.4.1.2 Basınca Göre Plazma Sınıflaması	24
1.6.4.1.2.1 Düşük Basınç (Vakum) Plazmaları	24
1.6.4.1.2.2 Atmosferik Basıncılı Plazma	24
1.6.4.2 Plazmanın Uygulanan Yüzey Üzerindeki Bazı Etkileri	24
1.6.5 Lazer ile Yüzey Modifikasyonu	26
1.6.5.1 Lazer Işığının Temel Özellikleri	26
1.6.5.2 Lazer Sistemlerinin Sınıflandırılması	28
1.6.5.3 PEEK Materyalinin Yüzey Modifikasyonunda Kullanılan Bazı Lazer Sistemleri ve Genel Özellikleri	30
1.6.5.3.1 Neodimyum-İtriyum-Aluminyum-Garnet Lazer (Nd-YAG Lazer)	30
1.6.5.3.2 Erbiyum-İtriyum-Aluminyum-Garnet Lazer (Er-YAG Lazer)	30
1.6.5.3.3 Femtosaniye Lazer	31
1.7 Yüzey Analiz Yöntemleri	33
1.7.1 Profilometre Analizi	33
1.7.2 Tarayıcı Elektron Mikroskobu (SEM) Analizi	34
1.7.3 Atomik Kuvvet Mikroskobu (AFM) Analizi	34
1.7.4 Enerji Dağılım Spektrometresi (EDS) Analizi	35
1.8 Temas Açısı Ölçüm Yöntemleri	35
1.8.1 Sessile Drop Tekniği	35
1.8.2 Wilhelmy Tekniği	36
1.9 Yapay Yaşlandırma Yöntemleri	36
1.9.1 Termal Döngü ile Yaşlandırma Yöntemi	36
1.10 Bağlanma Dayanımı Ölçüm Yöntemleri	36
1.10.1 Makaslama Bağlanma Dayanımı Testi (Shear Test)	37
1.10.2 Çekme (Tensile) Testi	37
1.11 Amaç	37
1.12 Hipotez	38
2. GEREÇ VE YÖNTEM	39
2.1 Örneklerin Hazırlanması	41
2.2 PEEK Örneklerle Uygulanan Yüzey İşlemleri	42
2.2.1 Kontrol Grubu	42
2.2.2 Sülfürik Asit Grubu	43

2.2.3 Femtosaniye Lazer Grubu	43
2.2.4 Plazma Grubu.....	44
2.2.5 Nd-YAG Lazer Grubu.....	45
2.3 Yüzey Pürüzlülük Ölçümü.....	45
2.4 Temas Açısı Ölçümü.....	46
2.5 Adezyon Prosedürü	47
2.6 Termal Döngü İşlemi	49
2.7 Makaslama Bağlanma Dayanımı Ölçümü	49
2.8 Taramalı Elektron Mikroskobu (SEM) Analizinin Yapılması.....	50
2.9 Enerji Dağılım Spektrometresi (EDS) Analizinin Yapılması	51
2.10 Kırık Yüzeylerinde Başarısızlık Tiplerinin Belirlenmesi	51
2.11 İstatistiksel Değerlendirme.....	51
3. BULGULAR	53
3.1 Yüzey Pürüzlülük Bulguları.....	53
3.2 Temas Açısı Bulguları.....	55
3.3 Makaslama Bağlanma Dayanımı Bulguları	59
3.4 Korelasyon Analizi Bulguları	61
3.5 SEM Analizi Bulguları.....	64
3.6 EDS Analizi Bulguları	70
3.7 Kırılma Analizi Bulguları	73
4. TARTIŞMA VE SONUÇ	76
5. KAYNAKLAR	101
6. ÖZGEÇMİŞ	126

ÖNSÖZ

Uzmanlık eğitimim boyunca desteğini her zaman hissettiğim değerli hocam Dr. Öğr. Üyesi Ahmet Kürşad ÇULHAOĞLU'na,

Bilgi birikimi ve engin tecrübesi ile üç yıl boyunca yol gösteren, tez çalışmamın istatistiksel analizini yapan değerli hocam Prof. Dr. Volkan ŞAHİN'e,

Üç yıllık uzmanlık eğitimim süresince katkılarını yok sayamayacağım, değerli bilgilerini benden esirgemeyen, Ağız Diş ve Çene Cerrahisi Anabilim Dalı'ndaki tüm hocalarım,

Plazma cihazını kullanmama izin veren hocam Doç. Dr. Emre ŞEKER'e

Uzmanlık eğitimim süresince, tüm zor zamanlarımda yanımda olup destek olan beni yalnız bırakmayan arkadaşım Arş. Gör. Hilal GÜLGEZEN AYDIN'a

Üç yıl boyunca birlikte çalıştığım, birçok şey paylaştığım çalışma arkadaşlarıma,

Varlığından güç bulduğum, hayatımın her anında yanımda olan, tüm zorlukları onlar sayesinde atlattığım başta canım annem olmak üzere aileme,

Büyük bir mutluluk ve sabırsızlıkla beklediğim, tezimi yazarken en büyük motivasyon kaynağım olan miniğe

Teşekkürü borç bilirim.

SİMGELER VE KISALTMALAR

AC: Alternative Current (Alternatif akım)

AFM: Atomic Force Microscope (Atomik Kuvvet Mikroskobu)

Al₂O₃: Aluminyum oksit

Al₂O₃/PEEK: Aluminyum oksit, alumina içerikli PEEK

Ar: Argon

Atm: Atmosfer

BT: Bilgisayarlı tomografi

β-TCP: Beta-trikalsiyum fosfat

CAD/CAM: Computer Aided Desing/Computer Aided Manufacturing (Bilgisayar Destekli Tasarım / Bilgisayar Destekli Üretim)

CFR-PEEK: Carbon Fiber Reinforced-PEEK (Karbon fiber ile güçlendirilmiş PEEK)

CO₂: Karbondioksit

Cr-Co: Krom-kobalt

DC: Direct current (Doğru akım)

dk: Dakika

DNA: Deoksiribo nükleik asit

EDMA: Etilenglikol dimetilakrilat

EDS: Enerji Dağılım Spektrometresi

Er, Cr-YSGG: Erbiyum, krom YSGG lazeri

Er-YAG: Erbiyum-İtriyum-Aluminyum-Garnet Lazer

FEA: Finite Element Analysis (Sonlu Eleman Analizi)

fs: Femtosaniye

GPa: GigaPaskal

H₂: Hidrojen

H₂O₂: Hidrojen peroksit

H₂SO₄: Sülfürik asit

H₂SO₅: Peroksimonosülfürik asit

HA/PEEK: Hidroksiapatit içerikli PEEK

HA: Hidroksiapatit

He-Ne: Helyum neon lazer

Ho-YAG: Holmiyum-İtriyum-Aluminyum-Garnet lazer

Hz: Hertz

ISO: International Organization for Standardization (Uluslararası Standardizasyon Örgütü)

K: Kelvin

m: Metre

MHz: MegaHertz

mJ/cm²: MiliJoule/santimetrekare

MJ: MegaJoule

mJ: MiliJoule

mm/dk: Milimetre/dakika

mm/sn: Milimetre/saniye

mm: Milimetre

mm²: Milimetre kare

MMA: Metilmetakrilat

MPa: MegaPascal

MR: Manyetik Rezonans Görüntüleme

ms: Milisaniye

mTorr: MiliTorr

MW: MegaWatt

N: Newton

n: Örnek sayısı

N₂: Azot

Ncm: Newton santimetre

Nd: Neodimyum

Nd-YAG: Neodimyum-İtriyum-Aluminyum-Garnet lazer

NiTi: Nikel-titanyum

nm: Nanometre

ns: Nanosaniye

O₂: Oksijen

p: Anlamlılık düzeyi

PAEK: Poliaril eter keton
PEEK: Polieter eter keton
PEKK: Polieter keton keton
PENTIA: Pentaeritritol triakrilat
PMMA: Polimetil metakrilat
ps: Pikosaniye
Pt: Platin
Ra: Roughness average (Ortalama yüzey pürüzlülüğü)
RF: Radyo Frekans
SBS: Shear Bond Strength (Makaslama bağlanma dayanımı)
SEM: Scanning Electron Microscope (Taramalı elektron mikroskobu)
Si: Silisyum
SiC: Silikon karbit
SiO₂/PEEK: Silisyum dioksit, silika içerikli PEEK
sn: Saniye
SO₂: Kükürt dioksit
SPSS: Statistical Package for the Social Sciences (Sosyal bilimler için istatistik paketi)
Sr-HA/PEEK: Stronsiyum içerikli hidroksiapatit / Polieter eter keton
Sr-HA: Stronsiyum içerikli hidroksiapatit
Ti: Titanyum
Ti₆Al₄V: Titanyum 6-Aluminyum 4-Vanadyum alaşımı
TiO₂/PEEK: Titanyum dioksit İçerikli PEEK
TiO₂: Titanyum dioksit
TME: Temporomandibular eklem
W/cm²: Watt/santimetrekare
W: Watt
λ: Dalga boyu
μL: Mikrolitre
μm: Mikrometre
%: Yüzdellik
≈: Yaklaşık

°: Derece

°C: Santigrad derece



ŞEKİLLER

Şekil 1.1: PEEK'in kimyasal yapısı	1
Şekil 1.2: Kraniofasial deformitelerde PEEK'in kullanımı	5
Şekil 1.3: PEEK'in dental kullanım alanları	6
Şekil 1.4: Diş hekimliğinde PEEK.....	6
Şekil 1.5: PEEK implant	7
Şekil 1.6: PEEK abutment	9
Şekil 1.7: Hareketli bölümlü protez materyali olarak PEEK	12
Şekil 1.8: Sabit protez materyali olarak PEEK	13
Şekil 1.9: Teleskop kron materyali olarak PEEK	13
Şekil 1.10: (a) JUVORA disk (Invibio/JUVORA Ltd), (b) PEKKTON ivory disk (Cendres + Métaux), (c) Dentokeep disk (NT-Trading), (d) BioHPP disk (Bredent GmbH)	14
Şekil 1.11: Enjeksiyon kalıplama yöntemiyle PEEK üretimi	16
Şekil 1.12: CAD/CAM ile PEEK üretimi	17
Şekil 1.13: (a) Granüler formdaki PEEK, (b) Blok PEEK, (c) Pelet formdaki PEEK.	18
Şekil 2.1: (a) % 98'lik sülfürik asit (Merck KGaA, Darmstadt, Almanya), (b) Mikropipet (ISOLAB GmbH, İstanbul, Türkiye)	43
Şekil 2.2: (a) Femtosaniye lazer cihazı (UFOLAB'ta bulunan spesifik lazer cihazı), (b) Femtosaniye lazer cihazına yerleştirilen PEEK örneğin görüntüsü	44
Şekil 2.3: (a) Plazma Cihazı (Kinpen, Neoplas, Almanya), (b) Plazma cihazına (Kinpen, Neoplas, Almanya) yerleştirilen PEEK örneğin görüntüsü	44
Şekil 2.4: Nd-YAG lazer cihazı (Lightwalker AT, Fotona, Ljubljana, Slovenya)	45
Şekil 2.5: (a) Profilometre cihazı (Perthometer M2, Mahr, Gottingen, Almanya), (b) Profilometre cihazına (Perthometer M2, Mahr, Gottingen, Almanya) yerleştirilen PEEK örneğin görüntüsü.	46
Şekil 2.6: (a) Temas açısı ölçüm cihazı (Krüss GmbH, Hamburg, Almanya), (b) Temas açısı ölçüm cihazına (Krüss GmbH, Hamburg, Almanya) yerleştirilen PEEK örneğin görüntüsü	47
Şekil 2.7: (a) Visio.link adeziv ajan (Bredent GmbH & Co KG, Senden, Almanya), (b) Adeziv ajan uygulanmış PEEK örnek	47
Şekil 2.8: (a) Teflon kalıp (Ultradent Products Inc., Güney Ürdün, UT), (b) Teflon kalıba (Ultradent Products Inc., Güney Ürdün, UT) bağlanmış PEEK örnek	48

Şekil 2.9: (a) Kompozit veneer materyali (Combo.lign; Bredent GmbH & Co KG, Senden, Almanya), (b) Polimerizasyon cihazı (Bre.Lux Güç Ünitesi, Bredent, Senden, Almanya).....	48
Şekil 2.10: Termal döngü cihazı (SD MECHATRONIK GMBH, Feldkirchen-Westerham, Almanya).....	49
Şekil 2.11: Universal test cihazı (Lloyd-LRX; Lloyd Instruments, Fareham, İngiltere).....	50
Şekil 2.12: (a) Altın kaplama cihazı (Polaron SC 500 sputter coater, VG Microtech, East Sussex, İngiltere), (b) SEM cihazı (JSM- 5600 LV, JEOL, Tokyo, Japonya)...	50
Şekil 2.13: EDS cihazı (ZEİSS EVO 40 SE DETECTOR, Berlin, Almanya).....	51
Şekil 3.1 Yüzey işlem gruplarının yüzey pürüzlülük değerlerini gösteren Box-Plot (Kutu Grafiği) grafiği.....	55
Şekil 3.2 Yüzey işlem gruplarının temas açısı değerlerini gösteren Box-Plot (Kutu Grafiği) grafiği.....	57
Şekil 3.3 Plazma grubuna ait temas açısı görüntüsü.....	58
Şekil 3.4 Nd-YAG lazer grubuna ait temas açısı görüntüsü.....	58
Şekil 3.5 Femtosaniye lazer grubuna ait temas açısı görüntüsü.....	58
Şekil 3.6 Kontrol grubuna ait temas açısı görüntüsü.....	59
Şekil 3.7 Sülfürik asit grubuna ait temas açısı görüntüsü.....	59
Şekil 3.8 Yüzey işlem gruplarının bağlanma dayanımı değerlerini gösteren Box-Plot (Kutu Grafiği) grafiği.....	61
Şekil 3.9 Kontrol grubuna ait SEM görüntüleri.....	65
Şekil 3.10 Femtosaniye lazer grubuna ait SEM görüntüleri.....	66
Şekil 3.11 Nd-YAG lazer grubuna ait SEM görüntüleri.....	67
Şekil 3.12 Plazma grubuna ait SEM görüntüleri.....	68
Şekil 3.13 Sülfürik asit grubuna ait SEM görüntüleri.....	69
Şekil 3.14 Plazma grubuna ait enerji spektrum grafiği.....	71
Şekil 3.15 Sülfürik asit grubuna ait enerji spektrum grafiği.....	71
Şekil 3.16 Nd-YAG lazer grubuna ait enerji spektrum grafiği.....	71
Şekil 3.17 Kontrol grubuna ait enerji spektrum grafiği.....	72
Şekil 3.18 Femtosaniye lazer grubuna ait enerji spektrum grafiği.....	72
Şekil 3.19 Farklı yüzey işlem gruplarına ait kırılma tipi grafiği.....	73
Şekil 3.20 Plazma grubuna ait kırılma tiplerinin stereomikroskop görüntüleri (a) adeziv kırılma tipi, (b) karışık kırılma tipi.....	74

Şekil 3.21 Femtosaniye lazer grubuna ait kırılma tiplerinin stereomikroskop görüntüleri (a) adeziv kırılma tipi, (b) karışık kırılma tipi.....	74
Şekil 3.22 Kontrol grubuna ait adeziv kırılma tipinin stereomikroskop görüntüsü...	74
Şekil 3.23 Sülfürik asit grubuna ait kırılma tiplerinin stereomikroskop görüntüleri (a) adeziv kırılma tipi, (b) karışık kırılma tipi	75
Şekil 3.24 Nd-YAG lazer grubuna ait kırılma tiplerinin stereomikroskop görüntüleri (a) adeziv kırılma tipi, (b) karışık kırılma tipi.....	75



ÇİZELGELER

Çizelge 2.1 Çalışmada kullanılan materyallerin kimyasal kompozisyonu ve üretici firmaları.....	39
Çizelge 2.2 Çalışmada kullanılan cihazlar ve üretici firmaları	40
Çizelge 2.3 Çalışmada bulunan gruplar ve her bir gruptaki örnek sayısı	42
Çizelge 3.1 Varyans homojenliği testi (Levene testi).....	53
Çizelge 3.2 Welch, Brown-Forsythe testleri	53
Çizelge 3.3 Örneklerin ortalama yüzey pürüzlülük değerleri (μm)	54
Çizelge 3.4 Pürüzlülük için ortalama değer ve çoklu karşılaştırma testi sonuçları ...	54
Çizelge 3.5 Örneklerin temas açısı değerleri (θ).....	56
Çizelge 3.6 Temas açısı için ortalama değer ve çoklu karşılaştırma testi sonuçları ..	56
Çizelge 3.7 Örneklerin bağlanma dayanımı değerleri (MPa).	60
Çizelge 3.8 Bağlanma dayanımı için ortalama değer ve çoklu karşılaştırma testi sonuçları	60
Çizelge 3.9 Nd-YAG lazer grubunda bağlanma dayanımı, temas açısı ve yüzey pürüzlülük değerleri arasındaki ilişkinin incelenmesi.....	62
Çizelge 3.10 Sülfürik asit grubunda bağlanma dayanımı, temas açısı ve yüzey pürüzlülük değerleri arasındaki ilişkinin incelenmesi.....	62
Çizelge 3.11 Plazma grubunda bağlanma dayanımı, temas açısı ve yüzey pürüzlülük değerleri arasındaki ilişkinin incelenmesi	63
Çizelge 3.12 Femtosaniye lazer grubunda bağlanma dayanımı, temas açısı ve yüzey pürüzlülük değerleri arasındaki ilişkinin incelenmesi.....	63
Çizelge 3.13 Kontrol grubunda bağlanma dayanımı, temas açısı ve yüzey pürüzlülük değerleri arasındaki ilişkinin incelenmesi	64
Çizelge 3.14 Farklı yüzey işlem gruplarının yüzeylerinde bulunan elementlerin atomik konsantrasyon yüzdeleri.....	72
Çizelge 3.15 Farklı yüzey işlem gruplarının kırılma tipleri ve dağılımı.....	73

ÖZET

Farklı Yüzey Modifikasyon Yöntemlerinin; Polieter Eter Keton (PEEK) Materyalinin Yüzey Pürüzlülüğü, İslanabilirliği ve Kompozit Veneer Materyali İle Bağlanma Dayanımı Üzerine Olan Etkilerinin Değerlendirilmesi.

Bu çalışmanın amacı farklı yüzey modifikasyon yöntemlerinin PEEK materyalinin yüzey pürüzlülüğü, temas açısı ve kompozit veneer materyali ile bağlanma dayanımı üzerine olan etkilerinin değerlendirilmesidir. PEEK disklerden, microcut cihazı (Mikrocut 201, Metkon, Bursa, Türkiye) kullanılarak 7x7x2 mm boyutlarında elde edilen 55 adet örnek (n=11); kontrol, sülfürik asit, plazma, femtosaniye lazer, Nd-YAG lazer olmak üzere rastgele 5 farklı yüzey işlem grubuna ayrılmıştır. Yüzey işlem uygulamalarının ardından tüm örnekler pürüzlülük, temas açısı ve kompozit veneer materyali ile bağlanma dayanımı ölçümleri yapılmıştır. Tüm yüzey işlem gruplarından pürüzlülük ve temas açısı ölçüm sonuçlarına göre ortalamaya en yakın olan örnek seçilerek SEM (Taramalı elektron mikroskobu) ve EDS (Enerji Dağılım Spektrometresi) analizleri yapılmıştır. Bağlanma dayanımı testi için örneklerin bağlantı yüzeylerine Visio.link (Bredent GmbH & Co KG, Senden, Almanya) adeziv ajan uygulanmış, ardından tüm örneklerin yüzeyine spesifik bir teflon kalıp (Ultradent Products Inc., Güney Ürdün, UT) yardımıyla kompozit rezin (2 mm çap) (Combo.lign; Bredent GmbH & Co KG, Senden, Almanya) uygulanmıştır. Elde edilen örnekler termal döngü cihazı (10.000 devir/5 °C -55 °C) ile yapay yaşlandırma işlemine tabi tutulduktan sonra, örnekler makaslama bağlanma dayanımı testi uygulanmış ve kırılma tipleri değerlendirilmiştir. Çalışma verileri “Welch” ve “Brown-Forsythe” testleri ile değerlendirilmiştir. Yüzey pürüzlülük bulguları incelendiğinde gruplar arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılık bulunmuştur ($p=0.000$). Femtosaniye lazer, Nd-YAG lazer ve sülfürik asit gruplarının, yüzey pürüzlülük ortalamasının, plazma ve kontrol gruplarına göre ayrıca kontrol grubu yüzey pürüzlülük ortalamasının ise plazma grubuna göre istatistiksel olarak anlamlı derecede daha yüksek olduğu gözlenmiştir. Temas açısı bulguları değerlendirildiğinde gruplar arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılık bulunmuştur ($p=0.000$). En düşük temas açısı değerleri plazma grubunda gözlenmiştir. Femtosaniye lazer grubundaki temas açısı ortalamasının sülfürik asit ve plazma gruplarına göre; Nd-YAG lazer, sülfürik asit ve kontrol gruplarındaki temas açısı ortalamasının, plazma grubuna göre istatistiksel olarak anlamlı derecede daha yüksek olduğu sonucuna varılmıştır. Bağlanma dayanımı bulguları değerlendirildiğinde gruplar arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılık izlenirken ($p=0.000$), en düşük bağlanma dayanımı değerleri kontrol grubunda gözlenmiştir. Nd-YAG lazer, sülfürik asit ve femtosaniye lazer gruplarındaki bağlanma dayanımı ortalaması, plazma ve kontrol gruplarına göre; plazma grubundaki bağlanma dayanımı ortalaması ise kontrol grubuna göre istatistiksel olarak anlamlı derecede daha yüksek bulunmuştur. Çalışmamızda değişkenler arasındaki ilişki incelendiğinde, temas açısı/bağlanma dayanımı ve pürüzlülük/bağlanma dayanımı arasında herhangi bir grupta korelasyon görülmemiştir. Çalışmamızda Nd-YAG lazer ve femtosaniye lazer uygulamalarının, PEEK ile kompozit veneer materyali arasındaki bağlanma dayanımını arttırmak amacıyla sülfürik aside alternatif olabileceği sonucuna varılmıştır.

Anahtar Kelimeler: Femtosaniye lazer, Nd-YAG lazer, Plazma, Poli Eter Eter Keton (PEEK), Sülfürik asit.

SUMMARY

Evaluation of the Effects of Different Surface Modification Methods on Polyether Ether Ketone (PEEK) Material's Surface Roughness, Wettability and Shear Bond Strength with Composite Veneer Material.

The aim of this study is to evaluate the effects of different surface modification methods on PEEK material's surface roughness, contact angle and bond strength with the composite veneer material. 55 PEEK samples (n=11), were obtained from PEEK discs with 7x7x2 mm dimensions using a microcut device (Mikrocut 201, metkon, Bursa, Turkey). Discs were randomly divided into 5 different surface modification groups as control, sulfuric acid, plasma, femtosecond laser and Nd-YAG laser groups. After surface treatment applications; roughness, contact angle and bond strength with composite veneer material were measured for all samples. SEM and EDS analyzes were performed by selecting the samples which are closest to the average, according to the roughness and contact angle measurement results from all surface treatment groups. For the bonding strength test, Visio.link (Bredent GmbH & Co KG, Senden, Germany) adhesive agent was applied to the connection surfaces of the samples, and then, composite resin (2 mm diameter) (Combo.lign; Bredent GmbH & Co KG, Senden, Germany) was applied to the surface of all the samples with the help of a specific Teflon mold (Ultradent Products Inc., South Jordan, UT). After the obtained samples were subjected to artificial aging process with thermal cycling device (10.000 rpm / 5 °C -55 °C), shear bond strength test was applied to the samples and fracture types were evaluated. The study data were evaluated with "Welch" and "Brown-Forsythe" tests. When the surface roughness findings were examined, a statistically significant difference was found between the groups ($p = 0.000$). The mean surface roughness of femtosecond laser, Nd-YAG laser and sulfuric acid groups was found to be significantly higher than the plasma and control groups, and the mean surface roughness of the control group was found to be significantly higher than the plasma group. When the contact angle findings were evaluated, a statistically significant difference was found between the groups ($p = 0.000$). The lowest contact angle values were observed in the plasma group. The mean contact angle of femtosecond laser group was found to be significantly higher than the plasma and sulfuric acid groups, and the mean contact angle of the Nd-YAG laser, sulfuric acid and control groups was found to be significantly higher than the plasma group. When the bond strength findings were evaluated, a statistically significant difference was observed between the groups and the lowest bond strength values were observed in the control group. The mean bond strength of Nd-YAG laser, sulfuric acid and femtosecond laser groups was found to be higher than the plasma and control groups, and the mean bond strength of the plasma group was found to be significantly higher than the control group. When the relationship between the variables were examined in our study, a positive correlation was found between the femtosecond laser and plasma groups and no significant correlation was observed for the other groups. In addition, no significant correlation was observed between contact angle/bond strength and roughness/bond strengths in any of our surface treatment groups. In our study, it was concluded that Nd-YAG laser and femtosecond laser applications may be an alternative to sulfuric acid treatment in order to increase the shear bond strength between the PEEK and composite veneer material.

Keywords: Femtosecond laser, Nd-YAG laser, Plasma, Polyether Ether Ketone (PEEK), Sulfuric acid.

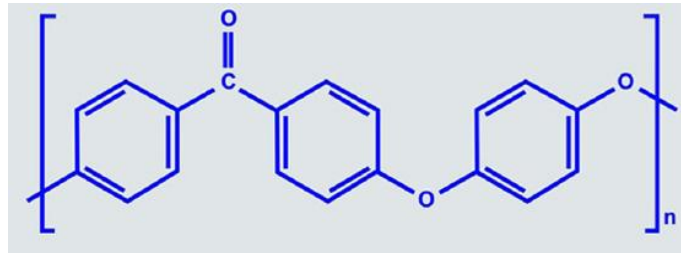
1 GİRİŞ

1.1 Polimer Yapısı ve Polieter Eter Keton (PEEK)

Günümüzde polimerler ekonomik olmaları yanında, ağırlık oranına göre daha yüksek mukavemet gösterebilmeleri ve metallere göre daha düşük yoğunlukta olmaları sebebi ile tercih edilmektedirler (Simsiriwong ve ark. 2015).

Polimerler, moleküler bağlarına ve ısıya gösterdikleri dirence göre termoplastik ve termoset olarak iki gruba ayrılmaktadırlar. Termoset polimerlerin polimer halkaları ısı ile yumuşamaz. Ayrıca termoset polimerler rijittir ve tekrar tekrar kullanılamazlar. Termoplastik polimerlerde ise molekül halkaları daha zayıftır ve ısıtılınca yumuşarken soğutulunca sertleşirler. Termoplastik polimerler kendi içinde amorf veya semikristalin olarak tekrardan iki gruba ayrılmaktadırlar. Amorf termoplastikler rastgele şekillenmiş uzun polimer halkaları ve yüksek erime viskozitesi gösterirken, kimyasal stabiliteleri ve yorgunluk dirençleri azdır. Semikristalin termoplastikler ise hem amorf bölgeler hem de düzenli moleküler yapılar içerirler. Amorf termoplastiklerle kıyaslandıklarında kimyasallara, aşınmaya ve yorgunluğa daha dayanıklıdırlar (Simsiriwong ve ark. 2015).

Yüksek performanslı PEEK polimerinin kimyasal adı [-oksi -1,4-fenilen-oksi-1,4-fenilen-karbonil-1,4-fenilen-] olup (Stawarczyk ve ark. 2015b), ilk olarak 1962’de Bonner tarafından poliaryl eter ketonlarından sentezlenmiştir (Kumar ve ark. 2018). Polaril eter keton (PAEK) ailesinin bir üyesi olan PEEK, aromatik bir molekül yapısına sahiptir ve aril halkaları arasındaki keton ve eter fonksiyonel gruplarının kombinasyonudur (Williams 2008).



Şekil 1.1: PEEK’in kimyasal yapısı.

Erime sıcaklığı 335 °C olup, yarı kristalize bir materyal olan PEEK için genel sentez yolu; 300 °C’de difenil sülfon gibi polar bir çözücü içinde, hidrokinonun disodyum tuzu ile 4.40-diflurobenzofenon’un reaksiyonudur (Najeeb ve ark. 2016).

Ayrıca PEEK; sülfonasyon, aminasyon ve nitrasyon gibi kimyasal süreçlerle işlevselleştirilmiş monomerler (pre-polimerizasyon) veya post-polimerizasyon modifikasyonlarının eklenmesiyle modifiye edilebilmektedir (Staniland ve ark. 1992).

PEEK, üstün termal bozunma direncine sahiptir ve erime sıcaklığının 335 °C olmasından dolayı, 260 °C sürekli çalışma sıcaklığına sahip ortamlarda kullanılabilir (Kuo ve ark. 2005). Ayrıca diğer polimerlerle kıyaslandığında kütle kaybına ve madde uzaklaşmasına yol açacak termal bozulma derecesi oldukça yüksektir. Örnek verilecek olursa polietilen ve polipropilen gibi yaygın kullanılan polimerlerde kütle kaybına yol açan termal bozulma dereceleri sırasıyla 328 °C ve 335 °C arasında iken, PEEK materyalinde bu değer 575 °C ile 580 °C arasındadır (Patel ve ark. 2010).

1.1.1 PEEK’in Genel Özellikleri ve Diğer Materyallere Göre Üstünlükleri

PEEK, aynı temel formülde $(-C_6H_4-O-C_6H_4-C_6H_4)_n$ üç viskozite derecesinde (yüksek, orta ve düşük) üretilebilmektedir (Rocha ve ark. 2016).

PEEK’in özel kimyasal yapısı, istikrarlı kimyasal ve fiziksel özellikler sergilemesine (Eschbach 2000, Kurtz ve Devine 2007, Williams 2008, Wang ve ark. 2010) ve yüksek sıcaklıklarda dahi aşınmaya dayanıklı ve kararlı olmasına neden olmaktadır (Eschbach 2000). PEEK konsantre sülfürik asit dışındaki tüm materyallere karşı dirençlidir (Ha ve ark. 1997, Kurtz ve Devine 2007, Williams 2008); sterilizasyon işlemlerine karşı stabildir (Godara ve ark. 2007). Gama ve elektron ışını radyasyonuna karşı yüksek direnç gösterir (Sasuga ve Hagiwara 1987) ve termal özellikleri sayesinde insan vücudu içerisinde stabildir (Fan ve ark. 2004). PEEK, in vitro ve in vivo olarak iyi bir biyouyumluluk göstermekte, toksik veya

mutajenik etkilere neden olmamaktadır. Yapılan çalışmalarda PEEK materyaline karşı klinik olarak anlamlı bir inflamasyon bildirilmemiştir (Katzner ve ark. 2002, Rivard ve ark. 2002, Nieminen ve ark. 2008). Ayrıca PEEK'in mekanik özellikleri insan kortikal kemik dokusuna yakındır. Kemiğe yakın elastik modülü ile (Steinberg ve ark. 2013) çiğneme sırasında oluşan kuvvetleri absorbe etmesi ve bu kuvvetleri servikal bölgedeki peri-implant bölgesinden uzak tutarak, kemik rezorpsiyonunu önlemesi beklenmektedir (Asvanund ve Morgano 2011). PEEK'in elastik modülü yaklaşık 8.3 GPa olup, insan kortikal kemik dokusuna (17.7 GPa) yakın ve titanyum (Ti) alaşımı (116 GPa) ile krom-kobalt (Cr-Co) alaşımına (210 GPa) göre çok daha düşüktür (Ma ve Tang 2014).

Stawarczyk ve ark. (2015a) yaptıkları çalışmada CAD/CAM ile kazınmış PEEK alt yapılı sabit protezler için 2.354 N'luk kırılma dayanımı bildirmişlerdir. Üretici firma, CAD/CAM ile kazınmış üç üyeli, PEEK alt yapılı kompozit rezinle veneerlenmiş sabit protezlerde kırılma dayanımını 2.055 N olarak bildirmiştir (Invibio 2011). Bu değerler, Lityum Disilikat Cam-Seramik (950 N) (Ivoclar Vivadent 2011), In-Ceram Alumina (851 N) (Beuer ve ark. 2009), In-Ceram Zirkonya (841 N) (Beuer ve ark. 2009) ve Zirkonyum dioksit (981-1331 N) (Kolbeck ve ark. 2008) için belirtilen değerlerden daha yüksektir. Bu değerlerin kompozit ve PMMA içerikli üç üyeli sabit protezler için 268 N-467 N (Stawarczyk ve ark. 2012c) arasında olduğu bildirilmiştir.

Seramikler yüksek elastik modülü olan (210 GPa), yüksek sertlikte materyallerdir. Alumina gibi yüksek sertlikte materyallerin kullanımı, oklüzal kuvvet iletimi esnasında restorasyon ve dayanak dişlerin biyomekanik özelliklerini olumsuz yönde etkileyebilir (Zoidis ve ark. 2016). PEEK ve kompozit rezinler gibi daha düşük elastik modülü bulunan materyallerin ise, stres kırıcı gibi davranarak oklüzal gerilimi azalttığı bildirilmiştir (Gracis ve ark. 1991, Palau ve ark. 2014).

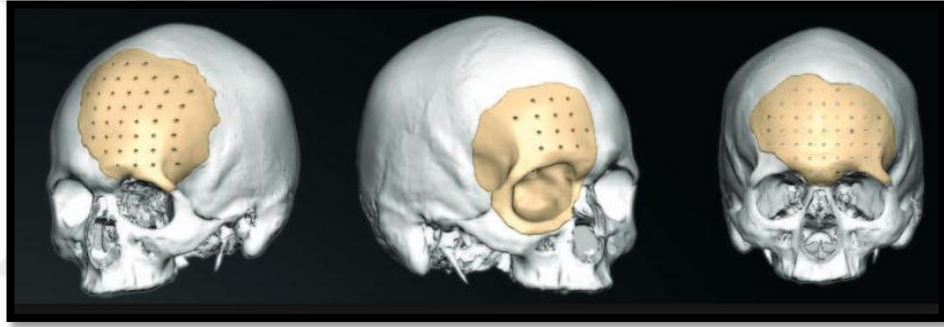
Tıpta ve diş hekimliğinde kullanılan metalik materyaller de kemik ile kıyaslandığında daha yüksek elastik modüle sahip olmaları, metal iyonlarının salınımı (galvanik akım), BT ve MR taramalarında artefaktlara sebep olmaları gibi

birçok dezavantaja sahiptirler (Neumann ve ark. 2014). Dolayısıyla PEEK materyali hafif oluşu, kemiğe benzer elastik modüle sahip oluşu ve korozyon miktarının düşük olması gibi özelliklerinden dolayı, metalik alaşımlara da alternatif materyaller olmuşlardır (Neumann ve ark. 2014). 1990'ların sonunda PEEK, özellikle medikal alanda, ortopedide metal bileşenli implantlara alternatif yüksek performanslı termoplastik materyal olarak kullanılmaya başlanmıştır. Ayrıca dental implant materyali olarak da kullanılması için çalışmalar yapılsa da, günümüzde dental implant materyalinden ziyade; protetik materyal olarak popülarite kazanmıştır (Ruberta ve ark. 2015, Wiacek ve ark. 2016).

1.2 PEEK'in Medikal Kullanım Alanları

PEEK, mühendislik alanında popüler yüksek performanslı plastiklerden biridir. Isıya dayanıklılık, çözünmeye direnci, mükemmel elektriksel yalıtım, iyi aşınma direnci ve yüksek yorgunluk direnci gibi üstün mekanik özelliklerinden dolayı, sanayi uygulamaları, havacılık, otomotiv, elektronik, tıbbi ekipman (Zhou ve ark. 2014), kimya, petrol, gıda ve içecek endüstrileri de (Neumann ve ark. 2014) dahil olmak üzere birçok alanda kullanılmaya başlanmıştır. Tüm bu pozitif özellikleri ile medikal sektörün de ilgisini çeken PEEK materyali piyasada bulunan çeşitli kimyasal modifikasyonları ve ticari kompozisyonları ile ortopedik ve nörolojik cerrahi uygulamalar için uygun hale getirilmiştir (Maharaj ve ark. 1994, Kurtz ve Devine 2007, Pokorny ve ark. 2010, Camarini ve ark. 2011). Uygun biyomekanik özellikleri, uzun ömürlü oluşu ve biyouyumluluğu PEEK implantlarını spinal cerrahi uygulamaları için özellikle intervertebral implant materyali olarak ideal hale getirmiştir (Naranjo ve ark. 2015). 1990'lı yıllardan beri birçok çalışma intervertebral PEEK implantların klinik başarısını ve mekanik avantajlarını göstermiştir (Turner ve ark. 2010, Gornet ve ark. 2011). Bazı raporlar "minimal" inflamatuvar cevap verdiğini belirtmekle birlikte, biyouyumluluk çalışmaları ve yıllarca yapılan klinik uygulamalar materyalin iyi tolere edildiğini göstermiştir (Naranjo ve ark. 2015). Yaygın kullanıma rağmen, PEEK ile ilgili alerji veya aşırı duyarlılık vakası bildirilmemiştir (Naranjo ve ark. 2015).

PEEK'in medikal olarak kullanıldığı diğerk bir alan ise kraniofasial deformasyonlardır. Kraniofasial deformasyonların sadece fonksiyonel olarak değil, aynı zamanda estetik ve psikolojik açıdan da önemli sonuçları vardır. Bu bölgenin anatomik olarak kompleks yapılar içermesi sebebi ile, maksillofasial rekonstrüksiyon zor bir işlem olmaya devam etmektedir (Hee ve Kundnani 2010). Kraniofasial deformasyonlar için ideal bir materyal henüz keşfedilmemesine rağmen PEEK materyali ile iyi sonuçlar elde edilmiştir. PEEK, kimyasal olarak inert oluşu, buhar veya gama ışığı ile sterilize edilebilmesi, kortikal kemik dokusuna yakın esnekliği (Lethaus ve ark. 2012), biyolojik olarak uyumlu, güçlü ve radyolusent oluşundan dolayı, diğerk greft materyallerine iyi bir alternatif olarak kabul edilmektedir (Cho ve ark. 2004, Hee ve Kundnani 2010).

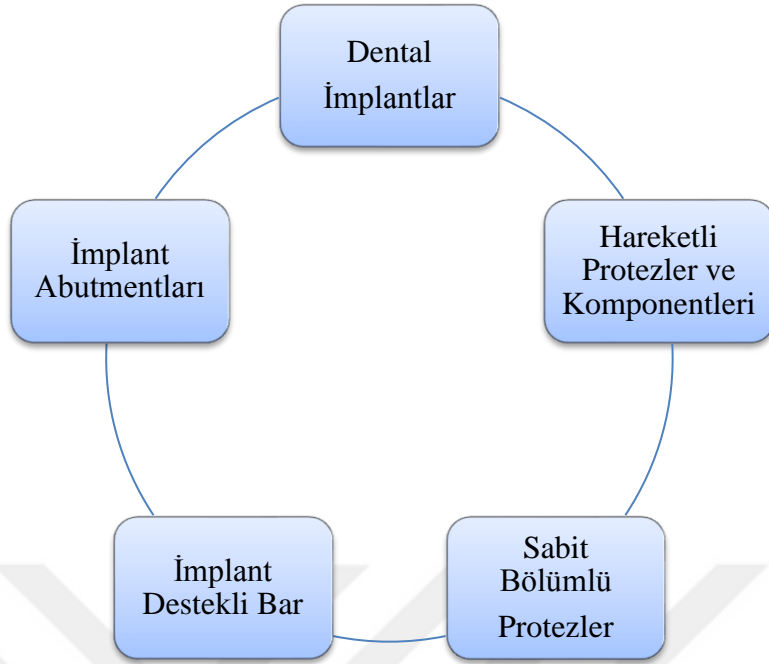


Şekil 1.2: Kraniofasial deformitelerde PEEK'in kullanımı.

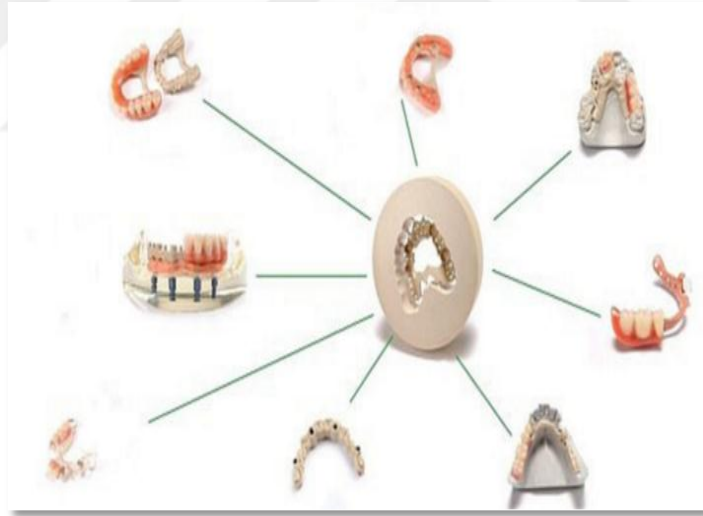
Ayrıca karbon fiber takviyeli PEEK materyalinin femur ve tibia fiksasyonu için de uygun bir materyal olduğu bildirilmiştir (Wang ve ark. 2011).

1.3 PEEK'in Dental Kullanım Alanları

PEEK diş hekimliğinde geçici abutment, implant materyali, implant destekli bar, sabit protez alt yapı materyali, hareketli protezlerde ana bağlayıcı, kroşe ve diğerk komponentlerin yapımında kullanılmaktadır (Sarot ve ark. 2010, Schwitalla ve Muller 2013, Sproesser ve ark. 2014, Stawarczyk ve ark. 2014b, Stawarczyk ve ark. 2015b, Najeeb ve ark. 2016, Val ve ark. 2016, Zoidis ve ark. 2016).



Şekil 1.3: PEEK'in dental kullanım alanları.



Şekil 1.4: Diş hekimliğinde PEEK.

1.3.1 PEEK'in İmplant Materyali Olarak Kullanımı

Wolff yasasına göre, kemik üzerine uygulanan yüke göre yeniden şekillenebilir. İmplant çevresindeki kemikte oluşan gerilimin azaltılması, anormal yüklerin azaltılarak normal yüklerin korunmasına olanak sağlayıp, implant çevresindeki kemik hacminin azalmasını önlemektedir (Najeeb ve ark. 2016).



Şekil 1.5: PEEK implant.

Dental implantlar; metal, seramik, polimerler ve kompozitler gibi biyomateryallerden üretilmektedir. Ti alaşımı (Diefenbeck ve ark. 2011), paslanmaz çelik (Agarwal ve ark. 2015), şekil hafızalı alaşım (NiTi) (Poon ve ark. 2005) gibi metalik materyaller yaygın olarak implant üretiminde kullanılmaktadır. Bunun sebebi; metalik materyallerin uygun mekanik mukavemet, mükemmel sürtünme direnci ve toksik olmaması gibi özelliklere sahip oluşudur (Chen ve ark. 2016).

Bununla birlikte, tıbbi uygulamalarda metalik materyallerin kullanımını engelleyen sınırlamaları da vardır. Birincisi, metal alaşımlarının elastik modülü, insan kemik dokularından çok daha yüksektir. Metal alaşımlı implantlar ile kemik dokusunun elastik modülleri arasında görülen bu büyük fark, peri-implant dokularda gerilimin birikmesine, komşu kemik dokularınca absorbe edilmesine ve bunların sonucunda kemik rezorpsiyonuna ve protetik başarısızlığa neden olabilmektedir (Chen ve ark. 2016).

Son yirmi yılda seramik biyomateryallere olan ilgi artmıştır. Biyoaktif seramikler, toksik olmayıp, korozyona direnç, iyi biyouyumluluk ve biyoaktivite gibi özellikler sergilemektedirler (Chen ve ark. 2016). Bunun yanında, düşük kırılma direnci, yüksek elastik modül gibi mekanik özellikleri dezavantajlarını oluşturmaktadır (Taskonak ve ark. 2006). Alüminyum oksitten imal edilen seramik implantların titanyuma alternatif olarak kullanılması önerilmiş; ancak sık kırılma insidansı nedeniyle, bu materyal titanyum implantların yerini alamamıştır. Günümüzde, seramik implantlar renk, mekanik özellikler, biyouyumluluk ve düşük

plak afinitesi nedeniyle titanyuma daha iyi bir alternatif gibi görülen zirkonyumdan üretilmektedir. Ancak zirkonyum materyali, 210 GPa'lık yüksek elastik modülünden dolayı, titanyuma kıyasla çevre kemik dokularında daha yüksek gerilime neden olabilmektedir (Schwitalla ve Muller 2013).

Tüm bu verilerden yola çıkarak titanyumdan üretilen implantlarda genel olarak üç ana dezavantaj bildirilmiştir: (1) Titanyuma karşı potansiyel aşırı duyarlılık, (2) implant ile kemik arasındaki elastik modüldeki büyük fark nedeniyle periferik kemik kaybına yol açan gerilimlerin oluşması ve (3) koyu renklerinden dolayı estetik problemlere neden olabilmesidir. İnce mukoza tiplerinde ve/veya mukoza resesyonu olması durumlarında peri-implant yumuşak dokuların grimsi görünümüne neden olabilmektedirler. Gülme hattının yüksek olması halinde, bu durum sorunlara yol açabilmektedir (Kurtz ve Devine 2007, Schwitalla ve Muller 2013).

Metal alaşımlı ve seramik implantlar ile karşılaştırıldığında, PEEK materyalinden üretilen implantların bazı avantajları bildirilmiştir. İlk olarak PEEK ve onun kompozitleri X-ışınları için radyolüsenttir. Ayrıca insan kemik dokularına (3-4 GPa) benzer elastik modül ve uygun biyolojik uyum göstermektedirler (Chen ve ark. 2016). Karbon fiberler ile modifiye edilerek elastik modül değeri kortikal kemiğe daha da yakın bir değer olan 18 GPa'a çıkarılabilir (Schwitalla ve Muller 2013). Ayrıca PEEK materyalinin beyaz renkli (titanyum kaplı veya karbon fiber ile güçlendirilmiş (CFR) formlar hariç) oluşundan dolayı, implant materyali olarak estetik bir sakıncası da bulunmamaktadır (Schwitalla ve Muller 2013).

Sonlu eleman analizi (FEA), dental implantların biyomekanik davranışını in vitro olarak değerlendirmek amacıyla yaygın olarak kullanılan bir yöntemdir. Bu yöntem, % 30 karbon fiber takviyeli PEEK ve titanyum dental implantlar arasındaki yük aktarımı sırasında gerilim dağılımını değerlendirmek amacıyla da kullanılmıştır. Schwitalla ve ark. (2015), oblik olarak yükleme koşullarında, karbon fiber takviyeli PEEK implantın, titanyum implanta kıyasla kemik-implant ara yüzünde daha fazla gerilim birikimine neden olduğunu ve titanyum implantın daha homojen bir gerilim dağılımı gösterdiğini bildirmişlerdir.

PEEK materyali titanyumdan üretilmiş implantlar için alternatif olarak önerilmiştir (Schwitalla ve Muller 2013). Ancak PEEK'in diş hekimliği cerrahisinde kullanımıyla ilgili komplikasyonları ve uzun dönem sonuçları hakkında çok az şey bilinmektedir (Khonsari ve ark. 2014).

Mekanik ve biyolojik özelliklerini geliştirmek için, PEEK materyallerinde bir takım değişiklikler yapılmaya çalışılmıştır. Bununla birlikte, PEEK implantlar klinik olarak yaygın şekilde kullanılmamakta ve uzun süreli etkinliklerini tayin edecek yeterli veri bulunmamaktadır (Williams 2001, Najeeb ve ark. 2016).

1.3.2 PEEK'in Protetik Kullanımı

1.3.2.1 PEEK İmplant Abutmentları

Val ve ark. (2016) yaptıkları çalışma ile titanyum ile güçlendirilmiş PEEK abutmentların, yüksek biyouyumluluğu göz önüne alındığında konvansiyonel abutmentlara alternatif olabileceğini ve kemik yüksekliği ile yumuşak doku stabilitesinin korunmasında başarılı olduğunu bildirmişlerdir.



Şekil 1.6: PEEK abutment

Titanyum takviyesi PEEK abutmentların direncini arttırmaktadır (Val ve ark. 2016).

PEEK abutmentlar üzerinde yapılan mekanik testler titanyum abutmentlara benzer sonuçlar vermiştir. Ayrıca PEEK'ten üretilen implant destekli protezlerin belli bir kemik koruma etkisinin olduğu doğrulanmıştır (Val ve ark. 2016).

Bir PEEK üreticisi olan Juvora'ya (JuvoraLtd., Thornton Cleveleys, Lancashire, İngiltere) göre, abutment vidaları 15 Ncm'lik bir tork ile sıkılmalıdır. Geleneksel abutment vidaları, genel olarak titanyum-aluminyum-vanadyum (Ti_6Al_4V) alaşımından imal edilmektedir. Böyle bir vidanın bu değerden daha yüksek bir torkla, sıkıştırılması durumunda, PEEK yapısı vidanın yüksek rijitliği (elastik modülü: 120 GPa) nedeniyle plastik deformasyona uğrayabilmektedir (Schwitalla ve ark. 2016). Ayrıca, bu tarz deformasyonlar fonksiyonel çiğneme kuvvetleri ile de oluşabilmektedir. Bu göz önüne alındığında, protezlerin PEEK yapısına benzer elastik özelliklere sahip olması için geleneksel abutment vidalarının PEEK'ten üretilen vidalarla değiştirilmesinin avantajlı olacağı bildirilmiştir (Schwitalla ve ark. 2016). PEEK materyalinden üretilen vidalar, titanyum vidalarda görülen ve vida kırığına yol açan korozyona uğramamaktadırlar (Barão ve ark. 2012, Mathew ve ark. 2012, Souza ve ark. 2012, Barao ve ark. 2014). Titanyum veya titanyum alaşımlarına kıyasla PEEK'in daha düşük sertlik derecesine dayanarak, implantın iç yivlerinden kaynaklanan materyal aşınmasına maruz kalma riskinin azalabileceği bildirilmiştir (Sampaio ve ark. 2016). Ayrıca, abutment vidasının kırılması durumunda, implantın içinde kalan parçanın çıkarılması daha kolay olacaktır (Neumann ve ark. 2014).

Schwitalla ve ark. (2016) PEEK'ten üretilen abutment vidalarının gerilim kuvvetini incelemek ve bunları abutment vidalarının mekanik gereksinimleriyle ilişkilendirmek amacıyla yaptıkları çalışmalarında, PEEK'ten üretilen 1.6 mm'lik bir abutment vidasının, en az % 50 oranında fiber takviyesinin vidanın dış yüzeyine çok yönlü olarak yapılması durumunda kullanılabileceğini bildirmişlerdir. PEEK'in diğer kompozitlerinden üretilen vidaların ise mekanik gereksinimleri yerine getirebilmesi için daha büyük boyutlarda üretilmesi gerektiği bildirilmiştir (Schwitalla ve ark. 2016).

Neumann ve ark. (2014) yaptıkları çalışmada, titanyum abutment vidalarına kıyasla, PEEK abutment vidalarının kırılmaya karşı daha dirençli olduğunu bildirmişlerdir.

PEEK materyalinin biyouyumluluğu göz önünde bulundurularak, iyileşme başlıklarının da PEEK'ten üretilebileceği bildirilmiştir (Koutouzis ve ark. 2011).

Koutouzis ve ark. (2011), yaptıkları çalışmada, PEEK ve titanyum abutmentların çevresinde yumuşak doku inflamasyonu ve kemik rezorpsiyonu arasında önemli bir fark olmadığını bildirmişlerdir. Ayrıca PEEK abutmentların oral mikrobiyal flora afinitesi titanyum ve zirkonyum dioksit abutmentlarla benzer bulunmuştur (Hahnel ve ark. 2014).

1.3.2.2 PEEK'in Hareketli Bölümlü Protezlerde Kullanımı

Cr-Co materyalinden üretilen iskelet bölümlü protezler, parsiyel dişsiz hastaların rehabilitasyonu için ucuz ve öngörülebilir bir tedavi seçeneğidir. Metal kroşelerin estetik olmayışı, protezin artan ağırlığı, metalik tat ve metal alaşımlarına karşı alerjik reaksiyonlar, klinik uygulamada poliamid ve asetale resinler gibi bir dizi termoplastik materyalin ortaya çıkmasına yol açmıştır (Zoidis ve ark. 2016). Poliamid materyalleri, düşük elastik modüllerinden dolayı, dayanak dişler üzerindeki rotasyonel kuvvetlerin azalmasını sağlamanın yanı sıra estetiklerdir. Poliamid materyalinden üretilmiş hareketli bölümlü protezlerin (özellikle Kennedy sınıf I ve II vakalar) en büyük dezavantajları, oklüzal gömülmeye neden olabilen, oklüzal tırnak eksikliğinin yanı sıra, rijit alt yapılar olmamaları ve astarlama prosedürlerindeki yetersizlikleridir (Zoidis ve ark. 2016). Asetale resinler ise daha tutucu kroşeler, bağlayıcılar ve destekleyici unsurlarla, poliamidlere kıyasla daha rijit bir alt yapı oluşturmakta ve yeterli mekanik mukavemet sunmaktadırlar. Ancak, asetale resinlerin doğal saydamlığı ve canlılığı bulunmamaktadır (Donovan ve Cho 2003, Arda ve Arikan 2005, Ito ve ark. 2013, Fueki ve ark. 2014) .

PEEK materyalinin de, hareketli bölümlü protezlerde alternatif bir alt yapı materyali olarak kullanılabilceği bildirilmiştir (Zoidis ve ark. 2016).



Şekil 1.7: Hareketli bölümlü protez materyali olarak PEEK.

PEEK materyalinin beyaz rengi, geleneksel metal alt yapılara kıyasla daha üstün bir estetik sağlamaktadır (Zoidis ve ark. 2016). Bu materyalin diğer avantajları, alerjik reaksiyonların ve metalik tadın ortadan kaldırılması, yüksek cilalama kalitesi, düşük plak afinitesi ve aşınma direncinin yüksek olmasıdır (Adler ve ark. 2013, Kistler ve ark. 2013, Neugebauer ve ark. 2013, Siewert ve Parra 2013).

Tüm bu üstün özelliklerine rağmen Tannous ve ark. (2012), PEEK materyalinden üretilmiş kroşelerin, Cr-Co kroşelere kıyasla daha düşük retantif kuvvete sahip olduğunu bildirmişlerdir.

PEEK materyalinin diğer bir uygulama alanı ise, obturatör olarak kullanılmasıdır (Palau ve ark. 2014). Ancak, geleneksel akrilik protezlere kıyasla PEEK obturatörlerin etkinliğini değerlendirmek amacıyla daha fazla çalışmaya ihtiyaç olduğu bildirilmiştir (Najeeb ve ark. 2016).

1.3.2.3 PEEK'in Sabit Bölümlü Protezlerde Kullanımı

PEEK materyali, çekme ve basma kuvvetleri karşısında büyük deformasyonlara karşı koyabilen, 1383 N'a kadar basma kuvvetlerine dayanabilen ve plastik deformasyonu yaklaşık 1200 N'dan başlayan bir materyaldir. Molar bölgede 909 N'luk maksimum ısırma kuvveti olduğu dikkate alındığında PEEK materyali, kron ve köprü restorasyonlar için uygun bir alt yapı materyali olarak önerilmektedir (Sproesser ve ark. 2014).



Şekil 1.8: Sabit protez materyali olarak PEEK.

Stawarczyk ve ark. (2013a) yapmış oldukları çalışmada, PEEK materyalinden üretilmiş, 7.4 mm^2 'lik bağlayıcı çapına sahip, veneerlenmemiş 3 üyeli alt yapıları incelemişler ve 1200 N'luk basma kuvvetinde deformasyon ve 1385 N'da ise bağlayıcıda kırılma olduğunu bildirmişlerdir. Bu nedenle PEEK materyalinin, sabit protezler için uygun bir alt yapı materyali olduğunu bildirmişlerdir.

Sürtünmeye ve aşınmaya karşı dirençleri PEEK materyalinin, bar ve teleskop kron gibi hassas tutuculu unsurlarda da kabul edilebilir bir alt yapı materyali olmasını sağlamaktadır (Stawarczyk ve ark. 2015b).

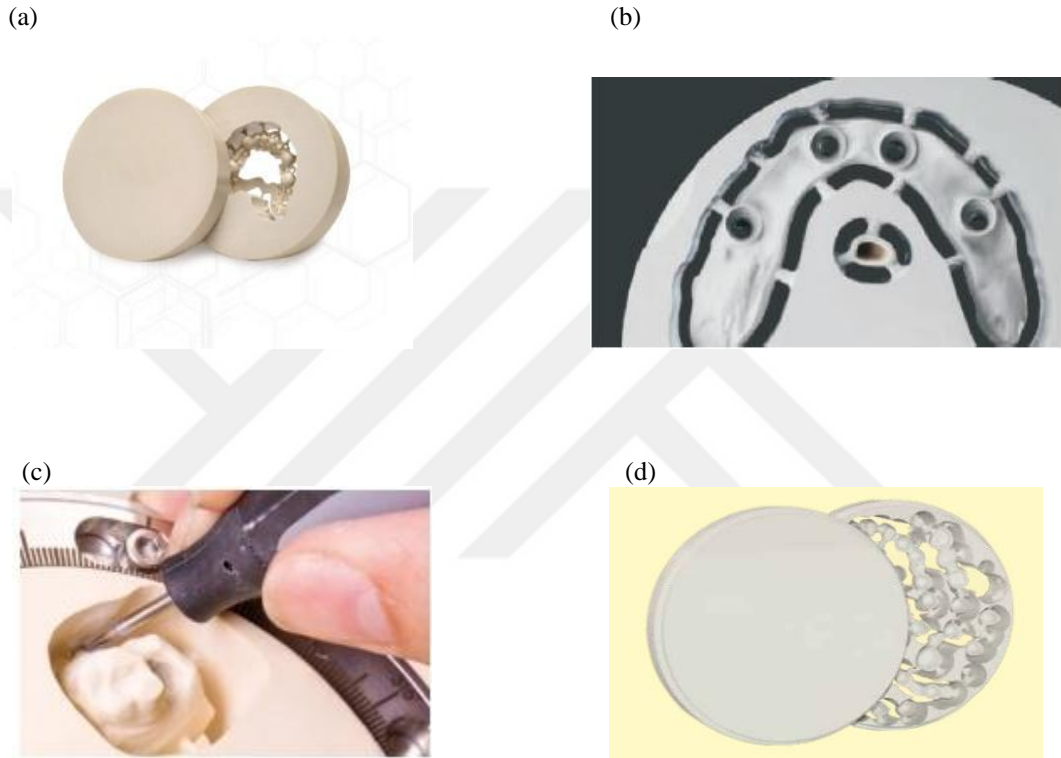


Şekil 1.9: Teleskop kron materyali olarak PEEK.

1.4 Günümüzde Kullanılan Ticari PEEK Materyalleri ve PEEK Kompozitleri

- Doldurucusuz, % 100 PEEK içerikli; JUVORA (Invibio/JUVORA Ltd). Bej renkli bir materyaldir.

- % 20 Nano seramik doldurucu, % 80 PEEK içerikli; BioHPP (Bredent GmbH). Beyaz renkli bir materyaldir.
- % 20 Titanyum dioksit doldurucu ile % 80 PEEK içerikli; Dentokeep disk (NT-Trading). Beyaz renkli bir materyaldir.
- Titanyum dioksit dahil olmak üzere % 20 doldurucu ile % 80 PEKK içerikli; PEKKTON ivory (Cendres + Métaux). Beyaz renkli bir materyaldir (Tipton 2015).



Şekil 1.10: (a) JUVORA disk (Invbio/JUVORA Ltd), (b) PEKKTON ivory disk (Cendres + Métaux), (c) Dentokeep disk (NT-Trading), (d) BioHPP disk (Bredent GmbH).

PEEK matriksi karbon ve cam fiber ilavesiyle, geliştirilmiş termoplastik fiber kompozitlerin üretimine müsaittir. Karbon ve cam fiber ilavesi boyutsal stabiliteyi, sertliği, esneme direncini ve dayanıklılığını arttırmaktadır (Neumann ve ark. 2014).

Biyomedikal uygulamalar için kullanılan PEEK kompozitlerinden ilki, karbon fiber takviyeli PEEK kompozitidir (CFR-PEEK) (Jockisch ve ark. 1992). PEEK'teki karbon fiber yüzdesinin artması ile elastik modül ve çekme mukavemeti artmakta ve sonuç olarak daha sağlam, rijit bir materyal haline gelmektedir (Panayotov ve ark. 2016).

Bir başka PEEK kompozit sınıfı, cam fiber ilaveli PEEK kompozitleridir (GFR-PEEK'ler) (Lin ve ark. 1997). Kortikal kemiğe benzer elastik modülüne sahiptir ve % 10 oranında cam fiber (GFR-PEEK) içermektedir (Panayotov ve ark. 2016).

PEEK materyalinin osteo-indüksiyon kapasitesini arttırmak amacıyla beta-trikalsiyum fosfat (β -TCP) veya hidroksiapatit (HA) katkılı PEEK kompozitler oluşturulmuştur (Panayotov ve ark. 2016). Biyomekanik açıdan, bu kompozitlerin materyalin elastik modülünde önemli bir artışa neden olduğu bildirilmiştir (Bakar ve ark. 2003a, Bakar ve ark. 2003b, Petrovic ve ark. 2006). Karbon fiber ve cam fiber materyallerinin aksine, özellikle HA olmak üzere, HA ve β -TCP (Petrovic ve ark. 2006) ilave edilen PEEK materyallerinde mekanik özelliklerin negatif yönde değiştiği bildirilmiştir. % 40 HA içeren PEEK materyalinin maksimum çekme mukavemeti % 45 azalarak 44 MPa'a düşmektedir ve bu, kortikal kemik ile karşılaştırılabilir bir değer olsa da (Bakar ve ark. 2003a, Bakar ve ark. 2003b) HA-PEEK kompozitlerinin kırılmaya karşı dirençli olmadığını göstermektedir (Panayotov ve ark. 2016).

PEEK kompozit gelişiminin sonraki basamağı ise, PEEK nano-kompozitlerinin elde edilmesidir (Wong ve ark. 2009, Panayotov ve ark. 2016). Bu yöntemle nano boyutlu SiO₂/PEEK ve nano boyutlu Al₂O₃/PEEK kompozitleri elde edilmiştir (Kuo ve ark. 2005). Bu iki nano kompozitin bildirilen elastik modülü ve çekme mukavemeti, doldurucusuz PEEK materyaline kıyasla % 20-50 oranında artmıştır (Panayotov ve ark. 2016). Ayrıca PEEK materyalinin biyoaktivitesini arttırmak için nano-TiO₂ de kullanılmıştır (Wu ve ark. 2012).

1.5 PEEK Alt Yapının Üretim Yöntemleri

PEEK materyalinden protetik alt yapı üretimi için laboratuvarında iki yöntem kullanılmaktadır. Bunlar: Enjeksiyon Kalıplama ve Bilgisayar Destekli Tasarım/Bilgisayar Destekli Üretim (CAD/CAM) Yöntemleridir.

1.5.1 Enjeksiyon Kalıplama Yöntemi

Endüstriyel enjeksiyon kalıplama makineleri, polimerleri, dental laboratuvarlarda bulunan tipik tezgah üstü pres makinelerine (ör 10 bar) kıyasla iki kat daha yüksek hız ve basınç altında (ör 1000 bar) işlemektedirler. Ancak, PEEK'in yeniden eritilmesi, alt yapı soğutulmazsa ve doğru şekilde yeniden kristalize edilmezse, öngörülemeyen mekanik ve fiziksel problemlere (örneğin kırılma, esneklik, renk, biçimsel bozulma) yol açabilmektedir. PEEK materyalinin yeniden eritilmesi de doğru ekipman kullanılarak çok sıkı bir şekilde kontrol edilmediği takdirde polimerin bozunmasına (örneğin fenol çıkışı) neden olabilmektedir. Polimer bozunması, doldurucunun (güçlendirici materyaller veya pigmentler gibi) yapıya dahil edilmesiyle daha da belirgin hale gelebilmektedir. Bu nedenle, bu materyallerin eritilerek işlenmesi, üretici firmanın önerdiği ekipman kullanılarak, sadece yetkili laboratuvar tarafından gerçekleştirilmelidir (Tipton 2015).



Şekil 1.11: Enjeksiyon kalıplama yöntemiyle PEEK üretimi

1.5.2 Bilgisayar Destekli Tasarım/Bilgisayar Destekli Üretim (CAD/CAM) Yöntemi

CAD/CAM yöntemi ile materyalin özellikleri stabil kalmakta ve dijital iş akışının hassasiyetinden ve tekrarlanabilirliğinden yararlanılarak daha hassas alt yapı üretimi yapılabilmektedir. PEEK materyali, metal alt yapılara kıyasla CAD/CAM üretimi açısından, daha az frez aşınması ve daha hızlı üretim gibi avantajlara sahiptir. Ayrıca bu materyalleri üretmek için gerekli ekipman, metal alt yapıların frezelenmesi için gerekli olan ekipman kadar pahalı değildir (Tipton 2015).

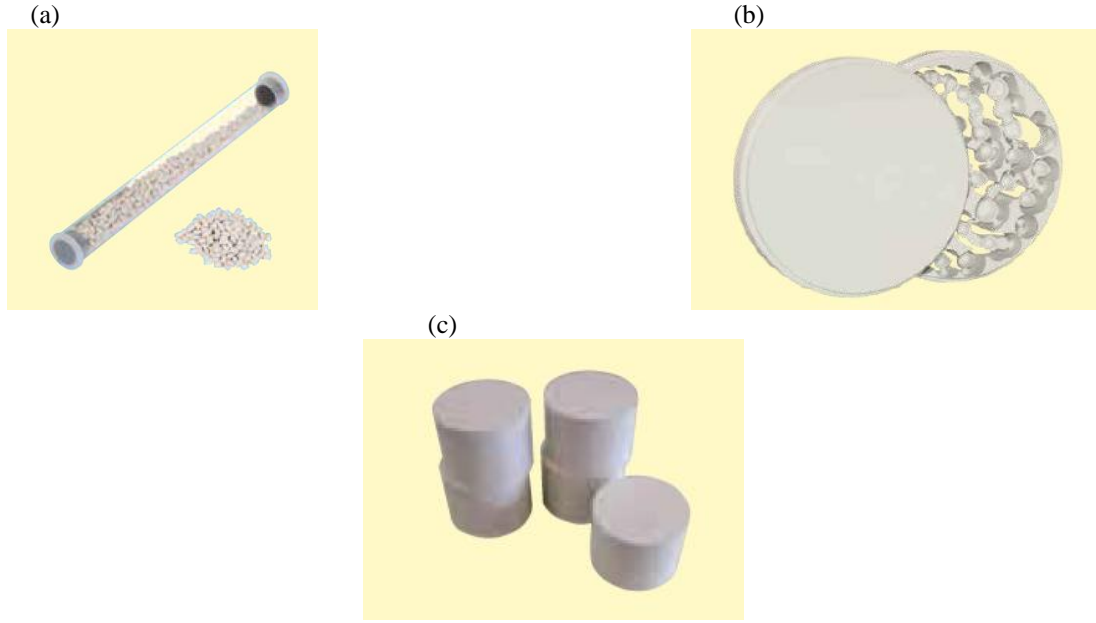


Şekil 1.12: CAD/CAM ile PEEK üretimi

Diş hekimliğinde metal içermeyen restorasyonlara olan talebin günden güne artması sebebiyle, metalik materyallere alternatif olan bir dizi CAD/CAM polimeri geliştirilmiştir (Magne 2006). Yüksek performanslı polimerlere artan ilginin sebebi, seramiklere kıyasla daha ince katmanlar halinde kullanılabilmeleri, üstün mekanik özelliklere sahip olmalarının yanı sıra; CAD/CAM teknolojisindeki gelişmeler ile daha hızlı üretilebilmeleri ve düşük maliyetlere sahip olmalarıdır (Attia ve ark. 2006, Alt ve ark. 2011, Edelhoff ve ark. 2012, Stawarczyk ve ark. 2012a, Stawarczyk ve ark. 2012b, Stawarczyk ve ark. 2012c, Stawarczyk ve ark. 2013c).

Renk kararlılığı ve mekanik özellikler açısından CAD/CAM ile üretilmiş polimer yapıları sabit protezlerin performansı cam seramikler ile karşılaştırılmış ve polimerlerin cam seramikler ile benzer veya daha iyi sonuçlar gösterdiği bildirilmiştir (Heintze 2006, Fischer ve ark. 2010, Stawarczyk ve ark. 2012b, Stawarczyk ve ark. 2012c, Carvalho ve ark. 2014, Wimmer ve ark. 2016).

PEEK, endüstriyel olarak; CAD/CAM içi disk ve blok, preslenmiş pelet, ve granüler formda üretilebilmektedir. Ancak son iki form ısıyla presleme veya eritme işlemine ihtiyaç duymaktadır (Kurtz ve Devine 2007, Stawarczyk ve ark. 2013).



Şekil 1.13: (a) Granüler formdaki PEEK (b) Blok PEEK (c) Pelet formdaki PEEK

PEEK materyalinden üretilen üç üyeli sabit protezlerin performansı üzerine yapılan araştırmalar, pelet halinde üretilen materyallerin, restorasyonların stabilitesini ve güvenilirliğini arttırdığını bildirmiştir. Ayrıca granüler formdan preslenen sabit protezlere kıyasla pelet halinde üretilenler, daha az plastik deformasyon ve daha yüksek kırılma direnci göstermektedirler (Wimmer ve ark. 2016).

1.6 PEEK'in Yüzey Modifikasyon Yöntemleri

PEEK materyali tüm üstün özelliklerine rağmen grimsi-kahverengi veya opak-beyaz renktedir. Özellikle anterior bölge olmak üzere estetik monolitik restorasyonlar için uygun bir materyal değildir. Bundan dolayı, veneerlenmesi gerekmektedir (Stawarczyk ve ark. 2014a, Stawarczyk ve ark. 2014b, Taufall ve ark. 2016). Uzun süreli bir adezyon; kimyasal retansiyon, (mikro) mekanik retansiyon veya bunların bir kombinasyonu ile sağlanabilir. Elde edilen bu adezyon kullanılan materyallerin bileşimine ve etkileşimine bağlıdır. Ancak PEEK materyali düşük yüzey enerjisine sahiptir ve kompozit veneer materyali ile veneerlenebilmesi için bu sorunun üstesinden gelinmesi gerekmektedir (Stawarczyk ve ark. 2014a, Stawarczyk ve ark. 2014b).

Buna yönelik çalışmalar iki yöne odaklanmıştır. Bunlardan ilki PEEK kompozitlerinin hazırlanması diğeri ise yüzey modifikasyonudur. Bu amaçla TiO₂ (Wu ve ark. 2012), HA (Bakar ve ark. 2003b, Yu ve ark. 2005) gibi aktif maddelerle PEEK materyali harmanlanarak TiO₂/PEEK ve HA/PEEK gibi PEEK kompozitleri oluşturulmuştur (Wang ve ark. 2014, Wang ve ark. 2015).

Yüzey modifikasyonu, materyalin yüzey özelliklerini değiştirerek, genel özelliklerini etkilemeden, materyal yüzeyinin mekanik ve biyolojik özelliklerinin artırılmasıdır. Bu işlem sırasında, materyallerin avantajlı özellikleri korunmaktadır (Ouyang ve ark. 2016).

PEEK materyalinin yüzey modifikasyonunda kimyasal asitleme (Stawarczyk ve ark. 2012a, Bähr ve ark. 2013, Keul ve ark. 2013, Stawarczyk ve ark. 2013a, Ouyang ve ark. 2016, Çulhaoğlu ve ark. 2017), plazma işlemi (Iqbal ve ark. 2010, Zhang ve ark. 2011, Stawarczyk ve ark. 2014a, Zhou ve ark. 2014, Schwitalla ve ark. 2017), Al₂O₃ ile kumlama (Hallmann ve ark. 2012, Stawarczyk ve ark. 2013b, Silthampitag ve ark. 2016, Çulhaoğlu ve ark. 2017), tribokimyasal silika kaplama (Hallmann ve ark. 2012, Çulhaoğlu ve ark. 2017) ve çeşitli lazer sistemleri (Rotel ve ark. 2000, Riveiro ve ark. 2012, Akkan ve ark. 2013, Wilson ve ark. 2015, Çağlar ve ark. 2017, Çulhaoğlu ve ark. 2017, Oliveira ve ark. 2017, Tsuka ve ark. 2018) kullanılmıştır.

1.6.1 Al₂O₃ İle Kumlama

Kumlama işlemi, diş hekimliği alanında yüzey pürüzlülüğünü arttırmak amacıyla yaygın olarak kullanılan basit bir yüzey modifikasyon yöntemidir (Silthampitag ve ark. 2016). En kolay yüzey modifikasyon yöntemi olarak kabul edilen kumlama işlemi dental uygulamalarda; implantların yüzey hazırlığı, simantasyon öncesi metal ve porselen restorasyonların hazırlığı, ortodontik braketleme ve daha pek çok alanda sıkça kullanılmaktadır. Kumlama, simanın mikromekanik tutuculuğunu sağlayacak şekilde yüzey pürüzlülüğünü arttırarak ve yüzeydeki organik kontaminasyonu temizleyerek etki etmektedir (Yang ve ark. 2007).

PEEK yüzeyinde ortalama parçacık boyutu 65 µm olan ve yaklaşık 0.4 MPa'lık bir basınç artışı ile sodyum bikarbonat profilaktik tozu kullanılarak kumlama uygulaması yapılmıştır (Cognard 2006). Ancak PEEK yüzeyinin 50 ve 110 µm boyutlarındaki Al₂O₃ ile kumlanması sonucunda daha yüksek yüzey pürüzlülük değerlerinin ortaya çıktığı gözlenmiştir (Stawarczyk ve ark. 2013b). Uygulama sırasındaki basınç artışı, etkinliği arttırmaktadır. Basınç artışı durumunda Al₂O₃ partikülleri PEEK yüzeyine gömülerek adezyon kuvvetine bir miktar etki edebilmektedir (Silthampitag ve ark. 2016).

Hallmann ve ark. (2012) yapmış oldukları çalışmada, kumlama işleminin PEEK materyalinin yüzey morfolojisini değiştirdiğini ve mikro-mekanik retansiyonunu arttırarak kompozit veneer materyalinin PEEK yüzeyine nüfuz etmesine yardımcı olduğunu bildirmişlerdir.

Çalışmalar Al₂O₃ ile kumlamanın, yüzey işlemi uygulanmamış PEEK yüzeylerine kıyasla adezyon kuvvetini arttırdığını göstermiştir (Schmidlin ve ark. 2010, Hallmann ve ark. 2012, Stawarczyk ve ark. 2013b). Ancak Al₂O₃ ile kumlama PEEK materyalinin sadece yüzey alanını arttırırken, sülfürik asit veya piranha çözeltisi yüzeyin kimyasal özelliklerini de değiştirmektedir. Bu da PEEK yüzeyinde artan sayıda fonksiyonel gruba yol açmaktadır (Hallmann ve ark. 2012).

1.6.2 Tribokimyasal Silika Kaplama

Tribokimyasal silika kaplama işlemi silika ile modifiye edilmiş Al₂O₃ partiküllerinin yüksek hızla materyal yüzeyine gönderilmesi ve yüzeyde silika tabakası oluşturulması esasına dayanmaktadır (Valandro ve ark. 2005).

Hallmann ve ark. (2012), yaptıkları çalışmada tribokimyasal silika kaplanmış PEEK yüzeylerin kompozit veneer materyaline adezyon kuvvetinin düşük olduğunu bildirmişlerdir. Bu durumu, silis parçacıklarının PEEK yüzeyine gevşek bir şekilde tutunmasına ve PEEK yüzeyi ile silika parçacıkları arasında kimyasal bir bağ oluşmamasına bağlamışlardır.

Çulhaoğlu ve ark. (2017), yaptıkları çalışmada silika kaplanmış PEEK yüzeylerin, kumlanmış, lazer ve asitle muamele edilmiş yüzeylere kıyasla daha yüksek ıslanabilirlik göstermelerine rağmen daha düşük adezyon kuvveti sağladıklarını bildirmişlerdir.

1.6.3 Asitlerle Yüzey Modifikasyonu

PEEK yüzeyine asit uygulaması ile PEEK'in yüzeysel katmanı üzerindeki fonksiyonel karbon-oksijen grupları artmakta (Kim ve ark. 2005), böylece adeziv sistem bileşenlerinin bağlanabileceği işlevsel gruplar açığa çıkmaktadır (Hallmann ve ark. 2012).

PEEK yüzeyinin asitle işlenmesi çalışmalarında kullanılan asitlerden birisi piranha çözeltisidir. Piranha çözeltisi güçlü bir oksitleyici ajan olup, kimyasal olarak peroksimonosülfürik asit (H_2SO_5) olarak adlandırılan, yüksek konsantrasyonlu sülfürik asit (H_2SO_4) ve hidrojen peroksitten (H_2O_2) oluşan bir kombinasyondur (Schmidlin ve ark. 2010).

PEEK'in yüzey modifikasyonu amacıyla kullanılan asitlerden bir diğeri ise sülfürik asittir. PEEK materyalleri konsantre sülfürik asit gibi kuvvetli asitler dışındaki asitlerde çok az çözünürlük göstermektedir. PEEK'in kimyasal yapısı bu çözünme direncini açıklamaktadır (Huang ve ark. 2001). PEEK yüzeyine sülfürik asit uygulandığında, sülfürik asit benzen halkaları arasındaki karbonil ve eter gruplarına etki etmektedir (Schmidlin ve ark. 2010). Bu durum, PEEK polimerinin oksidasyonuna, yüzey polaritesinin artmasına, aromatik halkanın açılmasına ve daha sonra adeziv sistem ile reaksiyona girebilecek daha fazla fonksiyonel gruba neden olmaktadır (Ha ve ark. 1997, Boxus ve ark. 1999, Weiss ve Muenstedt 2002). Yüzey polaritesindeki artış adeziv sistemin PEEK polimerine difüzyonunu arttırmakta, bu da daha güçlü bir adezyon kuvvetine neden olmaktadır (Stawarczyk ve ark. 2014a). PEEK molekülündeki benzen halkasının sülfonasyonu, sülfürik asit kullanıldığında gerçekleşmektedir. Sülfonik asit grupları PEEK yüzeyinde adeziv sistemlerin yapısındaki metakrilatlarla reaksiyona girmektedir. Bu durum, piranha çözeltisine

kıyasla sülfürik asit uygulamasının, PEEK ile kompozit veneer materyali arasında daha yüksek bağlanma dayanımı değerleri ortaya çıkarmasını açıklamaktadır (Stawarczyk ve ark. 2014a). Ancak sülfürik asidin DNA hasarına neden olabileceği (Ouyang ve ark. 2016) ve aşırı koroziv özelliğinden dolayı cilde temasının ciddi hasarlara yol açacağı bildirilmiştir (Silthampitag ve ark. 2016).

1.6.4 Plazma ile Yüzey Modifikasyonu

Yüzey modifikasyon yöntemlerinden bir diğeri ise aşındırma, polimerizasyon, yüzey aktivasyonu ve temizleme için kullanılan plazma işlemidir (Ma ve Tang 2014). Plazma; fiziksel olarak “pozitif ve negatif yüklerin eşit yoğunluğa sahip olduğu iyonize bir gaz” şeklinde tanımlanmaktadır (Schmidlin ve ark. 2016).

Plazma tanımlamasını genişletecek olursak: termal dengedeki katı bir madde, genellikle sabit bir basınç altında sıcaklığı arttırıldığı zaman sıvı hale geçer. Sıcaklık biraz daha arttırılırsa sıvı halden, gaz haline geçer. Daha yüksek sıcaklıkta ise gaz içindeki moleküller, rastgele doğrultularda serbestçe hareket eden gaz atomlarını oluşturmak üzere ayrışır. Eğer sıcaklık daha fazla arttırılırsa, gaz atomlarından bir ya da birkaç elektron kopar ve gaz atomları serbestçe hareket eden yüklü parçacıklara (elektronlara ve pozitif iyonlara) ayrılmış olur (Tanenbaum 1967). Böylece maddenin “dördüncü hali” olarak bilinen plazma oluşur (Almasi ve ark. 2016). Plazma halinde madde, atomları parçalanmış ve sürekli hareket halinde olan, pozitif yüklü iyonlarla elektronlardan oluşan bir sistem haline gelmiştir. Elektronlar ve iyonlar çiftler halinde üretildiği ve zıt yüklere sahip olduğu için plazma elektriksel olarak yüksüzdür. Plazma içerisinde ayrıca negatif iyonlar, uyarılmış atomlar, fotonlar, radikaller, ayrılmış atomlar da bulunmaktadır (Tanenbaum 1967).

Evrenin yaklaşık % 99’u plazma formunda olup yıldızlar, atmosferin katmanlarından iyonosfer, kutup ışıkları, güneş (hidrojen plazma) ve şimşekler doğal plazma örneklerini oluşturmaktadır (Hoon ve ark. 2014). Yapay plazmalar ise laboratuvar koşullarında ısı, ışın, manyetik enerji ve elektrik enerjisi ile üretilebilmekte ve bu enerjinin kesintisiz olması durumunda plazma hali

sürdürülebilmektedir. Plazma oluşturmak için doğru akım (DC), alternatif akım (AC), düşük frekans, radyo frekansı (RF) veya mikrodalga frekansı (MW) gibi güç kaynakları kullanılabilir (Denes 1997).

1.6.4.1 Plazmanın Sınıflandırılması

Plazmalar genel olarak laboratuvar ortamında üretim yöntemlerine, basıncına, yoğunluğuna, sıcaklık değerlerine ve kullanılan gazın cinsine göre sınıflandırılabilir (Akan 2006).

1.6.4.1.1 Sıcaklık Değerlerine Göre Plazma Sınıflaması

1.6.4.1.1.1 Yüksek Sıcaklık Plazmaları

Sıcaklıkları 10^6 - 10^8 K'e ulaşan plazmalar bu sınıfa girmektedir. Bu sınıftaki plazma elektron, iyon ve nötr türlerin hepsini termal dengede kapsamaktadır. Bu plazma laboratuvar ortamında üretilmemektedir. Güneş sisteminde oluşan nükleer patlamalar yüksek sıcaklık plazması olarak bilinmektedir (Akan 2006). ($0\text{ }^{\circ}\text{C}=273.15\text{ K}$)

1.6.4.1.1.2 Düşük Sıcaklık Plazmaları

Gaz sıcaklığı 10^6 K'den daha düşük olan plazmalar ise düşük sıcaklık plazması olarak adlandırılmaktadır. Düşük sıcaklık plazması soğuk ve sıcak plazma olmak üzere iki sınıfa ayrılmaktadır (Tusek ve ark. 2001):

Sıcak plazma; Gaz sıcaklığı normal şartlarda 10^4 K civarında olan plazmalardır (Tusek ve ark. 2001).

Soğuk plazma; Gaz sıcaklığı normal şartlarda 10^2 K civarında olan plazmalardır (Tusek ve ark. 2001).

1.6.4.1.2 Basınca Göre Plazma Sınıflaması

1.6.4.1.2.1 Düşük Basınç (Vakum) Plazmaları:

Genel olarak 10 mTorr ve 1 Torr altındaki basınç değerlerinde meydana gelmektedirler. Bu plazma sınıfında işlem kapalı ve kontrollü bir sistem içerisinde gerçekleşmektedir. Genellikle 40-120 °C arasındaki sıcaklık değerlerinde çalışılmaktadır. En büyük dezavantajları maliyetlerinin yüksek olması ve vakum tertibatına ihtiyaç duyulmasıdır (Canup 2000). (1 atm=760 Torr)

1.6.4.1.2.2 Atmosferik Basıncılı Plazma

Atmosferik koşullar altında meydana geldiği için bu şekilde isimlendirilen bu plazmalar “Atmosferik Plazma Jet” olarak da adlandırılmaktadır (Merche ve ark. 2012). Açık hava basıncında meydana geldiklerinden vakum tertibatına gerek duyulmamaktadır. Bu durum vakum plazmasından en temel farkını oluşturmakta ve endüstriyel uygulanabilirliğini kolaylaştırmaktadır (Verschuren ve ark. 2005, Leroux ve ark. 2006).

Atmosferik basınçlı plazma, elektro-manyetik dalgalarca uyarılma yoluyla, kapalı bir reaktör sisteminde üretilmektedir (Ma ve Tang 2014). Bu işlem oksijen, hava, azot, amonyak ve argon gibi spesifik gazlarla yapılabilmektedir (Occhiello ve ark. 1992, Comyn ve ark. 1996). Bu şekilde üretilen reaktif parçacıklar, reaktöre yerleştirilen biyomateryalin yüzeyi ile etkileşime girebilmekte ve düşük penetrasyon seviyesine bağlı olarak (Dupuis ve ark. 2015) maddenin mekanik, elektriksel ve optik özelliklerini değiştirmeden fiziksel ve kimyasal yüzey özelliklerini değiştirebilmektedir (Ma ve Tang 2014).

1.6.4.2 Plazmanın Uygulanan Yüzey Üzerindeki Bazı Etkileri

- Organik artıkların uzaklaştırılması (temizleme)
- Mikropürüzlendirme
- Polimerizasyon

- Yüzey aktivasyonu (Yüzey modifikasyonu) (Schwitalla ve ark. 2017).

Plazma ile polimerlerin yüzey modifikasyonu, yüzey özelliklerinde çoklu fiziksel ve kimyasal değişimler sağlamaktadır. Bu nedenle, materyalin yüzey özelliklerini geliştirilebilmektedir (Zhou ve ark. 2014).

Plazma tedavisi birtakım kimyasal grupların açığa çıkarılmasıyla, adezyonun artırılmasında çok yönlü ve etkili bir yöntemdir. Genel olarak, yüzeyde oksijen içeren gruplar oluşturularak yüzeyin hidrofilitasını arttırmaktadır. Yüzeyin kimyasal yapısını değiştirmeye ek olarak, yüzey üzerinde kısıtlı topografik değişiklikler yapabilmektedir (Akkan ve ark. 2013). Blazquez ve ark. (2011), plazma işleminin süperhidrofilik polimer yüzeylerine yol açtığını bildirmişlerdir. Ayrıca plazma işlemi tüm yüzeyde üniform uygulanabilmekte ve uygun gaz seçimi ile daha az kostik etki gösterdiği için polimerik materyallerin yüzey enerjisini artırarak (Wiacek ve Dul 2015) diğer materyallerle adezyonunu güçlendirmek amacıyla yaygın olarak kullanılmaktadır (Dupuis ve ark. 2015).

Plazma uygulamasının etkinliği plazmanın gücüne, plazmaya maruz kalma süresine, plazma türüne ve kullanılan gazın türüne bağlı olarak değişmektedir (Hegemann ve ark. 2003, Lommatzsch ve ark. 2007, Fridman 2008, Awaja ve ark. 2009, Williams ve ark. 2013).

Polimerik materyallerin soğuk plazma ile yüzey işlemlerinde azot, oksijen, argon, hidrojen gibi gazlar yaygın olarak kullanılmakla birlikte (Chu ve ark. 2002), plazma uygulaması genellikle inert gazlar olan argon ve azot gazı kullanılan bir reaktörde gerçekleştirilmektedir (Zhang ve ark. 2011). Adezyon esas olarak argon gazının kullanıldığı plazma uygulamalarıyla, biyouyumluluk ise en fazla azot gazının kullanıldığı plazma uygulamaları ile geliştirilmektedir (Udpa ve ark. 2013). Ayrıca, yüzeyin argon plazması ile aktivasyonu; karbon atomlarında ve serbest elektron çifti oluşumunda belirgin bir artışa neden olmakta ve yüzey özelliklerinin daha hidrofilik hale gelmesine neden olmaktadır (Wiacek ve Dul 2015). Biyolojik uygulama ile ilgili

olarak, bakterilerin adezyonunun polimer yüzeyinin hem topografisi hem de yüzey kimyasından etkilendiği düşünülmektedir (Wiacek ve Dul 2015).

Çeşitli çalışmalar atmosferik basınçlı plazma uygulamasının, polimerlerin diğer materyallerle adezyonunu arttırmak amacıyla başarıyla uygulandığını bildirmiştir (Rashed ve ark. 2009, Coulon ve ark. 2013). Plazma uygulamasının PEEK'in yüzey özelliklerini geliştirdiğine dair birçok çalışma yapılmıştır (Brennan ve ark. 1991, Occhiello ve ark. 1992, Zhang ve ark. 2011, Dupuis ve ark. 2015).

Comyn ve ark. (1996) plazma uygulaması sonucu, PEEK ile epoksi adeziv arasında adezyonun arttırıldığını ve serbest yüzey enerjisi gibi diğer parametrelerin iyileştirildiğini bildirmişlerdir.

1.6.5 Lazer ile Yüzey Modifikasyonu

Radyasyonun uyarılması ile ışık şiddetinin güçlendirilmesi olarak tanımlanan lazer terimi ismini "Light Amplification by Stimulated Emission of Radiation (LASER)" kelimelerinin ilk harflerinden almaktadır (Coluzzi 2004).

Lazer ile yüzey modifikasyonu şu süreçleri kapsamaktadır;

Lazer ışını materyal yüzeyi ile etkileşime girdiği zaman ilk olarak serbest elektronlar oluşmaktadır. Oluşan bu serbest elektronlar gelen lazer enerjisini absorbe ederek hızlanmakta ve çarpışmalarla yeni serbest elektronlar oluşturmaktadırlar. Ortamdaki serbest elektron yoğunluğu belirli bir düzeye ulaştığı zaman sıcak plazma gibi davranmakta ve plazma enerjisi materyalin atom ve moleküllerine aktarılarak yüzey modifikasyonu meydana gelmektedir (Joglekar ve ark. 2004).

1.6.5.1 Lazer Işığının Temel Özellikleri

Lazer ışığı bazı özellikleri ile normal ışıklardan ayrılmaktadır. Lazer ışığının temel özellikleri aşağıda açıklanmıştır (Stabholz ve ark. 2003):

Tek renkli (monokromatik) olması: Lazer ışığının en belirgin özelliklerinden biri olan tek renkli oluşu merkezi dalga boyu ile karakterize edilmektedir. Bir grup fotonun tek bir frekansa sahip olması monokromatiklik özelliği ile ifade edilmektedir (Coluzzi 2004).

Doğrusal olması (collimated): Lazer ışığı fotonları birbirine paraleldir. Bu nedenle tek bir çizgi gibi dağılmadan ilerleyebilmektedir (Harris ve Pick).

Lazer ışığını oluşturan fotonların aynı fazda (coherent) olması: Fotonlar birbiriyle uyum içerisinde olup, lazer ışık demetini oluşturan ışık dalgaları aynı fazdadır (Coluzzi 2004, Wintner ve Strassl 2006).

Lazerlerin kullanım parametreleri;

Lazerin kullanım parametreleri, uygulama yapılacak materyale ve kullanım amacına göre değişmektedir. Lazer uygulamasının etkinliği lazer ışığının gücüne, atım süresine, dalga boyuna, uygulanan materyalin fiziksel özelliğine ve uygulama süresine bağlı olarak değişmektedir. Bu faktörlerden herhangi birinin değişmesi, lazer uygulamasının etkinliğini değiştirmektedir (Harris ve Pick 1995, Coluzzi 2004, Convissar 2004).

Güç yoğunluğu: Birim alandaki güç miktarı olarak tarif edilen güç yoğunluğunun birimi W/cm^2 dir. Güç yoğunluğunu hesaplayabilmek için, spot alanı olarak bilinen lazer ışığının uygulandığı materyalde oluşturduğu daire şeklindeki alan bilinmelidir. Güç yoğunluğu spot alanı ile ters orantılıdır. Bu durum spot alanı küçüldükçe daha derin ablasyon olduğu anlamına gelmektedir (Harris ve Pick 1995, Tuner ve Hode 2002, Wintner ve Strassl 2006).

Enerji yoğunluğu: Enerji yoğunluğu, belli bir süre boyunca uygulanan güç yoğunluğu olarak tanımlanmakta olup, genellikle mJ/cm^2 birimi ile ifade edilmektedir (Harris ve Pick 1995, Wintner ve Strassl 2006).

Frekans: Dalga boyu ile ters orantılı olup, birim saniyede meydana gelen atım sayısı olarak tanımlanmaktadır. Hertz (Hz) ile ifade edilmektedir (Harris ve Pick 1995).

Dalga boyu: Ardışık dalgaların yatay ekseninde oluşturduğu eş noktalar arası mesafe olarak tanımlanmaktadır. Diş hekimliğindeki lazer sistemlerinde mikrometre (10^{-6} m) ya da nanometre (10^{-9} m) ile ifade edilmektedir (Moritz ve Beer 2006). Dalga boyu, lazer ile materyal arasındaki etkileşimin kalitesini veya reaksiyon tipini belirlemektedir. Enerji miktarı ve materyalin özellikleri bu reaksiyonun miktarını ve derinliğini belirlemektedir (Harris ve Pick 1995, Tuner ve Hode 2002).

Atım süresi (atım genişliği): Lazer atımının zaman içindeki yayılma süresi olarak tanımlanıp, lazer sisteminin hızının göstergesidir. Atım süresi milisaniye (ms) ($1 \text{ ms}=10^{-3}$ s), mikrosaniye (μs) ($1 \mu\text{s}=10^{-6}$ s), nanosaniye (ns) ($1 \text{ ns}=10^{-9}$ s), pikosaniye (ps) ($1\text{ps}=10^{-12}$ s) ve femtosaniye (fs) ($1\text{fs}=10^{-15}$ s) gibi birimlerle ifade edilmektedir (Moritz ve Beer 2006).

1.6.5.2 Lazer Sistemlerinin Sınıflandırılması

Lazer Aktif Maddesine Göre Lazer Sistemleri;

Katı Lazerler;

Neodimyum-İtriyum-Aluminyum-Garnet lazer (Nd-YAG lazerler, 1064 nm),

Holmiyum-İtriyum-Aluminyum-Garnet lazer (Ho-YAG, 2100 nm),

Erbiyum, krom YSGG lazeri (Er, Cr-YSGG, 2780 nm),

Erbiyum-İtriyum-Aluminyum-Garnet lazer (Er-YAG, 2940 nm).

Gaz Lazerler;

Karbondioksit lazer (CO_2 , 10600 nm),

Ar/Krypton (457-528 nm),

Excimer lazer,

Ultraviyole lazer (UV),

Helyum-neon lazer (He-Ne, 632.8 nm).

Elektronik Lazerler;

Yarı iletkenler,

Diyod lazerler.

Işığın Hareketine Göre Lazer Sistemleri;

Sürekli ışık veren lazerler (Continuous),

Atımlı ışık veren lazerler (Pulse),

Dalgalı akım olarak ışık veren lazerler (Choop).

Lazer Işığının Dalga Boyuna Göre Lazer Sistemleri;

Mor ötesi spektrum (140-400 nm): Excimer,

Görünür spektrum (400-700 nm): Argon,

Kızıl ötesi spektrum (700 nm ve üstü): Nd-YAG lazer, Er-YAG lazer.

Lazer Işığının Enerjisine Göre Lazer Sistemleri;

Soft lazerler: He-Ne,

Mid lazerler: Diode lazer,

Hard lazer: Nd-YAG lazer, Er-YAG lazer vs.

Uygulanış Şekline Göre Lazer Sistemleri;

Kontakt (contact),

Kontaktsız (non contact) olarak sınıflanabilirler (Harris ve Pick 1995, Blahnik ve Ringde 2003, Wintner ve Strassl 2006).

1.6.5.3 PEEK Materyalinin Yüzey Modifikasyonunda Kullanılan Bazı Lazer Sistemleri ve Genel Özellikleri

1.6.5.3.1 Neodimyum-İtriyum-Aluminyum-Garnet Lazer (Nd-YAG Lazer)

1964'te Geusic tarafından diş hekimliği için tanıtılmış ilk lazerler olup, yaygın olarak kullanılmaktadırlar. Nd-YAG lazerler; aktif maddesi katı itriyum ve aluminyum ile kombine edilmiş garnet kristali olup bu kombinasyona neodimyumun eklenmesiyle ortaya çıkan katı hal lazerleridir. Diş hekimliğinde kullanılan tiplerinin dalga boyu 1064 nm'dir. Bu lazerde ışık iletimi fiber optik kablo aracılığıyla yapılabilen ve koyu renkli dokular tarafından yüksek oranda absorbe edilebilmektedir. Diş hekimliğinde kullanılan tiplerinde, oldukça kısa pulsasyon sürelerine sahip serbest çalışma modu bulunmakta olup, "pulse", "süper pulse" ve "kontakt" tipleri bulunmaktadır. Nd-YAG lazerlerin diş dokuları tarafından emiliminin az, penetrasyon derinliğinin fazla olması ve pulpada termal hasar oluşturması, bu lazerlerin daha çok yumuşak doku uygulamalarında kullanılmasını sağlarken, diş sert dokularında sınırlı kullanım alanı bulmalarına neden olmuştur (Dederich 1993, Coluzzi 2004, Moritz ve ark. 2006, Moor ve Delme 2009, Slot ve ark. 2009).

1.6.5.3.2 Erbiyum-İtriyum-Aluminyum-Garnet Lazer (Er-YAG Lazer)

Er-YAG lazerler katı itriyum, aluminyum ve garnet kristalinden oluşan aktif maddesine erbiyumun katılmasıyla oluşturulmuştur. Elektromanyetik spektrumun gözle görülmeyen, iyonize olmayan yakın ve orta kızılötesi bölümünde yer alan Er-YAG lazerlerin dalga boyu 2940 nm'dir. Bu lazerlerin su absorpsiyonu diğer lazer tiplerine kıyasla yüksek olup hidroksiapatit ve organik yapıdaki OH⁻ iyonları tarafından absorbe edilebilmektedirler. Bu özelliğini dalga boyu sayesinde kazanan bu lazerlerle su içeren diş sert dokularında kesim yapabilmek mümkündür. Ayrıca penetrasyon derinliği oldukça sınırlı olduğundan çevre dokularda oluşturduğu termal etki minimaldir (Dederich 1993, Takeda ve ark. 1998, Coluzzi 2000). Absorbe edilen enerjinin oluşturduğu iç basınç, dokuyu parçalayıp uzaklaştırır. Mineral yapının içerisindeki suyun buharlaşması sırasında hacim artışı meydana gelir ve mikropatlama oluşur. Termomekanik ablasyon olarak isimlendirilen bu işlem ile

hedef yüzeyden mekanik ve atravmatik şekilde dokunun uzaklaşması sağlanır (Keller ve Hibst 1997, Van 2004). Er-YAG lazerler, su içeriği yüksek olan yumuşak dokularda geniş uygulama alanına sahip olmakla beraber sert doku uygulamalarında da yaygın olarak kullanılmaktadırlar (Coluzzi 2004, Moor ve Delme 2009).

1.6.5.3.3 Femtosaniye Lazer

1980'lerde pikosaniye ve femtosaniye seviyelerinde çok kısa atım süreli lazerler geliştirilmiştir (Strickland ve Mouro 1985). "Ultra hızlı" terimi ile tanımlanan femtosaniye lazerlerin atım süreleri fs'ler ($1 \text{ fs} = 10^{-15} \text{ s}$) seviyesinde olduğu için "fs lazerler" olarak bilinmektedirler. Etki süreleri bir pikosaniyenin ($1 \text{ ps} = 10^{-12} \text{ s}$) altında olup optik atım üretmektedirler (Haus 2000). Atım süresinin çok kısa olması, lazerin uygulandığı materyal yüzeyinde güç yoğunluğunun, çok yüksek değerlere ulaşmasına imkân vermektedir (Amer ve ark. 2005).

Femtosaniye lazerler, uygulandıkları materyaller üzerinde minimum seviyede mekanik veya termal hasar oluşturarak yüzey modifikasyonuna imkan tanımaktadırlar. Enerjinin materyale çok kısa bir zaman aralığında, yani termal difüzyon olmadan transfer edilmesi femtosaniye lazer kullanımını, nanosaniye atım süresine sahip lazerlere karşı avantajlı kılmaktadır (Lee 2008).

Yüzey modifikasyonu için çoğunlukla titanyum-safir (Ti:Sapphire) lazerler kullanılmakta olup, bu tip lazerlerde titanyum katkılı safir kristali ışığın üretildiği ortam olarak kullanılır ve ışığın dalga boyu 800 nm civarındadır (Moulton 1986). Ancak 1030 nm dalga boyuna sahip olan iterbium katkılı cam (Yb:Cam) lazerlerin de bu amaca uygun lazer tipleri olduğu bildirilmiştir (Streltsov ve Borrelli 2001, Taccheo ve ark. 2004).

Femtosaniye lazerler ile yapılan işlemlerde materyal yüzeyinde klasik lazer materyal etkileşiminden farklı durumlar gözlenmektedir (Leitza ve ark. 2011). Kısa atım süresine sahip lazerlerin enerjisi çoğunlukla foton-elektron etkileşiminden dolayı yüzeydeki küçük bir katmanda depolanır. Femtosaniye lazerlerin aşındırma derinliği 0.01-1 μm /atım aralığındadır. Femtosaniye lazerler ile yapılan yüzey

işlemlerinde ısı iletimi, atım genişliği süresince ihmal edilebilir. Çünkü femtosaniye lazerlerin “Soğuk Çalışma” denen önemli avantajları vardır (Guo ve ark. 2008, Loktionov ve ark. 2010). Bu tür lazerlerin atım süresi o kadar kısadır ki materyallerin ısı iletkenlikleri bu büyük boyutlardaki enerjiyi yaymaya yetmez ve ısı ihmal edilebilecek kadar küçük bir alanda yayılır. Odaklanılan alanda biriken bu enerji, materyal yüzeyinde ısı birikimi ve termal difüzyon olmadan, materyalin bağlarının kırılmasını ve erime fazının gerçekleşmesine fırsat vermeden materyalin buharlaşmasını sağlamaktadır. Bu durum kontaminasyon olmayan, temiz bir materyal yüzeyine neden olmaktadır (Amer ve ark. 2005, Yalizay ve ark. 2012). Bu özelliğinden dolayı femtosaniye lazerler, materyal yüzeyinde hassas işlem yapmaya olanak tanımaktadır (Wolff ve ark. 1995, Dong ve ark. 2001, Jiang ve Tsai 2003, Semaltianos 2010). Bu yalnızca femtosaniye lazerlerle mümkün olup, uygulama bölgesinin etrafında minimum zarara neden olmaktadır. Lubatschowski ve ark.’nın (2000) yapmış oldukları çalışmada, femtosaniye lazerin uygulandığı yüzey ve çevresinde sadece 1µm’ye eşit veya daha küçük bir bölgede minimal mekanik ve termal hasara neden olduğu bildirilmiştir.

Dolayısıyla femtosaniye lazerler kısa sürede yüksek enerjili atımlar oluşturarak, termal etki olmaksızın yüzey pürüzlülüğü yaratabilmektedirler (Oliveira ve ark. 2017).

Çeşitli kompozit materyaller, femtosaniye lazerlerle düzgün, pürüzsüz ve herhangi bir termal hasar izi olmaksızın kesilebilmektedirler (Krüger ve Kautek 1996). Femtosaniye atımlı lazer ablasyonunun, ablasyon yapılan bölgeleri çevreleyen yüzeyde diğer lazer işlemlerine kıyasla küçük termal hasara neden olmasından dolayı hemen hemen tüm materyallerin mikroyapısına uygun güçlü bir ablasyon tekniği olduğu bildirilmiştir (Moreno ve ark. 2006).

1.7 Yüzey Analiz Yöntemleri

Yüzey analizi için değişik cihazlar kullanılmaktadır. Tarayıcı elektron mikroskobu (SEM), yüzey profili analizi (profilometre) ve yüzey pürüzlülüğünün üç boyutlu topoğrafisini elde eden atomik kuvvet mikroskobu (AFM) yüzey pürüzlülüğünün analizinde kullanılan cihazlardır (Kakaboura ve ark. 2007, Ereifej ve ark. 2013).

1.7.1 Profilometre Analizi

Optik ve mekanik olarak iki çeşidi bulunan profilometre cihazları iki boyutlu ölçüm sonuçları vermektedir (Joniot ve ark. 2006). Mekanik profilometre cihazları elmas tarayıcı ucun örnek yüzeyinde gezinmesi yoluyla iki boyutlu ölçüm yapmaktadır. Elmas tarayıcı uç örnek yüzeyinde gezinerek dikey eksendeki yükseklikleri kaydetmekte ve bu yükseklikler arasındaki farkları makinenin dönüştürüm sistemini referans alarak hesaplamaktadır. Doğru bir ölçüm yapılabilmesi için örnek yüzeyinin zemine paralel olmasına dikkat edilmelidir. Yapılan ölçüm sonucu yüzey topoğrafisi rakamsal değerlerle ifade edilmektedir (Heintze ve ark. 2002, Joniot ve ark. 2006). Optik profilometre cihazları ise yüzeye temas etmeden bir takım optik prensiplerle yüksek çözünürlüğe sahip üç boyutlu ölçüm yapabilmektedir. Yüzeye yönlendirilen ışığın yansımaları prensibiyle ölçüm yapılan bu sistemde, yüzeyde belirlenen referans noktaları arasındaki mesafede hassas ve hızlı bir ölçüm yapılabilir (Joniot ve ark. 2006, Kakaboura ve ark. 2007).

Profilometre ile yüzey pürüzlülüğü incelemesinde kullanılan parametrelerden bazıları aşağıda açıklanmıştır;

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

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

Rz: Belirli mesafedeki birbirini izleyen 5 maksimum yükseklik ve derinliğin ortalamaları arasındaki yükseklik farkını belirtmektedir (Joniot ve ark. 2006, Kakaboura ve ark. 2007).

1.7.2 Tarayıcı Elektron Mikroskobu (SEM) Analizi

Optik bir yöntem olan SEM, bir noktadan bir noktaya elektron demetinin ard arda hareket etmesi prensibi ile çalışmaktadır. Bu cihazda primer elektron demeti, yüzeydeki elektronlarla etkileşime girmekte ve elektronların etrafa dağılmasını sağlamaktadır. Bu şekilde yüzey topoğrafisi ölçümü yapılmaktadır. Örnek yüzeylerinin analizinde sıklıkla kullanılan SEM ile yüzeyin gri tonlarında görüntüsü elde edilmektedir. Üç boyutlu yüzey özelliklerini görüntüleyemeyen SEM’de algılayıcının tespit ettiği elektron sayısı ne kadar fazla ise görüntülenen bölge görüntüsü o kadar parlak elde edilmektedir (Junqueira 1992, Valandro ve ark. 2005).

1.7.3 Atomik Kuvvet Mikroskobu (AFM) Analizi

Diş hekimliği alanında yapılan çalışmalarda son yıllarda tercih edilmeye başlanan AFM sisteminde; bir iğne, piezo elektrik kontrol elemanları aracılığıyla incelenecek yüzey üzerinde 3 boyutlu hareket ettirilerek yüzey analiz edilmektedir (Jandt 2001, Gadegaard 2006). Uç yüzeyi tararken, uç ve yüzey arasındaki Van der Waals kuvvetleri, kapiller kuvvetler ve sürtünme kuvvetlerine dayanan etkileşimler kaydedilmektedir. Örneklere özel bir işlem (kaplama vb) gerektirmeden, nanometre çözünürlüğünde detaylı yüzey topoğrafisi ile ilgili görüntülerin elde edilmesini sağlayan bu sistem, düşük hızda tarama yapmakta ve andırkatları belirleyememektedir (Meyer ve Amer 1998, Wennerberg ve Albrektsson 2000, Gadegaard 2006).

1.7.4 Enerji Dağılım Spektrometresi (EDS) Analizi

İnceleme yapılan yüzeydeki element içeriğini tespit etmek amacıyla kullanılan EDS sistemleri, genellikle SEM cihazları ile birlikte (SEM-EDS) bulunmaktadır. EDS cihazının; X-ray dedektörü, ışın kaynağı, analizör ve sinyal işlemcisinden oluşan 4 temel bileşeni bulunmaktadır (Goldstein ve ark. 2003). EDS analizi, cihazın bileşenleri arasında yer alan X-ray dedektörü tarafından materyal yüzeyine yayılan X-ray'lerin sayısının ölçülmesi ve ölçülen X-ray enerjisini voltaj sinyallerine dönüştürerek sinyal işlemcisine göndermesi prensibi ile yapılmaktadır. Sinyal işlemcisi sinyalleri ölçüp analiz ederek, verileri elde etmektedir (Goldstein ve ark. 2003). Böylece örnek yüzeyinde incelenen alanda bulunan elementlerin dağılımı belirlenmiş olmaktadır (O'Connor ve ark. 2003).

1.8 Temas Açısı Ölçüm Yöntemleri

Yüzey ıslanabilirliği genellikle temas açısı cinsinden ölçülmektedir. 90° 'nin altında temas açısı değerlerine sahip yüzeyler hidrofilik yüzeyler olarak adlandırılırken, 90° 'nin üzerinde temas açısı değerlerine sahip olan yüzeyler hidrofobik yüzeyler olarak tanımlanmaktadır. Süperhidrofobik yüzeyler ise 150° 'nin üzerinde temas açısı değerlerine sahip yüzeylere denilmektedir (Sarbadia ve Shin 2017).

Temas açısı ölçümü genellikle gonyometre ile uyumlandırılmış bilgisayar aracılığıyla yapılmakta ve bu yöntemde katı materyal yüzeyine su damlatma işlemi gerçekleştirildikten sonra, suyun yüzey ile yaptığı açının kesit fotoğrafı çekilmektedir. Bu fotoğrafın bilgisayar analizi yapılarak θ açısı direk olarak ölçülüp hesaplanarak temas açısı belirlenmektedir (Aydın ve ark. 1997).

1.8.1 Sessile Drop Tekniği

Temas açısının ölçümünde kullanılan optik bir yöntem olan bu teknikte, gonyometrenin yatay tablasına sıvı damlatılmakta ve bu sıvı damlatıldığı materyalin fiziksel ve kimyasal özelliklerine göre şekil almaktadır. Ardından damla profilinin

fotoğrafından indirek olarak temas açısı hesaplanmaktadır (Aydın ve ark. 1997, Shastry ve ark. 2006).

1.8.2 Wilhelmy Tekniği

Bu yöntem; katı yüzeylerinin, yüzey gerilimi bilinen test sıvılarıyla temasa girmesi sonucu ortaya çıkan kuvvetlerin, özel bir tensiyometre ile ölçülmesi esasına dayanmaktadır (Jardel ve ark. 1999).

1.9 Yapay Yaşlandırma Yöntemleri

1.9.1 Termal Döngü ile Yaşlandırma Yöntemi

Termal döngü, ağız ortamındaki termal değişiklikleri taklit etmek amacıyla, iki sıcaklık (5°C ve 55°C) arasında belirli bir bekleme süresince (20 s) örneklerin tekrarlanan bir döngü ile yaşlandırma prosedürüne tabi tutulması anlamına gelmektedir (Pröbster ve ark. 1996, Hancox 1998, Leibrock ve ark. 1999).

ISO/TS 11405 (2003)'e göre, sıcaklığı 5° ve 55° C olan su banyoları içerisinde örneklerin bekletilmesiyle gerçekleştirilen termal döngü işlemi uygun bir yapay yaşlandırma yöntemidir.

1.10 Bağlanma Dayanımı Ölçüm Yöntemleri

Marx (1986), uygulanan kuvvetin çeşidine ve yönüne göre bağlanma dayanımı testlerini; makaslama, çekme, kırma, eğme ve bunların kombinasyonu olacak şekilde sınıflandırmıştır. Bağlanma alanının boyutlarına göre, bağlanma dayanımı test yöntemleri mikro (yaklaşık 1 mm²) veya makro (3-28 mm²) olarak sınıflandırılabilir (Craig 2012). Makaslama (shear), çekme (tensile) ve mikro çekme (micro-tensile) testleri en sık kullanılan bağlanma dayanımı test yöntemleridir (Armstrong ve ark. 2010, Meerbeek ve ark. 2010).

1.10.1 Makaslama Bağlanma Dayanımı Testi (Shear Test)

Bağlanma dayanımının belirlenmesinde farklı teknikler kullanılmasına rağmen, en çok tercih edilenlerin başında makaslama bağlanma dayanımı testi gelmektedir (Blatz ve ark. 2003, Saito ve ark. 2010). Bu test birçok çalışmada kullanıldığı için verilerde kıyaslama kolaylığı sağlamaktadır (Shimada ve ark. 2002, Blatz ve ark. 2003).

Makaslama bağlanma dayanımı testi; iki farklı materyal arasındaki bağlantıda aralanma oluşana kadar, makaslama kuvvetinin uygulandığı in vitro bir test yöntemi olarak tanımlanmaktadır. Birim alana düşen makaslama dayanımı, uygulanan maksimum kuvvetin bağlantı yüzey alanına bölünmesi ile belirlenmektedir (Al-Dohan ve ark. 2004).

1.10.2 Çekme (Tensile) Testi

Aralarında adezyon sağlanan iki materyale, birbirinden ayrılana kadar, yüzeye dik olarak ve tek ekseninde çekme kuvveti uygulanması olarak tanımlanan bağlanma dayanımı test yöntemidir. Çekme bağlanma dayanım değeri bağlantının kırıldığı andaki kuvvetin, bağlanma yüzey alanına bölünmesi ile elde edilmektedir (Nikaido ve ark. 2003).

1.11 Amaç

Bu in vitro çalışmanın amacı; PEEK ile kompozit veneer materyali arasındaki adezyon sorununa ışık tutması amacıyla, klinik kullanımı sakıncalı olan sülfürik aside alternatif olabileceği düşünülen farklı lazer sistemlerinin ve plazma uygulamasının etkinliğinin değerlendirilmesidir.

1.12 Hipotez

Bu çalışmanın boş hipotezi (H_0): (1) Farklı yüzey işlemlerinin PEEK'in yüzey pürüzlülüğüne etki etmeyeceği; (2) Farklı yüzey işlemlerinin PEEK'in temas açısına etki etmeyeceği; (3) Farklı yüzey işlemlerinin PEEK ile kompozit veneer materyali arasındaki bağlanma dayanımına etki etmeyeceğidir.



2 GEREÇ VE YÖNTEM

Bu tez çalışması Kırıkkale Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi, Ankara Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi, Eskişehir Osmangazi Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Araştırma Laboratuvarları, Kırıkkale Üniversitesi Bilimsel ve Teknolojik Araştırma Laboratuvarı, Ankara Üniversitesi Nükleer Bilimler Enstitüsü ve Bilkent Üniversitesi Ultra Hızlı Optik ve Lazer Laboratuvarı'nda (UFOLAB) gerçekleştirilmiştir.

Çalışmada kullanılan materyallerin kimyasal kompozisyonu ve üretici firmaları Çizelge 2.1'de belirtilmiştir.

Çizelge 2.1: Çalışmada kullanılan materyallerin kimyasal kompozisyonu ve üretici firmaları.

MATERYAL	KİMYASAL KOMPOZİSYON	ÜRETİCİ FİRMA
PEEK Blok (BioHPP)	% 20 Nano seramik doldurucu , % 80 PEEK	Bredent GmbH & Co KG, Senden, Almanya
Adeziv ajan (Visio.link)	Metil metakrilat (MMA), Penta eritritol tri akrilat (PENTIA), foto aktivatörler	Bredent GmbH & Co KG, Senden, Almanya
Kompozit veneer materyali (Combo.lign)	Çeşitli akrilat oligomerleri, doldurucu, katalizör, renk pigmenti	Bredent GmbH & Co KG, Senden, Almanya
Otopolimerizan akrilik rezin (Vertex orthoplast)	% 95 Metilmetakrilat (MMA), % 5 Etilenglikol dimetilakrilat (EDMA)	Vertex-Dental BV, Hollanda
Sülfürik asit	% 98 Sülfürik asit (H ₂ SO ₄)	Merck KGaA, Darmstadt, Almanya

Çalışmada kullanılan cihazlar ve üretici firmaları Çizelge 2.2'de belirtilmiştir.

Çizelge 2.2: Çalışmada kullanılan cihazlar ve üretici firmaları.

CİHAZLAR	ÜRETİCİ FİRMA
Atmosferik Basınçlı Plazma	Kinpen, Neoplas, Almanya
Hassas kesme cihazı	Mikrocut 201, Metkon, Bursa, Türkiye
Mikropipet	ISOLAB GmbH, İstanbul, Türkiye
Femtosaniye lazer cihazı	Bilkent Üniversitesi Ultra Hızlı Optik ve Lazer Laboratuvarı'nda (UFOLAB) bulunan spesifik Femtosaniye lazer cihazı
Nd-YAG lazer cihazı	Lightwalker AT, Fotona, Ljubljana, Slovenya
Profilometre cihazı	Perthometer M2, Mahr, Gottingen, Almanya
Gonyometre cihazı	Krüss GmbH, Hamburg, Almanya
Altın kaplama cihazı	Polaron SC 500 sputter coater, VG Microtech, East Sussex, İngiltere
SEM cihazı	JSM- 5600 LV, JEOL, Tokyo, Japonya
EDS cihazı	ZEISS EVO 40 SE DETECTOR, Berlin, Almanya
Steromikroskop	S100 OPMI pico, Carl Zeiss Almanya

Polimerizasyon cihazı	Bre.Lux Güç Ünitesi, Bredent, Senden, Almanya
Teflon kalıp	Ultradent Products Inc., Güney Ürdün, UT
Termal döngü cihazı	SD MECHATRONIK GMBH, Feldkirchen-Westerham, Almanya
Universal test cihazı	Lloyd-LRX, Lloyd Instruments, Fareham, İngiltere

Çalışmamızda izlemiş olduğumuz yöntem aşağıda listelenmiştir:

- Örneklerin hazırlanması
- Örneklere farklı yüzey işlemlerinin uygulanması
- Profilometre cihazı ile örneklerin yüzey pürüzlülüklerinin ölçülmesi
- Gonyometre cihazı ile örneklerin temas açısı değerlerinin ölçülmesi
- Örneklerin kompozit veneer materyali ile adezyonunun sağlanması
- Örneklerin termal döngü cihazı ile yapay yaşlandırma işlemine tabi tutulması
- Örneklerin makaslama bağlanma dayanımı ölçümlerinin yapılması
- SEM ile örneklerin topoğrafik analizlerinin yapılması
- EDS ile örneklerin elementer analizlerinin yapılması
- Örneklerin kırılma tiplerinin belirlenmesi
- İstatistiksel analizlerin yapılması.

2.1 Örneklerin Hazırlanması

Ankara Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı Araştırma Laboratuvarı'ndaki hassas kesme cihazı (Mikrocut 201, Metkon, Bursa,

Türkiye) kullanılarak, PEEK bloktan (BioHPP; Bredent GmbH & Co KG, Senden, Almanya) 7x7x2 mm boyutlarında 55 adet örnek elde edilmiştir. Kesme işlemi bahsedilen cihaz aracılığıyla 0.46 mm kalınlığında elmas disk kullanılarak gerçekleştirilmiştir.

7x7x2 mm boyutlarında kesilen PEEK örnekler, kare boşluklar içeren kalıp kullanılarak otopolimerizan akrilik rezin (Vertex-Dental BV, Hollanda) içerisine gömülmüştür. Kalıp içerisinden çıkarılan örnekler 60 sn boyunca su altında 1200 gritlik silikon karbit kağıtları ile polisajlanmış ve 5 dk boyunca distile su banyosunda yıkanmıştır.

2.2. PEEK Örneklere Uygulanan Yüzey İşlemleri

Yüzey polisaj uygulamasının ardından örnekler farklı yüzey işlemlerinin yapılabilmesi için rastgele 5 gruba ayrılmıştır (n=11). Çalışmada bulunan gruplar ve her bir gruptaki örnek sayısı Çizelge 2.3'te belirtilmiştir.

Çizelge 2.3: Çalışmada bulunan gruplar ve her bir gruptaki örnek sayısı.

Gruplar	Kontrol Grubu	Femtosaniye Lazer Grubu	Nd-YAG Lazer Grubu	Plazma Grubu	Sülfürik Asit Grubu
Örnek sayısı	11	11	11	11	11

2.2.1 Kontrol Grubu

Kontrol grubundaki PEEK örneklerin bağlantı sağlanacak yüzeylerine herhangi bir yüzey işlem uygulaması yapılmamıştır.

2.2.2 Sülfürik Asit Grubu

Sülfürik asit grubundaki PEEK örneklerin bağlantı yüzeylerine; 60 sn boyunca 25°C’de % 98’lik sülfürik asit (Merck KGaA, Darmstadt, Almanya) uygulaması yapılmıştır. Asit her bir yüzeye mikropipet (ISOLAB GmbH, İstanbul, Türkiye) yardımıyla 100 µl miktarında uygulanmış ve ardından her bir örnek, 1 dk distile su ile yıkanmış ve 10 sn yağsız hava ile kurutulmuştur. Yıkama işlemi sırasında hassas yeni yüzey üzerinde ek yön değişiklikleri yaratmamak için tek yönde sabit bir hareketle yıkamaya özen gösterilmiştir.



Şekil 2.1: (a) % 98’lik sülfürik asit (Merck KGaA, Darmstadt, Almanya) (b) Mikropipet (ISOLAB GmbH, İstanbul, Türkiye).

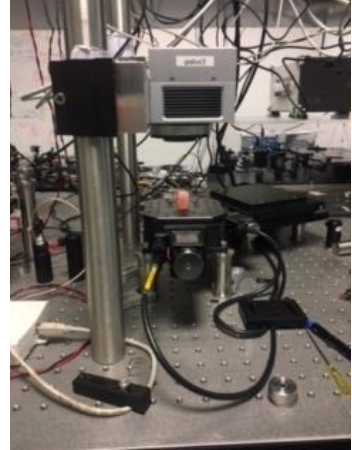
2.2.3 Femtosaniye Lazer Grubu

Bu gruptaki PEEK örneklerin bağlantı yüzeylerine; Bilkent Üniversitesi Ultra Hızlı Optik ve Lazer Laboratuvarı’nda (UFOLAB) bulunan spesifik femtosaniye lazer cihazı ile tekrar frekansı 1 MHz, atım süresi 250 fs, ortalama atım gücü 215 mW, atım enerjisi 0.2 mJ, tarama sıklığı 0.04 mm, spot çapı 22 µm, tarama hızı 2 mm/sn olacak şekilde 10 mm mesafeden femtosaniye lazer uygulaması yapılmıştır (Şekil 2.2).

(a)



(b)

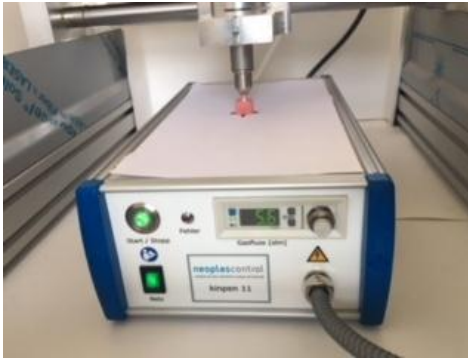


Şekil 2.2: Femtosaniye lazer cihazı (UFOLAB'ta bulunan spesifik Femtosaniye lazer cihazı), (b) Femtosaniye lazer cihazına yerleştirilen PEEK örneğin görüntüsü.

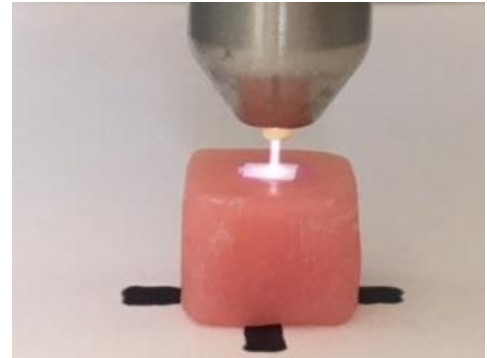
2.2.4 Plazma Grubu

Plazma grubundaki örneklerin bağlantı yüzeylerine; Eskişehir Osmangazi Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Araştırma Laboratuvarı'nda bulunan atmosferik basınçlı plazma sistemi (Kinpen, Neoplas, Almanya) kullanılarak, argon gaz ortamında plazma uygulaması yapılmıştır (Şekil 2.3). Çalışmalar 13.56 MHz radyo frekansı (RF) güç kaynağı kullanılarak, 30 Pa gaz basıncında yürütülmüştür. Çalışma sırasında, plazma uygulaması yapılan uç ile PEEK materyalleri arasındaki mesafe 10 mm olacak şekilde ayarlanmıştır. Plazma, her bir örnek yüzeyine 25 dakika boyunca uygulanmıştır.

(a)



(b)



Şekil 2.3 : (a) Plazma cihazı (Kinpen, Neoplas, Almanya), (b) Plazma cihazına (Kinpen, Neoplas, Almanya) yerleştirilen PEEK örneğin görüntüsü.

2.2.5. Nd-YAG Lazer Grubu

Nd-YAG lazer grubundaki örneklerin bağlantı yüzeylerine; Kırıkkale Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı'nda bulunan lazer sistemi (Lightwalker AT, Fotona, Ljubljana, Slovenya) kullanılarak, Nd-YAG lazer uygulaması yapılmıştır (Şekil 2.4). Lazer cihazı Nd-YAG lazer modunda; atım süresi 100 μ s, atım gücü 2 W ve frekans 10 Hz olacak şekilde ayarlanmıştır. PEEK örneklerin bağlantı yüzeylerine 60 sn boyunca 300 μ m'lik fiber uç ile horizontal hareketlerle yüzeyi tarayarak manuel olarak Nd-YAG lazer uygulaması yapılmıştır.



Şekil 2.4: Nd-YAG lazer cihazı (Lightwalker AT, Fotona, Ljubljana, Slovenya).

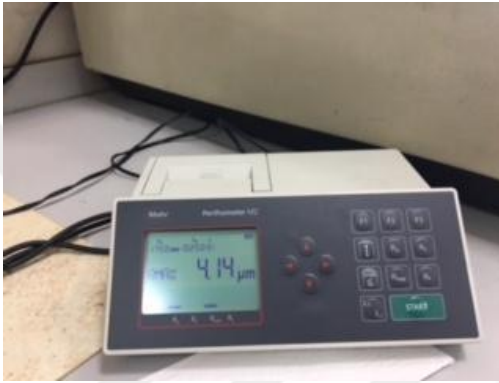
Yüzey işlem uygulamalarının ardından tüm örnekler; pürüzlülük, ıslanabilirlik, makaslama bağlanma dayanımı ölçüm işlemlerine tabi tutulmuştur. Ayrıca her grubun pürüzlülük ve ıslanabilirlik ölçüm sonuçlarına göre ortalamaya en çok yaklaşan örneği seçilerek Taramalı Elektron Mikroskopu (SEM) ve Enerji Dağılım Spektrometresi (EDS) ile incelemeleri yapılmıştır.

2.3 Yüzey Pürüzlülük Ölçümü

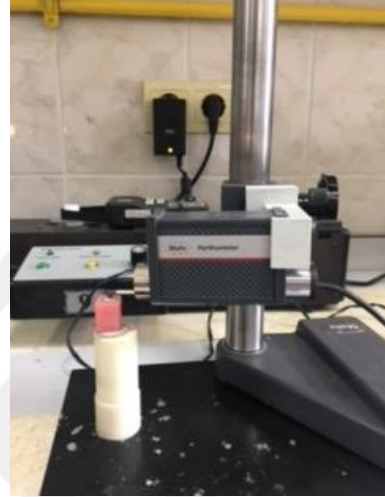
Ankara Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı Araştırma Laboratuvarı'nda bulunan profilometre cihazı (Perthometer M2, Mahr, Gottingen, Almanya) kullanılarak örneklerin yüzey pürüzlülük ölçümleri yapılmıştır (Şekil 2.5). Cut off değeri 0.8 mm'ye ayarlanıp, ölçümden önce örnekler bir aparat yardımıyla sabitlendikten sonra, örneklerin merkezinde 3 farklı bölgeden ölçüm

yapılarak Ra değerleri (μm) kaydedilmiştir. Her rnek için yapılan 3 ölümün aritmetik ortalaması alınarak, örneğe ait ortalama yüzey pürüzlülük değeri (μm) hesaplanmıştır. lmler sırasında daha güvenilir sonuçlar elde edebilmek amacıyla 2.4 μm Ra değerine sahip bir referans blok aracılığıyla, her 10 ölümde bir cihazın kalibrasyonu yapılmıştır.

(a)



(b)

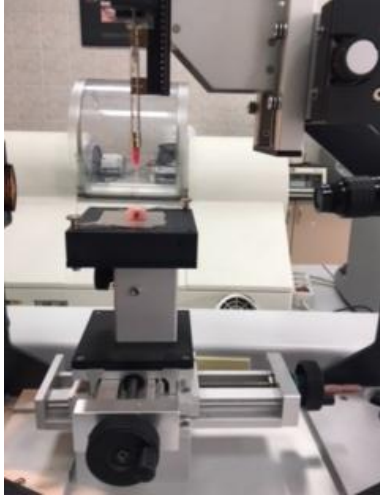


şekil 2.5: (a) Profilometre cihazı (Perthometer M2, Mahr, Göttingen, Almanya), (b) Profilometre cihazına (Perthometer M2, Mahr, Göttingen, Almanya) yerleştirilen PEEK rneğin görüntüsü.

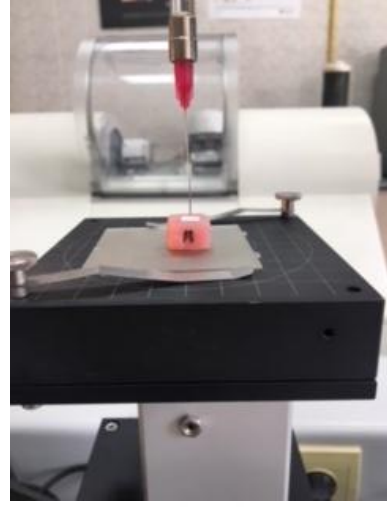
2.4 Temas Açısı lm

Ankara Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı Araştırma Laboratuvarı'nda bulunan temas açısı ölüm cihazı (Krüss GmbH, Hamburg, Almanya) kullanılarak ‘‘sessile drop’’ tekniği ile örneklerin temas açısı ölümleri yapılmıştır (şekil 2.6). Temas açısı ölümünün yapılabilmesi için PEEK rnek, hareketli tablanın üzerine yerleştirilmiş ve örneğin üzerine bir mikropipet ile distile su damlatılmıştır. rnek zerine damlatılan su damlasının görüntüsü bir kamera aracılığı ile kaydedilmiştir. Kaydedilen damlanın görüntüsü, bilgisayara aktarılarak bilgisayar ekranından izlenmiştir. Görüntülemenin ardından bilgisayar ortamında temas açısı verileri hesaplanmıştır.

(a)



(b)



Şekil 2.6: (a) Temas açısı ölçüm cihazı (Krüss GmbH, Hamburg, Almanya), (b) Temas açısı ölçüm cihazına (Krüss GmbH, Hamburg, Almanya) yerleştirilen PEEK örneğin görüntüsü.

2.5 Adezyon Prosedürü

Pürüzlülük ve temas açısı ölçümlerinin ardından adezyon prosedürü gerçekleştirilmiştir. İlk olarak örneklerin bağlantı yüzeylerine Visio.link (Bredent GmbH & Co KG, Senden, Almanya) adeziv ajanı uygulanmış (Şekil 2.7) ve örnekler 90 sn boyunca, dalga boyu aralığı 370 - 400 nm olan polimerizasyon cihazı (Bre.Lux Güç Ünitesi, Bredent, Senden, Almanya) ile polimerize edilmiştir (Şekil 2.9b).

(a)



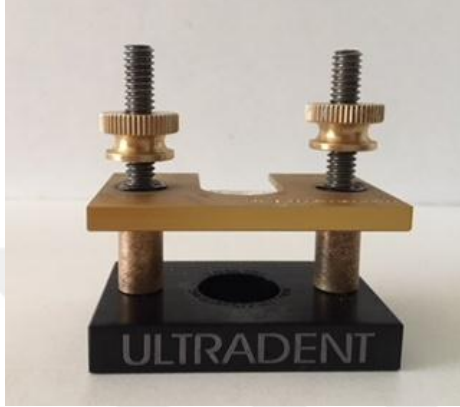
(b)



Şekil 2.7: (a) Visio.link (Bredent GmbH & Co KG, Senden, Almanya) adeziv ajan (b) Adeziv ajan uygulanan PEEK örnek.

Daha sonra, tüm örnekler bir teflon kalıp (Ultradent Products Inc., Güney Ürdün, UT) (Şekil 2.8) yardımıyla kompozit veneer materyali (2 mm çap) (Combo.lign; Bredent GmbH & Co KG, Senden, Almanya) (Şekil 2.9a) uygulanmıştır.

(a)



(b)



Şekil 2.8: (a) Teflon kalıp (Ultradent Products Inc., Güney Ürdün, UT), (b) Teflon kalıba (Ultradent Products Inc., Güney Ürdün, UT) bağlanmış PEEK örnek.

Kompozit veneer materyalinin uygulanmasının ardından, örnekler 180 sn boyunca aynı polimerizasyon ünitesi (Bre.Lux Güç Ünitesi, Bredent, Senden, Almanya) kullanılarak polimerize edilmiştir. Kullanılan kalıp ile kalıbın içerisine yerleştirilmiş kompozit veneer materyalinin ara yüzeyden taşması önlenmiş olup, her bir örneğin merkezinde standart bir bağlanma alanı oluşturulmuştur.

(a)



(b)



Şekil 2.9: (a) Kompozit veneer materyali (Combo.lign; Bredent GmbH & Co KG, Senden, Almanya), (b) Polimerizasyon cihazı (Bre.Lux Güç Ünitesi, Bredent, Senden, Almanya).

2.6 Termal Döngü İşlemi

Adezyon prosedürünün ardından tüm örnekler, Ankara Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı Araştırma Laboratuvarı'nda bulunan termal döngü cihazı (SD MECHATRONIK GMBH, Feldkirchen-Westerham, Almanya) kullanılarak yapay yaşlandırma işlemine tabi tutulmuştur (Şekil 2.10). Kompozit veneer materyali ile adezyon prosedürü tamamlanan örneklerle, termal döngü cihazında, 5°C ile 55°C sıcaklıklarındaki su tanklarında 20 sn bekleme süresi olacak şekilde, 10.000 devir yaptırılarak yapay yaşlandırma işlemi tamamlanmıştır.



Şekil 2.10: Termal döngü cihazı (SD MECHATRONIK GMBH, Feldkirchen-Westerham, Almanya).

2.7 Makaslama Bağlanma Dayanımı Ölçümü

Örneklerin makaslama bağlanma dayanımı ölçümü Ankara Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı Araştırma Laboratuvarı'nda bulunan universal test cihazı (Lloyd-LRX, Lloyd Instruments, Fareham, İngiltere) kullanılarak yapılmıştır (Şekil 2.11). Bıçak sırtı şeklindeki metal uç; PEEK, veneer kompozit bağlanma ara yüzeyine paralel şekilde yerleştirilmiş ve 1 mm/dk hızla kuvvet uygulanmıştır. Kompozit veneer materyalinin PEEK yüzeyinden ayrıldığı andaki maksimum kuvvet değeri Newton (N) biriminden ölçülmüştür. Makaslama bağlanma dayanımı değerinin MegaPascal (MPa) cinsinden elde edilebilmesi için kırılma yükü (N) bağlanma alanına (mm²) bölünmüştür.

Makaslama direnci (MPa) = Yük (N) / Alan (mm²), Alan = (πr^2) (mm²), r = bağlanma yüzeyinin yarıçapı.

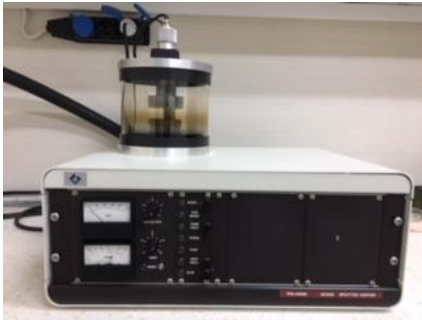


Şekil 2.11: Universal test cihazı (Lloyd-LRX, Lloyd Instruments, Fareham, İngiltere).

2.8 Taramalı Elektron Mikroskobu (SEM) Analizinin Yapılması

SEM analizi için tüm yüzey işlem gruplarından, pürüzlülük ve ıslanabilirlik sonuçlarına göre ortalamaya en yakın birer örnek seçilerek Kırıkkale Üniversitesi Bilimsel ve Teknolojik Araştırma Laboratuvarları'na bağlı bulunan Elektron Mikroskobu Laboratuvarı'ndaki SEM cihazı (JSM- 5600 LV, JEOL, Tokyo, Japonya) ile incelenmiştir (Şekil 2.12b). Analiz öncesi PEEK yüzeyleri altın kaplama cihazı (Polaron SC 500 sputter coater, VG Microtech, East Sussex, İngiltere) kullanılarak, 10 mA basınçta, 5 dk boyunca 200°A kalınlığında palladyum ile kaplanmıştır (Şekil 2.12a). Ardından SEM cihazında örnekler için x750, x2500 ve x5000 büyütme oranlarındaki görüntüler kaydedilmiştir.

(a)



(b)



Şekil 2.12: (a) Altın kaplama cihazı (Polaron SC 500 sputter coater, VG Microtech, East Sussex, İngiltere) (b) SEM cihazı (JSM- 5600 LV, JEOL, Tokyo, Japonya).

2.9 Enerji Dağılım Spektrometresi (EDS) Analizinin Yapılması

SEM analizi yapılmış örnekler daha sonra Ankara Üniversitesi Nükleer Bilimler Enstitüsü'nde SEM cihazına bağlı bulunan EDS cihazı (ZEİSS EVO 40 SE DETECTOR, Berlin, Almanya) ile x1500 büyütmede incelenmiştir (Şekil 2.13). EDS analizinde örnek yüzeylerinin element içeriği özel analiz programı kullanılarak değerlendirilmiştir.



Şekil 2.13: EDS cihazı (ZEİSS EVO 40 SE DETECTOR, Berlin, Almanya).

2.10 Kırık Yüzeylerinde Başarısızlık Tiplerinin Belirlenmesi

Makaslama bağlanma dayanımı testinden sonra, tüm örneklerin kopma yüzeyleri kırılma tipinin belirlenmesi amacıyla stereomikroskop (S100 OPMI pico, Carl Zeiss Almanya) ile incelenmiş ve başarısızlık tiplerinin görüntüleri kaydedilmiştir. İncelemeden sonra başarısızlık tipleri adeziv, koheziv veya karışık olarak belirlenmiştir.

2.11 İstatistiksel Değerlendirme

Elde edilen verilerin istatistiksel analizi SPSS 23 (IBM SPSS Statistics 23) programı kullanılarak yapılmıştır. Analiz sonucunda öncelikle varyans homojenliği “Levene testi” ile değerlendirilmiş, varyans homojenliği sağlanamadığı için verilerin gruplar arası karşılaştırılmasında “Welch” ve “Brown-Forsythe” testleri kullanılmıştır. İkili

gruplar arası karşılaştırma ise “Games-Howell” testi (varyans homojenliği sağlanmaması nedeniyle) ile yapılmıştır.

Ayrıca değişkenler arasındaki ilişkinin incelenmesinde “Pearson Korelasyon Katsayısı”ndan yararlanılmış ve sonuçlar tablolar halinde verilmiştir.



3. BULGULAR

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

Çizelge 3.1: Varyans homojenliği testi (Levene testi).

	Levene istatistik	df1	df2	<i>p</i>
Bağlanma dayanımı	10.82	4	45	0.000
Temas açısı	15.36	4	45	0.000
Pürüzlülük	15.03	4	45	0.000

Verilerin gruplar arası istatistiksel olarak karşılaştırılması, gruplar arasında varyans homojenliği sağlanmadığı için “Welch” ve “Brown-Forsythe” testleri ile gerçekleştirilmiştir (Çizelge 3.2).

Çizelge 3.2: Welch, Brown-Forsythe testleri.

		İstatistik ^a	df1	df2	<i>p</i>
Bağlanma dayanımı	Welch	55.26	4	20.34	0.000
	Brown-Forsythe	35.35	4	21.26	0.000
Temas açısı	Welch	190.89	4	21.38	0.000
	Brown-Forsythe	35.31	4	21.41	0.000
Pürüzlülük	Welch	172.79	4	21.64	0.000
	Brown-Forsythe	33.65	4	21.57	0.000

a. Asimptotik F Dağılımı.

İkili gruplar arasındaki farklılığın değerlendirilmesi için “Games-Howell” testi (varyans homojenliği sağlanmaması nedeniyle) kullanılmıştır.

3.1 Yüzey Pürüzlülüğü Bulguları

PEEK örnekler farklı yüzey uygulamalarından sonra, örneklerin yüzey pürüzlülüğü değerleri (R_a), kontak profilometre cihazı ile “ μm ” biriminde ölçülmüştür. Beş farklı gruba ait yüzey pürüzlülük değerleri Çizelge 3.3’te gösterilmiştir.

Çizelge 3.3: Örneklerin ortalama yüzey pürüzlülüğü değerleri (μm).

No	Kontrol Grubu	Femtosaniye Lazer Grubu	Nd-YAG Lazer Grubu	Plazma Grubu	Sülfürik Asit Grubu
1	0.43	1.01	0.69	0.30	1.06
2	0.27	0.92	0.52	0.30	0.93
3	0.32	0.88	1.11	0.23	0.60
4	0.50	1.00	0.80	0.26	1.15
5	0.37	0.99	0.58	0.14	1.20
6	0.37	0.92	0.54	0.36	0.55
7	0.31	0.95	0.65	0.34	0.83
8	0.40	1.01	0.63	0.26	0.54
9	0.37	1.06	0.99	0.18	0.54
10	0.39	1.04	1.13	0.13	0.60

Ortalama yüzey pürüzlülüğü değerleri ve standart sapmaları sırasıyla femtosaniye lazer grubu için $0.98\pm 0.06 \mu\text{m}$, sülfürik asit grubu için $0.80\pm 0.27 \mu\text{m}$, Nd-YAG lazer grubu için $0.76\pm 0.23 \mu\text{m}$, kontrol grubu için $0.37\pm 0.06 \mu\text{m}$ ve plazma grubu için $0.25\pm 0.08 \mu\text{m}$ olarak izlenmiştir.

Çizelge 3.4: Pürüzlülük için ortalama değer ve çoklu karşılaştırma testi sonuçları.

	Pürüzlülük (μm)
Kontrol	0.37 ± 0.06^B
Femtosaniye lazer	0.98 ± 0.06^A
Nd-YAG lazer	0.76 ± 0.23^A
Plazma	0.25 ± 0.08^C
Sülfürik asit	0.80 ± 0.27^A

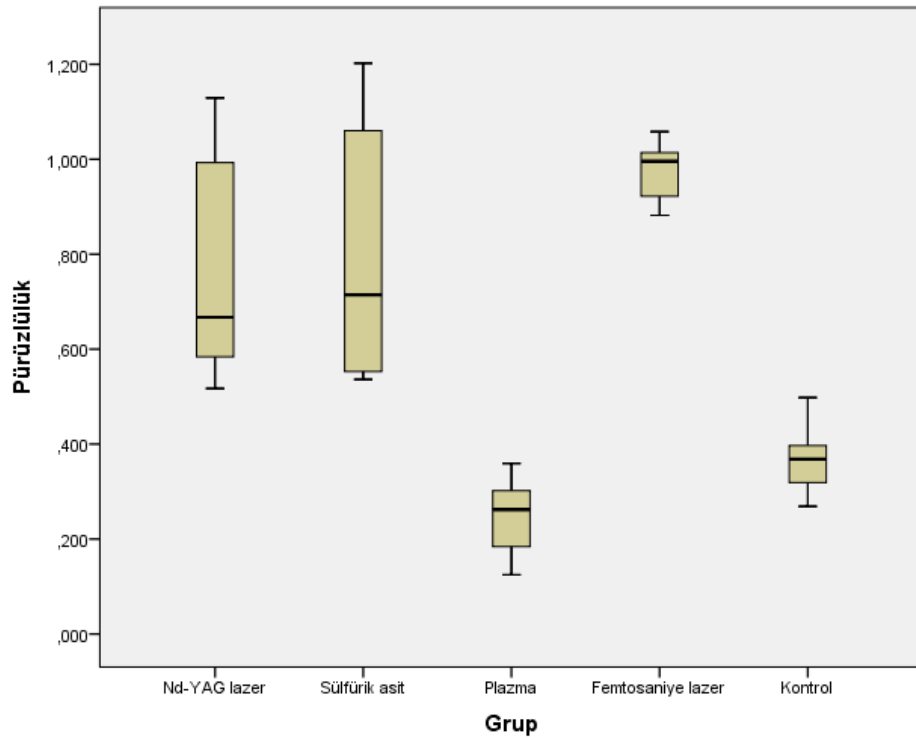
* üst simgeler gruplar arasındaki farklılığı göstermektedir.

Yüzey pürüzlülüğü ortalaması bakımından gruplar arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılık izlenmiştir ($p=0.000$). Buna göre, Nd-YAG lazer, sülfürik asit ve femtosaniye lazer gruplarındaki yüzey pürüzlülüğü ortalaması plazma ve kontrol gruplarına göre, kontrol grubu yüzey pürüzlülüğü ortalaması plazma grubuna göre istatistiksel olarak anlamlı derecede daha yüksek bulunmuştur ($p=0.000$)(Çizelge 3.4).

Nd-YAG lazer, sülfürik asit ve femtosaniye lazer gruplarının yüzey pürüzlülüğü ortalamaları arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılık görülmemesine rağmen ($p=0.000$), en yüksek pürüzlülük değeri femtosaniye lazer grubunda izlenmiş, bunu

sırasıyla sülfürik asit ve Nd-YAG lazer grupları izlemiştir. Sülfürik asit ve lazer gruplarında, kontrol ve plazma gruplarından daha yüksek pürüzlülük değerleri izlenirken, en düşük yüzey pürüzlülüğü değeri plazma grubunda gözlenmiştir.

Yüzey işlem gruplarının yüzey pürüzlülüğü değerlerine ait Box-Plot (Kutu Grafik) grafiği Şekil 3.1’de verilmiştir (Her bir grup için kutu grafiğindeki enine çizgi ortanca değeri, kutuların dışındaki dikey çizgiler minimum ve maksimum değerleri ifade etmektedir).



Şekil 3.1: Yüzey işlem gruplarının pürüzlülük değerlerini gösteren Box-Plot (Kutu Grafiği) grafiği.

3.2 Temas Açısı Bulguları

PEEK örneklerine farklı yüzey uygulamalarından sonra, örneklerin temas açısı ölçümü, gonyometre cihazı ile “ θ ” biriminde ölçülmüştür. Beş farklı gruba ait temas açısı değerleri Çizelge 3.5’te gösterilmiştir.

Çizelge 3.5: Örneklerin temas açısı değerleri (θ).

No	Kontrol Grubu	Femtosaniye Lazer Grubu	Nd-YAG Lazer Grubu	Plazma Grubu	Sülfürik Asit Grubu
1	98.5	96.9	99.1	66.0	71.0
2	99.6	95.5	89.6	68.9	70.5
3	92.4	92.5	90.1	67.5	86.2
4	98.6	95.2	92.9	69.4	89.0
5	95.6	99.6	98.8	63	73.4
6	99.9	92.8	99.2	69.8	82.5
7	82.6	95.4	89.2	67.2	96.5
8	85.0	95.2	98.4	65.5	92.9
9	84.2	98.0	99.8	68.0	98.7
10	82.5	95.7	93.1	62.6	72.3

Temas açısı değerleri ortalama ve standart sapmaları sırasıyla plazma grubu için $66.79 \pm 2.51^\circ$, sülfürik asit grubu için $83.30 \pm 10.95^\circ$, kontrol grubu için $91.89 \pm 7.51^\circ$, Nd-YAG lazer grubu için $95.02 \pm 4.45^\circ$ ve femtosaniye lazer grubu için $95.68 \pm 2.14^\circ$ olarak bulunmuştur.

Çizelge 3.6: Temas açısı için ortalama değer ve çoklu karşılaştırma testi sonuçları.

	Temas açısı (θ)
Kontrol	91.89 ± 7.51^{AB}
Femtosaniye lazer	95.68 ± 2.14^A
Nd-YAG lazer	95.02 ± 4.45^{AB}
Plazma	66.79 ± 2.51^C
Sülfürik asit	83.30 ± 10.95^B

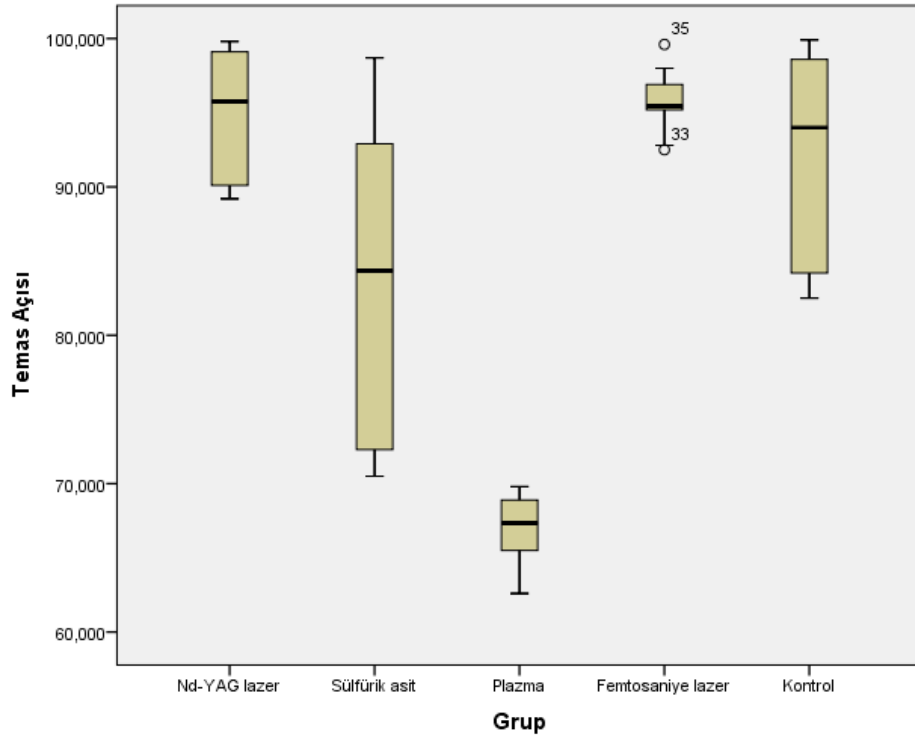
* üst simgeler gruplar arasındaki farklılığı göstermektedir.

Temas açısı ortalaması bakımından gruplar arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılık olduğu izlenmiştir ($p=0.000$). Buna göre; femtosaniye lazer, Nd-YAG lazer ve kontrol grupları arasında istatistiksel olarak farklılık görülmezken, femtosaniye lazer grubunun temas açısı ortalaması sülfürik asit ve plazma gruplarından istatistiksel olarak anlamlı derecede daha yüksek bulunmuştur ($p=0.000$).

Ayrıca Nd-YAG lazer, sülfürik asit ve kontrol grupları arasında istatistiksel olarak farklılık görülmemiş; Nd-YAG lazer, sülfürik asit ve kontrol gruplarındaki temas açısı ortalaması ise plazma grubuna göre istatistiksel olarak anlamlı derecede daha yüksek bulunmuştur ($p=0.000$) (Çizelge 3.6).

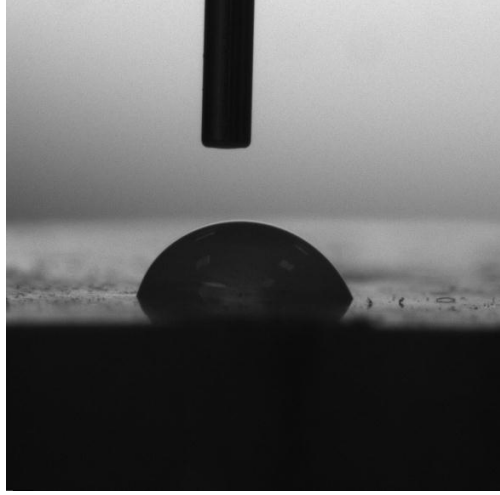
En yüksek ortalama temas açısı değerleri femtosaniye lazer grubunda izlenirken bunu sırasıyla Nd-YAG lazer, kontrol, sülfürik asit grupları izlemiştir. En düşük temas açısı değerleri ise plazma grubunda gözlenmiştir.

Yüzey işlem gruplarının temas açısı değerlerine ait Box-Plot (Kutu Grafik) grafiği Şekil 3.2’de verilmiştir (Her bir grup için kutu grafiğindeki enine çizgi ortanca değeri, kutuların dışındaki dikey çizgiler minimum ve maksimum değerleri ifade etmektedir).

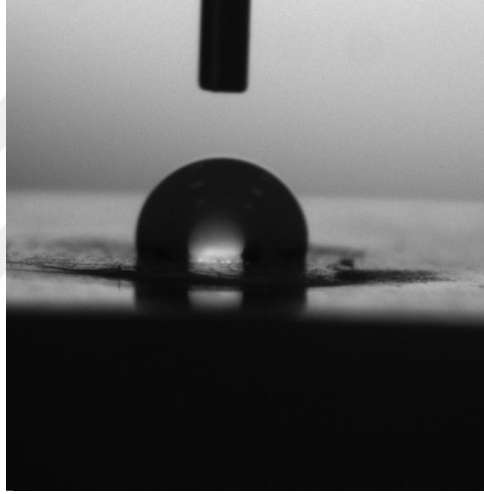


Şekil 3.2: Yüzey işlem gruplarının temas açısı değerlerini gösteren Box-Plot (Kutu Grafiği) grafiği.

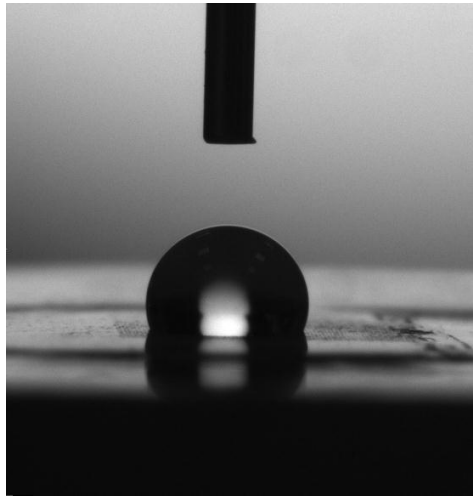
Şekil 3.3’ten Şekil 3.7’ye kadar, tüm yüzey işlem gruplarının birer temas açısı görüntüsü sunulmuştur.



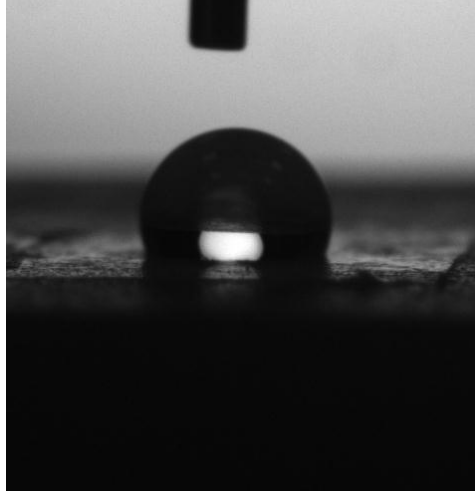
Şekil 3.3: Plazma grubuna ait temas açısı görüntüsü.



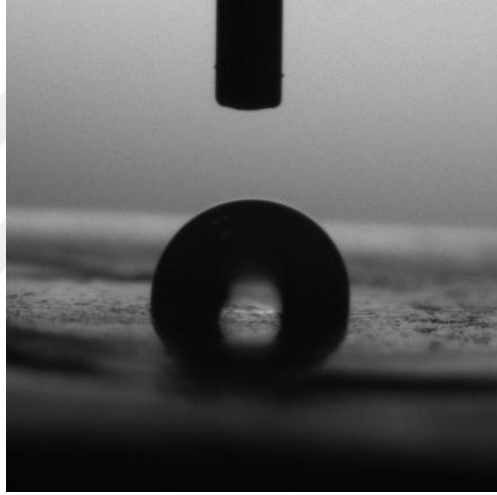
Şekil 3.4: Nd-YAG lazer grubuna ait temas açısı görüntüsü.



Şekil 3.5: Femtosaniye lazer grubuna ait temas açısı görüntüsü.



Şekil 3.6: Kontrol grubuna ait temas açısı görüntüsü.



Şekil 3.7: Sülfürik asit grubuna ait temas açısı görüntüsü.

3.3 Makaslama Bağlanma Dayanımı Bulguları

Beş farklı yüzey işlemi uygulanmış PEEK yüzeyine, kompozit veneer materyalinin bağlanma kuvveti makaslama testi kullanılarak “N” biriminde elde edilmiştir. Elde edilen bu değerler daha sonra kompozit örneklerin bağlanma yüzey alanına bölünerek MPa’a çevrilmiştir. Makaslama testi sonucunda tüm örneklere ait bağlanma dayanım değerleri (MPa) Çizelge 3.7’de verilmiştir.

Çizelge 3.7: Örneklerin bağlanma dayanımı değerleri (MPa).

No	Kontrol Grubu	Femtosaniye Lazer Grubu	Nd-YAG Lazer Grubu	Plazma Grubu	Sülfürik Asit Grubu
1	2.04	9.46	15.03	8.32	13.79
2	4.94	9.59	15.10	7.26	15.50
3	4.65	10.48	9.30	8.18	9.90
4	3.25	10.77	16.27	8.88	19.68
5	3.73	9.30	15.96	7.26	12.36
6	1.75	9.01	10.15	8.20	15.13
7	2.74	12.64	11.10	7.71	18.60
8	4.30	10.61	10.81	8.18	9.50
9	4.87	11.97	12.52	8.15	10.78
10	4.20	11.59	11.90	8.21	10.32

Çalışmamızda ortalama bağlanma dayanımı değerleri ve standart sapmaları sırasıyla sülfürik asit grubu için 13.56 ± 3.63 MPa, Nd-YAG lazer grubu için 12.81 ± 2.57 MPa, femtosaniye lazer grubu için 10.54 ± 1.23 MPa, plazma grubu için 8.04 ± 0.5 MPa ve kontrol grubu için 3.65 ± 1.16 MPa olarak izlenmiştir.

Çizelge 3.8: Bağlanma dayanımı için ortalama değer ve çoklu karşılaştırma testi sonuçları.

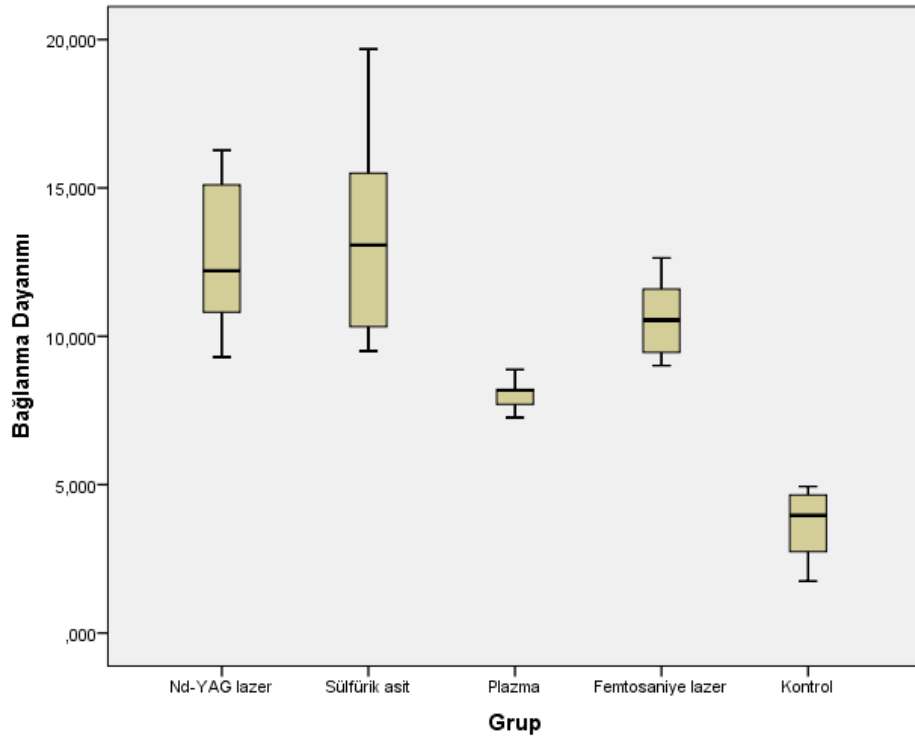
	Bağlanma Dayanımı (MPa)
Kontrol	3.65 ± 1.16^C
Femtosaniye lazer	10.54 ± 1.23^A
Nd-YAG lazer	12.81 ± 2.57^A
Plazma	8.04 ± 0.50^B
Sülfürik asit	13.56 ± 3.63^A

* üst simgeler gruplar arasındaki farklılığı göstermektedir.

Bağlanma dayanımı ortalaması bakımından gruplar arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılık izlenmiştir ($p=0.000$). Buna göre, Nd-YAG lazer, sülfürik asit ve femtosaniye lazer gruplarındaki bağlanma dayanımı ortalaması plazma ve kontrol gruplarına göre, plazma grubu bağlanma dayanımı ortalaması kontrol grubuna göre istatistiksel olarak anlamlı derecede daha yüksek bulunmuştur ($p=0.000$)(Çizelge 3.8).

Sülfürik asit ve lazer grupları arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılık görülmemesine rağmen ($p=0.000$), en yüksek bağlanma dayanımı değerleri sülfürik asit grubunda izlenmiş olup bunu sırasıyla, Nd-YAG lazer ve femtosaniye lazer grupları izlemiştir. En düşük bağlanma dayanımı değerleri ise kontrol grubunda gözlenmiştir.

Yüzey işlem gruplarının bağlanma dayanımı değerlerine ait Box-Plot (Kutu Grafik) grafiği Şekil 3.8’de verilmiştir (Her bir grup için kutu grafiğindeki enine çizgi ortanca değeri, kutuların dışındaki dikey çizgiler minimum ve maksimum değerleri ifade etmektedir).



Şekil 3.8: Yüzey işlem gruplarının bağlanma dayanımı değerlerini gösteren Box-Plot (Kutu Grafiği) grafiği.

3.4 Korelasyon Analizi Bulguları

Grupların yüzey pürüzlülüğü, temas açısı ve bağlanma dayanımı değerleri arasındaki ilişkinin incelenmesinde “Pearson Korelasyon Katsayısı”ndan yararlanılmıştır.

Çizelge 3.9: Nd-YAG lazer grubunda bağlanma dayanımı, temas açısı ve yüzey pürüzlülüğü değerleri arasındaki ilişkinin incelenmesi.

		Bağlanma dayanımı	Temas açısı	Yüzey pürüzlülüğü
	r	1	0.106	-0.326
	Bağlanma dayanımı	p	0.770	0.358
	N	10	10	10
	r		1	-0.191
Nd-YAG lazer grubu	Temas açısı	p		0.598
	N		10	10
	r			1
	Yüzey pürüzlülüğü	p		
	N			10

*: $p < 0.001$

Uygulanan Pearson korelasyon testi sonucunda, Nd-YAG lazer grubunda ölçüm ortalamaları arasında istatistiksel olarak anlamlı ilişki bulunmamaktadır ($p > 0.05$) (Çizelge 3.9).

Çizelge 3.10: Sülfürik asit grubunda bağlanma dayanımı, temas açısı ve yüzey pürüzlülüğü değerleri arasındaki ilişkinin incelenmesi.

		Bağlanma Dayanımı	Temas açısı	Yüzey Pürüzlülüğü
	r	1	0.077	0.565
	Bağlanma Dayanımı	p	0.832	0.089
	N	10	10	10
	r		1	-0.418
Sülfürik asit grubu	Temas açısı	p		0.230
	N		10	10
	r			1
	Yüzey Pürüzlülüğü	p		
	N			10

*: $p < 0.001$

Uygulanan Pearson korelasyon testi sonucunda, sülfürik asit grubunda ölçüm ortalamaları arasında istatistiksel olarak anlamlı ilişki bulunmamaktadır ($p > 0.05$) (Çizelge 3.10).

Çizelge 3.11: Plazma grubunda bağlanma dayanımı, temas açısı ve yüzey pürüzlülüğü değerleri arasındaki ilişkinin incelenmesi.

			Bağlanma Dayanımı	Temas açısı	Yüzey Pürüzlülüğü
		r	1	0.265	0.076
	Bağlanma Dayanımı	p		0.460	0.835
		N	10	10	10
		r		1	0.716
Plazma grubu	Temas açısı	p			0.020*
		N		10	10
		r			1
	Yüzey Pürüzlülüğü	p			
		N			10

*: $p < 0.001$

Uygulanan Pearson korelasyon testi sonucunda, plazma grubunda temas açısı ile yüzey pürüzlülüğü arasında pozitif yönde yüksek seviyede istatistiksel olarak anlamlı ilişki bulunmaktadır ($p < 0.05$) (Çizelge 3.11).

Çizelge 3.12: Femtosaniye lazer grubunda bağlanma dayanımı, temas açısı ve yüzey pürüzlülüğü değerleri arasındaki ilişkinin incelenmesi.

			Bağlanma Dayanımı	Temas açısı	Yüzey Pürüzlülüğü
		r	1	0.051	0.355
	Bağlanma Dayanımı	p		0.890	0.314
		N	10	10	10
		r		1	0.673
Femtosaniye lazer grubu	Temas açısı	p			0.033*
		N		10	10
		r			1
	Yüzey Pürüzlülüğü	p			
		N			10

*: $p < 0.001$

Uygulanan Pearson korelasyon testi sonucunda, Femtosaniye lazer grubunda temas açısı ile yüzey pürüzlülüğü arasında pozitif yönde yüksek seviyede istatistiksel olarak anlamlı ilişki bulunmaktadır ($p < 0.05$) (Çizelge 3.12).

Çizelge 3.13: Kontrol grubunda bağlanma dayanımı, temas açısı ve yüzey pürüzlülüğü değerleri arasındaki ilişkinin incelenmesi.

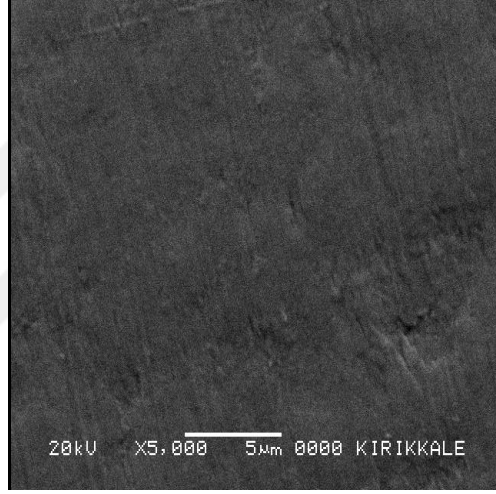
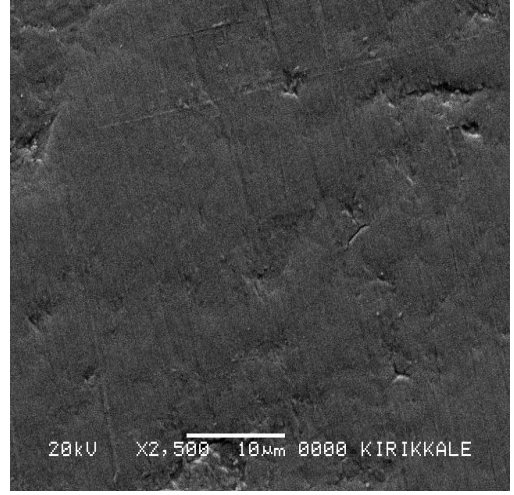
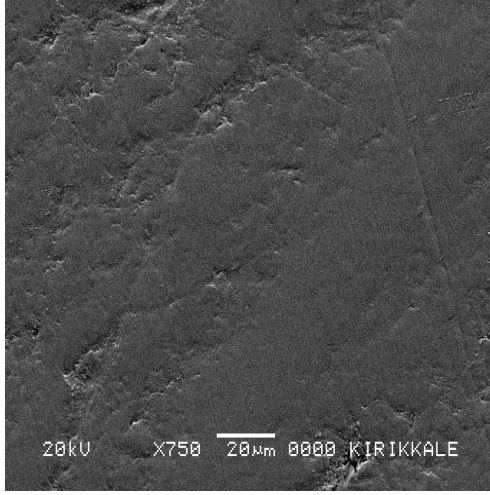
		Bağlanma Dayanımı	Temas açısı	Yüzey Pürüzlülüğü
	Bağlanma Dayanımı	r	1	-0.362
		p		0.303
		N	10	10
Kontrol grubu	Temas açısı	r		1
		p		0.686
		N	10	10
	Yüzey Pürüzlülüğü	r		1
		p		
		N		10

*: $p < 0.001$

Uygulanan Pearson korelasyon testi sonucunda, kontrol grubunda ölçüm ortalamaları arasında istatistiksel olarak anlamlı ilişki bulunmamaktadır ($p > 0.05$) (Çizelge 3.13).

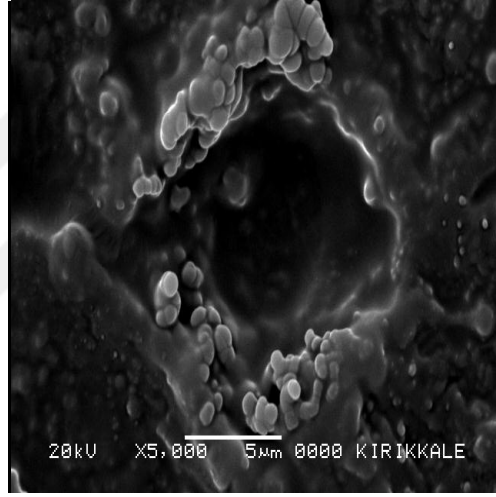
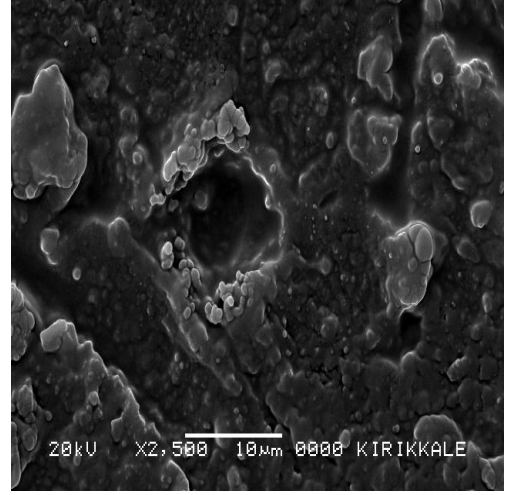
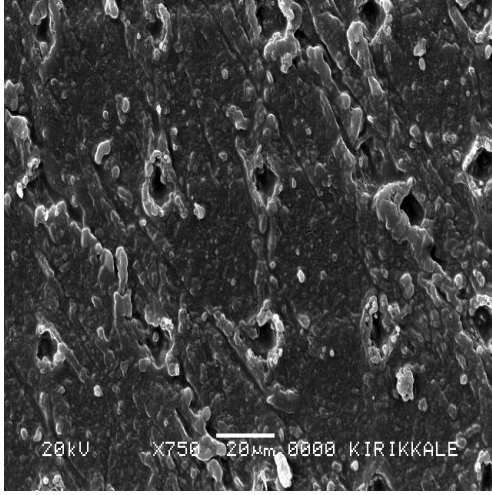
3.5 SEM Analizi Bulguları

Farklı yüzey işlemlerinin uygulandığı PEEK örneklerin, yüzey topoğrafilerinin değerlendirilmesi amacıyla, tüm yüzey işlem gruplarından pürüzlülük ve ıslanabilirlik sonuçlarına göre ortalamaya en yakın birer örnek seçilerek x750, X2500, X5000 büyütmelemlerde SEM’de incelenmiştir. Bu örneklere ait SEM görüntüleri Şekil 3.9-3.13’te sunulmuştur.



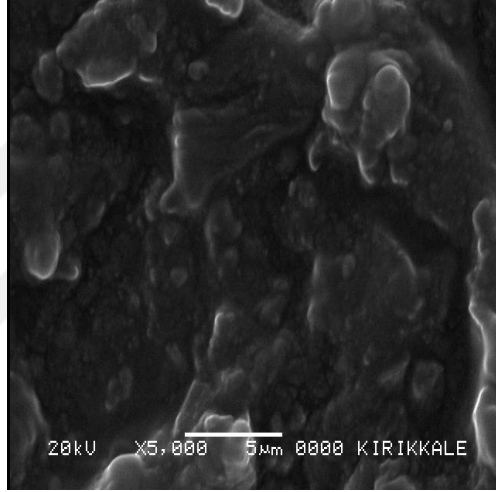
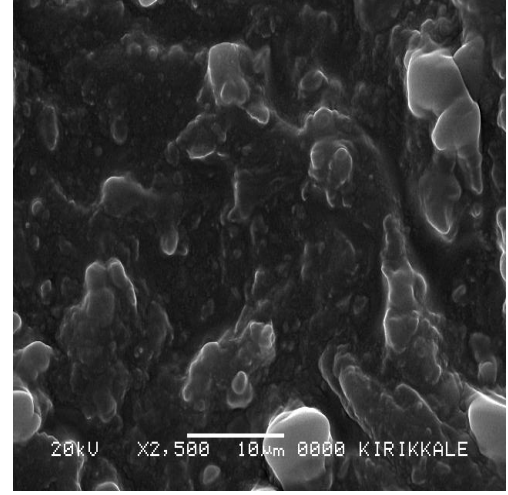
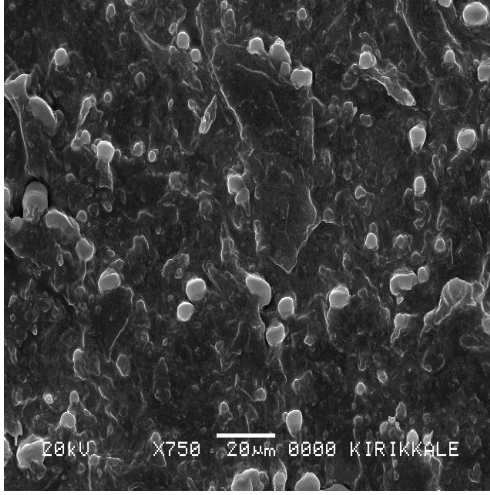
Şekil 3.9: Kontrol grubuna ait SEM görüntüleri.

Kontrol grubuna ait örnek yüzeyine hiçbir yüzey işlem uygulaması yapılmadığından, x750, x2500, x5000 büyütmelelerdeki SEM analizinde, bazı küçük çizikler ve mikro çukurcuklar gözlenmiş olmasına rağmen, pürüzsüze yakın düzenli bir yüzey morfolojisi gözlenmiştir (Şekil 3.9).



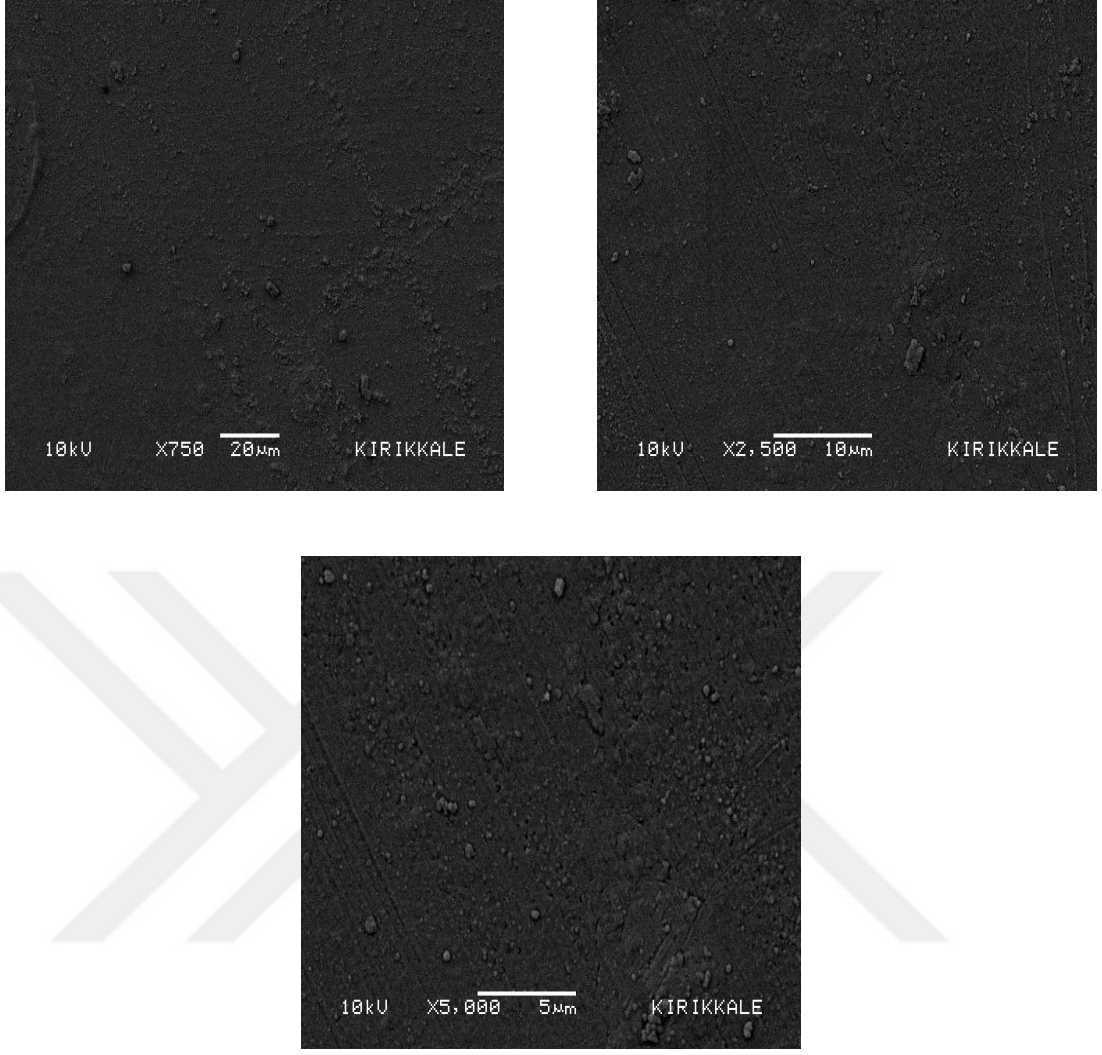
Şekil 3.10: Femtosaniye lazer grubuna ait SEM görüntüleri.

Lazer uygulanan yüzeylerin SEM görüntüleri, lazer uygulamalarının yüzey morfolojisinde belirgin farklılıklar yarattığını göstermiştir (Şekil 3.10 ve Şekil 3.11). Femtosaniye lazer uygulanmış örnek yüzeyinin SEM görüntülerinde diğer gruplardan farklı olarak düzenli dağılmış derin çukurlar izlenmiştir. Çukurların etrafında bulunan, lazerden kısmen etkilenmiş düz alanlarda mikrotepeciklere rastlanmıştır. Desen yapısı x750 büyütmede daha net olarak görülmektedir. Femtosaniye lazer atışlarının örnek yüzeyinde denk geldiği kısımlar, yüzeyde derin çukurların oluşmasına neden olmuştur (Şekil 3.10).



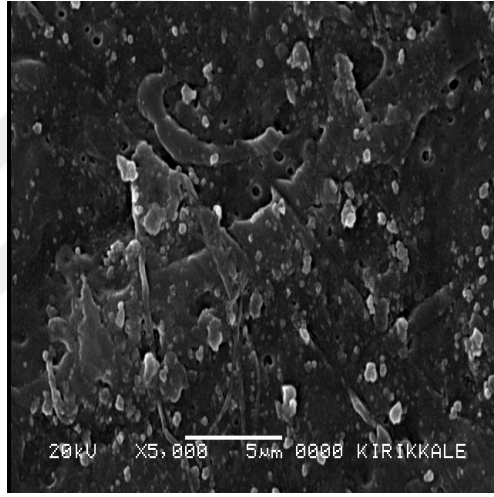
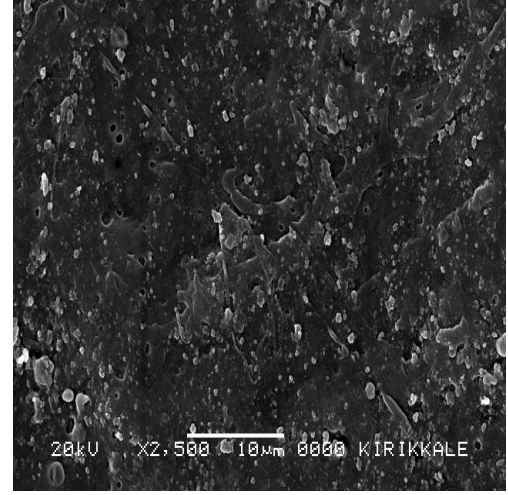
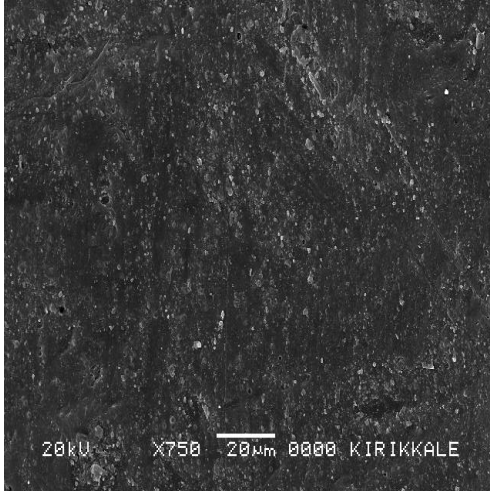
Şekil 3.11: Nd-YAG lazer grubuna ait SEM görüntüleri.

Nd-YAG lazer uygulanan örneğin SEM görüntüleri incelendiğinde, yüzeyin homojen olarak etkilendiği izlenmiş olup, yüzeyde yarıklar ve çukurluklar içeren keskin sınırlı belirgin yükseklik ve alçaklıklardan oluşan kraterimsi alanlar gözlenmiştir (Şekil 3.11). Özellikle x2500 ve x5000 büyütmeli SEM görüntülerinde Nd-YAG lazerin örnek yüzeyinde oluşturduğu krater tarzı alanlar ve mikroretantif yapılar daha net olarak izlenmiştir (Şekil 3.11).



Şekil 3.12: Plazma grubuna ait SEM görüntüleri.

Plazma grubuna ait SEM görüntülerinde, plazma işleminin PEEK yüzeyinde belirgin bir farklılık yaratmadığı gözlenmiş ve pürüzsüze yakın bir yüzey morfolojisi izlenmiştir (Şekil 3.12).



Şekil 3.13: Sülfürik asit grubuna ait SEM görüntüleri.

Sülfürik asit uygulanmış yüzeylere ait SEM görüntülerinde; Yüzeyin genel olarak pürüzlü bir yapıda olduğu gözlenmiş olup yüzeyde birçok mikro gözenek izlenmiştir. Bu mikro gözenekler x5000 büyütmede daha net olarak izlenmiştir (Şekil 3.13).

3.6 EDS Analizi Bulguları

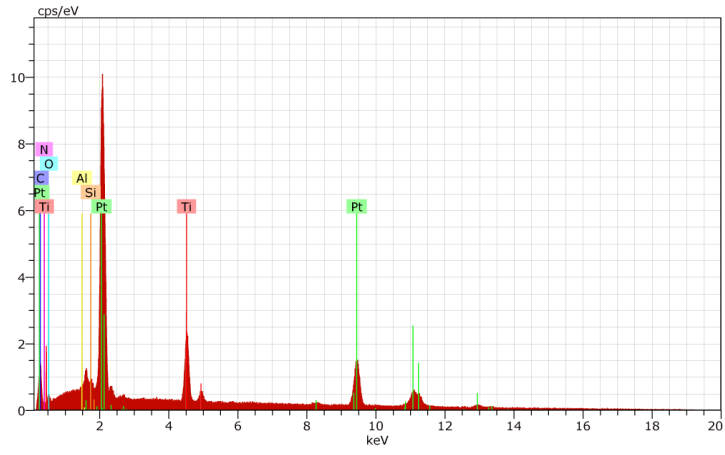
EDS analizi verilerinden yola çıkarak EDS enerji spektrum grafikleri değerlendirildiğinde, tüm yüzey işlem gruplarında O₂, Al ve Si elementlerinin atomik konsantrasyon yüzdelerinin arttığı görülmüştür.

Al elementinin atomik konsantrasyon yüzdesi en fazla Nd-YAG lazer grubunda (% 4.12) artmış olup bunu sırasıyla, femtosaniye lazer (% 2.13) grubu ve plazma grubu (% 1.16) izlemiştir. Sülfürik asit grubunda (% 0.53) belirgin bir artış izlenmemiştir. Si elementinin atomik konsantrasyon yüzdesi ise en fazla femtosaniye lazer grubunda (% 1.02) artmış olup bunu sırasıyla, Nd-YAG lazer grubu (% 0.37) ve plazma grubu (% 0.28) izlemiştir. Sülfürik asit grubunda (% 0.05) ise yine belirgin bir artış izlenmemiştir. O₂ elementinin atomik konsantrasyon yüzdesi en fazla Nd-YAG lazer grubunda (% 37.50) artarken bunu sırasıyla, sülfürik asit grubu (% 35.85), plazma grubu (% 32.70) ve femtosaniye lazer grubu (% 30.96) takip etmiştir.

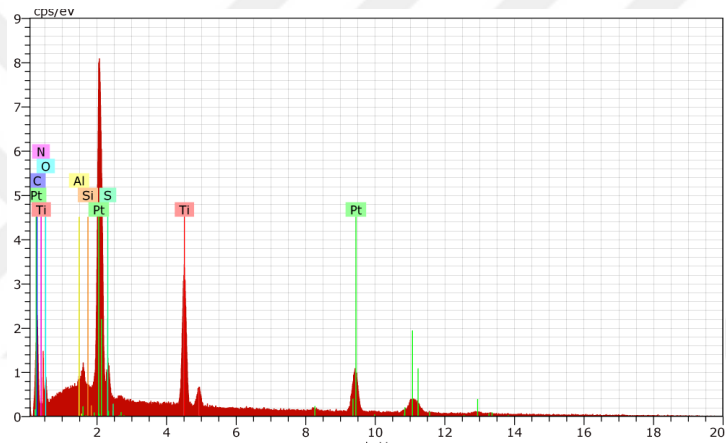
Al, Si ve O₂ elementlerinin atomik konsantrasyon yüzdelerindeki artışa rağmen, C elementinin atomik konsantrasyon yüzdesinin tüm gruplarda azaldığı görülmüştür. En belirgin azalma Nd-YAG lazer grubunda (% 20.47) izlenirken bunu sırasıyla, plazma grubu (% 24.71), femtosaniye lazer grubu (% 26.03) ve sülfürik asit grubu (% 28.21) izlemiştir.

N elementinin atomik konsantrasyon yüzdesi Nd-YAG lazer (% 15.98) grubunda artarken, femtosaniye lazer (% 12.38), sülfürik asit (% 11.18) plazma (% 10.97) gruplarında azalmıştır.

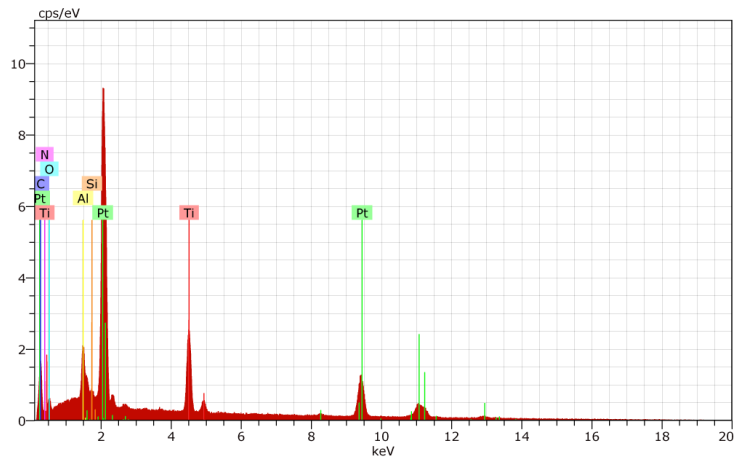
Farklı yüzey işlemlerinin uygulandığı örnek yüzeylerinde bulunan elementlerin enerji spektrum grafikleri Şekil 3.14-3.18, atomik konsantrasyon yüzdeleri ise Çizelge 3.14'te verilmiştir.



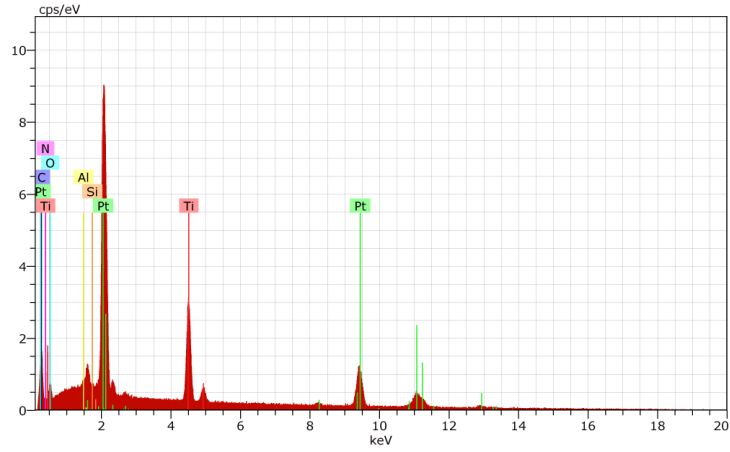
Şekil 3.14: Plazma grubuna ait enerji spektrum grafiği.



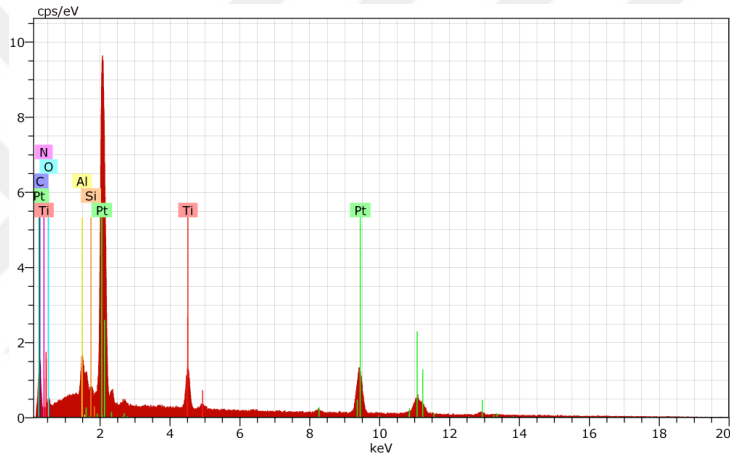
Şekil 3.15: Sülfürik asit grubuna ait enerji spektrum grafiği.



Şekil 3.16: Nd-YAG lazer grubuna ait enerji spektrum grafiği.



Şekil 3.17: Kontrol grubuna ait enerji spektrum grafiği.



Şekil 3.18: Femtosaniye lazer grubuna ait enerji spektrum grafiği.

Çizelge 3.14: Farklı yüzey işlem gruplarının yüzeylerinde bulunan elementlerin atomik konsantrasyon yüzdeleri.

Element	Gruplar (%)				
	Kontrol Grubu	Femtosaniye Lazer	Nd-YAG Lazer	Plazma Grubu	Sülfürik Asit
O	29.63	30.96	37.50	32.70	35.85
C	29.84	26.03	20.47	24.71	28.21
N	13.53	12.38	15.98	10.97	11.18
Al	0.39	2.13	4.12	1.16	0.53
Si	0.03	1.02	0.37	0.28	0.05
Pt	12.80	15.87	17.20	14.64	9.40

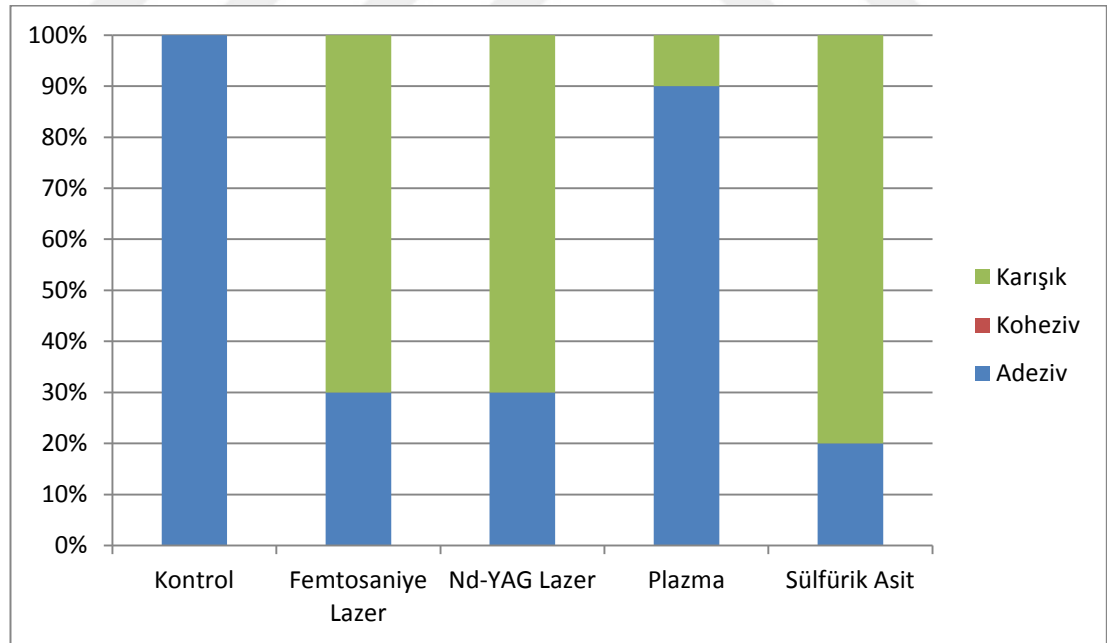
3.7 Kırılma Analizi Bulguları

Makaslama bağlanma dayanımı testinin ardından tüm yüzey işlem gruplarında görülen kırılma tipleri ve dağılımı Çizelge 3.15’te sunulmuştur.

Çizelge 3.15: Farklı yüzey işlem gruplarının kırılma tipleri ve dağılımı.

Yüzey İşlemi	n	Adeziv	Koheziv	Karışık
Kontrol	10	10	0	0
Femtosaniye Lazer	10	3	0	7
Nd-YAG Lazer	10	3	0	7
Plazma	10	9	0	1
Sülfürik Asit	10	2	0	8

Steromikroskop ile kırılan örnekler incelendiği zaman, kontrol grubunda tamamen adeziv kırılma tipi izlenmiş olup, plazma grubunda çoğunlukla adeziv kırılma tipi, sülfürik asit ve lazer gruplarında ise çoğunlukla karışık kırılma tipi izlenmiştir. Koheziv kırılma tipine ise hiçbir grupta rastlanmamıştır. Tüm grupların kırılma tiplerinin yüzdeleri ise Şekil 3.19’da belirtilmiştir.



Şekil 3.19: Farklı yüzey işlem gruplarına ait kırılma tipi grafiği.

Tüm yüzey işlem gruplarına ait kırılma tiplerinin birer adet stereomikroskop görüntüsü Şekil 3.20-3.24’te sunulmuştur.

(a)



(b)



Şekil 3.20: Plazma grubuna ait kırılma tiplerinin stereomikroskop görüntüleri (a) adeziv kırılma tipi, (b) karışık kırılma tipi.

(a)



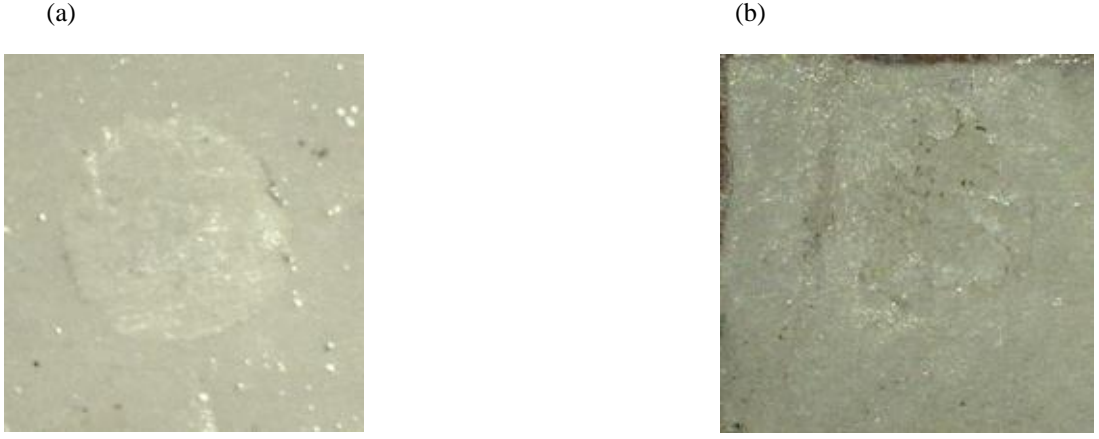
(b)



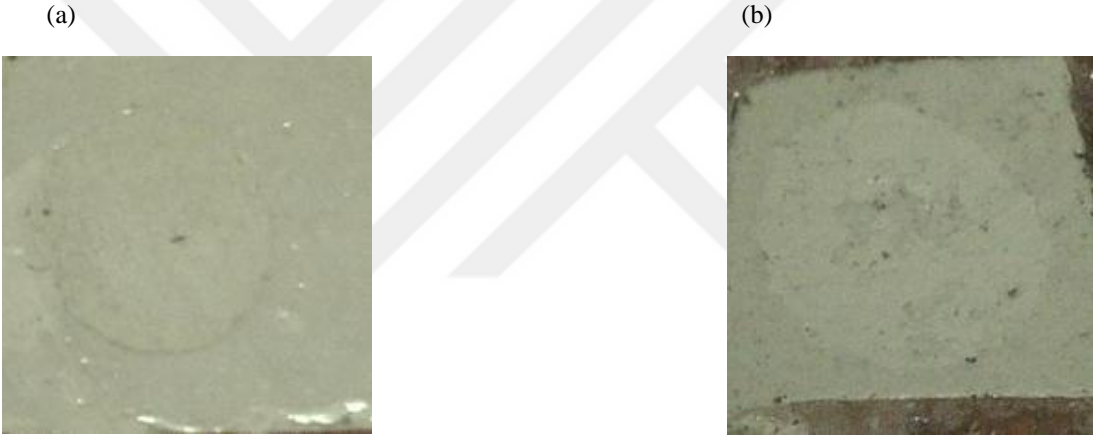
Şekil 3.21: Femtosaniye lazer grubuna ait kırılma tiplerinin stereomikroskop görüntüleri (a) adeziv kırılma tipi, (b) karışık kırılma tipi.



Şekil 3.22: Kontrol grubuna ait adeziv kırılma tipinin stereomikroskop görüntüsü.



Şekil 3.23: Sülfürik asit grubuna ait kırılma tiplerinin stereomikroskop görüntüleri (a) adeziv kırılma tipi, (b) karışık kırılma tipi.



Şekil 3.24: Nd-YAG lazer grubuna ait kırılma tiplerinin stereomikroskop görüntüleri (a) adeziv kırılma tipi, (b) karışık kırılma tipi.

4. TARTIŞMA VE SONUÇ

PEEK materyalinin çok sayıda üstün özelliği olmasına rağmen, renginin monolitik kullanıma uygun olmamasından dolayı, kompozit veneer materyali ile veneerlenmesi gerekmektedir (Sproesser ve ark. 2014, Stawarczyk ve ark. 2014b). Ancak inert bir materyal olan PEEK'in (Sproesser ve ark. 2014), kimyasal kompozisyonu ve düşük yüzey enerjisi veneer materyalleri ile adezyonunda zorluklara neden olmaktadır (Stawarczyk ve ark. 2014b). PEEK, farklı kimyasal işlemlerle yüzey değişikliklerine ve hemen hemen tüm organik ve inorganik kimyasallara karşı dirençlidir (Schmidlin ve ark. 2016). PEEK'in yüzey enerjisini yükseltmek ve kompozit veneer materyali ile bağlanma dayanımını arttırmak, potansiyel faydalarının tam olarak tespit edilebilmesi için çözülmesi gereken önemli bir sorundur.

Bu sorunun üstesinden gelebilmek için farklı yüzey modifikasyon yöntemleri denenmektedir (Ma ve Tang 2014). Yüzey özelliklerini değiştirmek ve kompozit veneer materyali ile bağlanma dayanımını arttırmak için sülfürik asit kullanımı birçok araştırmacı tarafından önerilmektedir (Sproesser ve ark. 2014, Stawarczyk ve ark. 2014b, Stawarczyk ve ark. 2015a, Zhou ve ark. 2014). Bununla beraber piranha çözeltisi, plazma uygulaması, Al₂O₃ ile kumlama, tribokimyasal silika kaplama ve çeşitli lazer sistemlerinin de PEEK'in yüzey modifikasyonunda kullanıldığı çalışmalar yapılmıştır (Chu ve ark. 2010, Stawarczyk ve ark. 2013a, Wang ve ark. 2014, Wang ve ark. 2015, Lumkemann ve ark. 2018). Yapılan çalışmalarda PEEK materyaline herhangi bir yüzey işlemi uygulanmaması durumunda, kompozit veneer materyali ile adezyonun sağlanamayacağı veya yetersiz bağlanma dayanımı değerlerinin elde edileceği bildirilmiştir (Chu ve ark. 2010, Schmidlin ve ark. 2010, Hallmann ve ark. 2012, Kern ve Lehmann 2012, Stawarczyk ve ark. 2013a, Keul ve ark. 2014).

PEEK'in yüzey modifikasyonu için kullanılan ajanların en etkilisinin sülfürik asit olduğu bildirilmiştir (Stawarczyk ve ark. 2012a, Stawarczyk ve ark. 2013a, Stawarczyk ve ark. 2014b, Sproesser ve ark. 2014). Zhou ve ark.'nın (2014) yaptıkları çalışmada, hidroklorik asit ve nitrik asitin konsantrasyonları ne olursa olsun, PEEK'in yüzey morfolojisini değiştiremedikleri bildirilmiştir. PEEK'in yüzey

modifikasyonu için piranha çözeltisi de denenmiş ancak; yüzeyin mikro pürüzlülüğünü ve işlevsel grup sayısını arttırmasına rağmen, PEEK yapısındaki benzen halkasına etki edemediği, bundan dolayı sülfürik asit kadar başarılı bulunmadığı bildirilmiştir (Stawarczyk ve ark. 2014b, Uhrenbacher ve ark. 2014, Silthampitag ve ark. 2016). Yapılan çalışmalarda (Stawarczyk ve ark. 2012a, Bähr ve ark. 2013, Keul ve ark. 2013, Stawarczyk ve ark. 2013a, Stawarczyk ve ark. 2014b) PEEK yüzeyine uygulanan sülfürik asidin, PEEK yapısındaki karbonil ve eter gruplarına etki ederek işlevsel grupların açığa çıkmasına ve adezyonu arttıracak çok sayıda çapraz bağın oluşmasına yol açtığı bildirilmiştir. Çalışmamızda benzer çalışmalar (Stawarczyk ve ark. 2012a, Bähr ve ark. 2013, Keul ve ark. 2013, Stawarczyk ve ark. 2013a, Sproesser ve ark. 2014, Stawarczyk ve ark. 2014b, Uhrenbacher ve ark. 2014, Rosentritt ve ark. 2015, Stawarczyk ve ark. 2015b, Rocha ve ark. 2016, Silthampitag ve ark. 2016, Çulhaoğlu ve ark. 2017) referans alınarak çalışma gruplarından birinde % 98'lik sülfürik asit kullanılmıştır. Stawarczyk ve ark. (2014b), çalışmamızla aynı boyutlardaki PEEK yüzey üzerine mikropipet yardımıyla 100 µl % 98'lik sülfürik asit uygulaması yapmışlardır. Benzer çalışma (Stawarczyk ve ark. 2014b) referans alınarak 100 µl % 98'lik sülfürik asit, örneklerimizin yüzeyine mikropipet (ISOLAB GmbH, İstanbul, Türkiye) yardımıyla 60 sn uygulanmış ve ardından her bir örnek 60 sn distile su ile yıkanıp, 10 sn yağsız hava ile kurutulmuştur.

Sülfürik asit, PEEK materyalinin yüzey modifikasyonunda başarılı bulunsa da, sülfürik asit kullanımı sonucu bol miktarda oluşan kükürt fonksiyonel gruplarının insan hücreleri üzerinde olumsuz etkileri olduğu, bunların düşük değerli sülfür bileşikleri, serbest oksijen radikalleri, zararlı hücreler (Meng ve ark. 2005) ve kükürt dioksit (SO₂) üreterek, DNA hasarına neden olabileceği bildirilmiştir (Ouyang ve ark. 2016). Ayrıca, % 98'lik sülfürik asidin aşırı koroziv özelliği nedeniyle klinik olarak uygulanmasının sakıncalı olduğu (Tsuka ve ark. 2017) ve doğrudan cilde temasının ciddi hasarlara neden olabileceği bildirilmiştir (Silthampitag ve ark. 2016). Sülfürik asit kullanımı ile ilgili bu sorunlar göz önüne alınarak çalışmamızda klinik şartlarda kullanımı sakınca yaratmayacak ve PEEK ile kompozit veneer materyali

arasında sülfürik aside benzer bağlanma dayanımı değerleri ortaya çıkaracağı düşünülen alternatif yüzey işlem yöntemleri denenmiştir.

Tıp, diş hekimliği alanlarında plazma uygulamalarının kullanımı giderek yaygınlaşmaktadır (Bogle ve ark. 2007). Çeşitli çalışmalarda, plazma uygulamasının yüzey modifikasyonu üzerindeki etkisi değerlendirilmiş ve bu uygulamanın materyale hidrofilik özellik kazandırmak suretiyle yüzey enerjisini arttırarak diğer materyallerle bağlanma dayanımını arttırdığı bildirilmiştir (Cho ve ark. 2011, Silva ve ark. 2011, Han ve ark. 2012). Bu durum plazma uygulamalarını dental alanda da ilgi odağı haline getirmiştir (Cho ve ark. 2011, Duske ve ark. 2012). Bu özelliklerinden dolayı çalışmamızda, çalışma gruplarının birine sülfürik aside alternatif olabileceği düşünülerek, plazma uygulaması yapılmıştır.

Jha ve ark. (2010) atmosferik basınçlı plazma uygulamasının, PEEK'in yüzey enerjisinin arttırılması açısından düşük basınç plazmasına kıyasla daha etkili olduğunu bildirmişlerdir. Iqbal ve ark. (2010), yüksek performanslı polimerlerde atmosferik basınçlı plazma ile düşük basınç plazmasının etkinliğini karşılaştırdıkları çalışmada, atmosferik basınçlı plazma uygulamasının yüzey enerjisinde önemli bir artışa neden olduğunu bildirmişlerdir. Çalışmamızda benzer çalışmalar (Iqbal ve ark. 2010, Jha ve ark. 2010) referans alınarak plazma grubundaki örnek yüzeylerine, atmosferik basınçlı plazma uygulaması yapılmıştır.

Zhou ve ark. (2014), PEEK yüzeyine argon gazı ile yapılan atmosferik basınçlı plazma uygulaması sonucu, yüzeyin polar özellik kazandığını ve PEEK ile kompozit veneer materyali arasındaki bağlanma dayanımını arttıracak çapraz bağlı bir tabaka oluştuğunu bildirmişlerdir. Stawarczyk ve ark. (2014a), helyum gazının kullanıldığı plazma yüzey işleminin, PEEK ile kompozit veneer materyali arasındaki bağlanma dayanımına etki göstermediğini bildirmişlerdir. Zhang ve ark. (2011) PEEK yüzeyine plazma uygulaması sırasında argon (Ar), oksijen (O₂) ve azot (N₂) gazlarının etkinliğini karşılaştırdıkları çalışmada, PEEK yüzeyine plazma uygulamasının, kompozit veneer materyali ile bağlanma dayanımını arttırdığını ve Ar gazı kullanılarak uygulama yapılan grupların diğer gruplara kıyasla daha yüksek bağlanma dayanımı değerleri gösterdiğini bildirmişlerdir. Çalışmamızda benzer

çalışmalar (Zhang ve ark. 2011, Stawarczyk ve ark. 2014a, Zhou ve ark. 2014) ve bunların sonuçları göz önüne alınarak, plazma grubundaki örnek yüzeylerine Ar gazı kullanılarak plazma uygulaması yapılmıştır.

Zhang ve ark. (2011), yaptıkları çalışmada plazma uygulama süresi arttıkça adezyon kuvvetinin arttığını bildirmişlerdir. Zhou ve ark. (2014), PEEK yüzeyine 25 dk plazma uygulaması sonucu, PEEK ile kompozit veneer materyali arasındaki bağlanma dayanımının arttığını bildirmişlerdir. Çalışmamızda benzer çalışma (Zhou ve ark. 2014) referans alınarak plazma grubundaki PEEK yüzeylerine; 25 dk boyunca, 13.56 MHz radyo frekansı (RF) güç kaynağı, 30 Pa gaz basıncı ve 10 mm mesafeden plazma uygulaması yapılmıştır.

Lazer uygulaması; materyallerin kesilmesi, delinmesi ve yüzey modifikasyonu işlemlerinde konvansiyonel teknikler ile kıyaslandığında temassız çalışma imkanı, mekanik hasarın en aza indirilmesi, ekipman aşınmasının azalması ve yüzey kontaminasyonunun önlenmesi gibi önemli avantajlar sunmaktadır (Sezer 2016, Oliveira ve ark. 2017).

Özellikle ultra kısa atımlı lazerler, uygulama yapılan yüzeylerdeki termal hasar derecesini azalttıkları için, tercih edilen yüzey modifikasyon yöntemlerinden biri olmuşlardır (Rotel ve ark. 2000, Benard ve ark. 2004). Lazerler polimer yapısı içindeki doldurucu oranını ve yapısını etkilemeden, polimerik tabakanın kısmen veya tamamen uzaklaştırılmasını sağlayarak ve polimerin karakteristik özelliklerini değiştirmeksizin etki etmektedirler (Benard ve ark. 2004, Benard ve ark. 2006). Uygun lazer parametrelerinin seçilmesiyle, yüzeysel polimer tabakasının kontrollü ablasyonunun sağlanabileceği bildirilmiştir (Sezer 2016).

Lazer ile hazırlanmış makro ve mikro ölçekli yüzey modifikasyonlarının; zirkonyum dioksit, alüminyum oksit ve polimer materyallerinde bağlantı kuvvetini arttırmak için etkin şekilde kullanıldıkları bildirilmiştir (Akyıl ve ark. 2010b, Foxton ve ark. 2011).

Önceki çalışmalarda zirkonyum dioksit ve çeşitli tam seramik materyal yüzeylerine Er-YAG lazer (Akyıl ve ark. 2010a, Akyıl ve ark. 2010b) ve Nd-YAG lazer (Akyıl ve ark. 2010a, Li ve ark. 2000, Kara ve ark. 2012, Üşümez ve ark. 2013, Liu ve ark. 2015) uygulamaları yapılmış ve bağlanma dayanımı değerlendirilmiştir. Yapılan çalışmalarda Nd-YAG lazer uygulamasının materyallerin yüzey modifikasyonunda etkili bir yöntem olduğu bildirilmiştir (Li ve ark. 2000, Akyıl ve ark. 2010a, Akın ve ark. 2011).

Akkan ve ark. (2013), PEEK yüzeyine endüstriyel bir cihaz olan, Q anahtarlı Nd-YAG lazer sistemini kullanarak, 10 Hz, 25 mJ ve 10 ns atım hızında lazer uygulaması yapmışlar ve Nd-YAG lazerin PEEK'in yüzey pürüzlülüğünü arttırdığını bildirmişlerdir.

Wilson ve ark. (2015), endüstriyel bir cihaz olan, Q anahtarlı Nd-YAG lazer sistemini kullanarak, PEEK yüzeyine farklı güç yoğunluklarında (1.65×10^6 , 2.58×10^6 , 4.11×10^6 , 7.83×10^6 , 9.99×10^6 , 1.23×10^7 , 2.78×10^7 W mm⁻²), 10 Hz, 78.5 mJ ve 10 ns atım hızında, lazer uygulaması yapmışlar ve Nd-YAG lazerin PEEK'in yüzey modifikasyonunda etkili bir yöntem olduğunu bildirmişlerdir.

Çalışmamızda; Nd-YAG lazer grubundaki örnek yüzeylerine önceki çalışmalardan (Akkan ve ark. 2013, Wilson ve ark. 2015) farklı olarak dental uygulayıcılar için daha ulaşılabilir cihazlar olduklarından, kliniğimizde de bulunan Nd-YAG lazer cihazı (Lightwalker AT, Fotona, Ljubljana, Slovenya) kullanılarak, yukarıda belirtilen parametrelere en yakın değerler olan; 10 Hz frekans, 2 W güç ve 100 µs atım süresi ile tüm yüzeylere 60 sn boyunca Nd-YAG lazer uygulaması yapılmıştır.

Femtosaniye lazerler; cam, safir gibi hassas materyallerin yüksek hassasiyet ve minimum termal/termomekanik hasarla kesilmesi, delinmesi ve işlenmesine olanak tanımaktadırlar (Oliveira ve ark. 2017). Birçok materyal türünde, ihmal edilebilir oranda kontaminasyon ve termal bozulmaya sebep olmaları ve çok çeşitli yüzey desenleri oluşturulmasına imkan tanımları, femtosaniye lazerlerin yüzey

modifikasyonunda da kullanılmalarına neden olmuştur (Zorba ve ark. 2006, Oliveira ve ark. 2010, Vorobyev ve Guo 2013).

Oliveira ve ark. (2017) 550 fs, 1024 nm dalga boyunda femtosaniye lazer kullanarak, 0.1-0.5 mJ atım enerjisi ve 0.1-5 mm/s tarama hızında yapılan uygulamanın, doldurucu ilaveli polimerlerin veneer materyali ile bağlanma dayanımını arttıracak koşulları sağladığını bildirmişlerdir. Bu değer aralıklarındaki parametrelerin kullanılmasıyla, doldurucu arasında derin girintiler bırakacak şekilde matriksin uzaklaştığını ve lazer uygulanmış yüzeyin, ablyasyon kalıntıları ve diğer artıklardan arındırıldığını bildirmişlerdir. Çalışmamızda benzer çalışmanın (Oliveira ve ark. 2017) sonuçları dikkate alınarak çalışma gruplarından birine; tekrar frekansı 1 MHz, atım hızı 250 fs, ortalama gücü 215 mW (0.215 W), atım enerjisi 0.2 mJ, tarama sıklığı 0.04 mm, spot çapı 22 µm ve tarama hızı 2 mm/sn olacak şekilde, 1030 nm dalga boyuna sahip femtosaniye lazer cihazı ile uygulama yapılmıştır.

Farklı yüzey işlemlerinin ardından her bir örneğin pürüzlülük ve ıslanabilirlik ölçümleri yapılmıştır. Profilometre cihazları kullanılmalarının kolay olması, yüzey pürüzlülüğü değerlerini rakamsal veriler halinde sunmaları, etkili ve doğru ölçüm yapmaları sebebiyle dental materyallerin yüzey pürüzlülüğü ölçümleri için sıkça tercih edilmektedirler (Whitehead ve ark. 1995). Tüm bunlardan yola çıkarak çalışmamızda, örneklerin yüzey pürüzlülüğü ölçümleri benzer çalışmalar da (Stawarczyk ve ark. 2014b, Çulhaoğlu ve ark. 2017, Bötöl ve ark. 2018, Lümckemann ve ark. 2018, Tsuka ve ark. 2018) dikkate alınarak, profilometre cihazı (Perthometer M2, Mahr, Gottingen, Almanya) ile gerçekleştirilmiştir.

Pürüzlülük ve yüzey enerjisi, bir yüzeyin ıslanabilirliğini belirleyen başlıca faktörlerdir. Yüzey ıslanabilirliği genellikle temas açısı cinsinden ölçülmektedir (Sarbadia ve Shin 2017). Materyallerin yüzey enerjisinin belirlenmesinde, en güvenilir sonuçlara temas açısı ölçümüyle ulaşıldığı bildirilmiştir (Phillips 1991). Çalışmamızda, güvenilir ve tekrar edilebilir verilerin elde edilebilmesi gibi (Mondon ve Ziegler 2003) avantajlarından dolayı, benzer çalışmalarda da (Akkan ve ark 2013, Stawarczyk ve ark. 2013a, Sproesser ve ark. 2014, Stawarczyk ve ark. 2014b, Rymuszka ve ark. 2015, Çulhaoğlu ve ark. 2017, Schwitalla ve ark. 2017, Bötöl ve

ark. 2018, Lmkemann ve ark. 2018) kullanılan sessile drop tekniği tercih edilerek, gonyometre cihazı (Krüss GmbH, Hamburg, Almanya) ile temas açısı ölçümü yapılmıştır.

PEEK ile kompozit veneer materyali arasındaki bağlanma dayanımının arttırılması amacıyla yüzey modifikasyon yöntemlerine ek olarak ilave adeziv sistemlere de gerek duyulduğu bildirilmiştir (Stawarczyk ve ark. 2013a, Keul ve ark. 2014). PEEK ile adeziv ajanın fonksiyonel grupları arasındaki reaksiyon sonucu oluşan çapraz bağlanmanın, adezivin, polimer içerisindeki difüzyonunu geliştirerek, kompozit veneer materyali ile bağlanma dayanımının artmasına neden olduğu bildirilmiştir (Hallmann ve ark. 2012).

Çeşitli alışmalarda (Kern ve Lehmann 2012, Keul ve ark. 2014, Stawarczyk ve ark. 2014b, Uhrenbacher ve ark. 2014, Zhou ve ark. 2014, Rosentritt ve ark. 2015, Stawarczyk ve ark. 2013b, Stawarczyk ve ark. 2015b), farklı adeziv ajanların PEEK ile kompozit veneer materyali arasındaki bağlanma dayanımına etkisi de araştırılmış ve metilmetakrilat (MMA) içerikli adeziv ajanların, PEEK ile kompozit veneer materyali arasındaki bağlanma dayanımını arttırdığı bildirilmiştir. Ayrıca Visio.link (Bredent GmbH & Co KG, Senden, Almanya) adeziv sisteminin emsallerine kıyasla, PEEK ile kompozit veneer materyali arasında, daha yüksek bağlanma dayanımı değerleri oluşturduğu bildirilmiştir (Keul ve ark. 2014, Stawarczyk ve ark. 2013b, Stawarczyk ve ark. 2014a, Stawarczyk ve ark. 2014b, Uhrenbacher ve ark. 2014). MMA monomerleri, PEEK ve diğer dimetakrilat bazlı materyaller arasındaki bağlanma dayanımının artmasına katkıda bulunmaktadır (Stawarczyk ve ark. 2013b, Stawarczyk ve ark. 2014b). Visio.link (Bredent GmbH & Co KG, Senden, Almanya) adeziv sistemi; MMA monomerleri, PENTIA (pentaeritritol triakrilat) ve dimetakrilat içermektedir. Yapıdaki MMA'nın PEEK yüzeyinin aktifleşmesine neden olduğu ve dimetakrilat monomerlerinin, kompozit rezindeki bağlayıcı bölgeler olan iki karboksil grubuna bağlantı sağladığı bildirilmiştir. Ancak tek başına MMA yeterli adezyon kuvveti sağlamamaktadır. Visio.link (Bredent GmbH & Co KG, Senden, Almanya) yapısında bulunan PENTIA ve dimetakrilat da bağlanma dayanımının artmasını sağlamaktadır (Schmidlin ve ark. 2016). Bu adeziv sistemin 90 saniye

boyunca, dalga boyu aralığı 370 - 400 nm olan ışın cihazıyla polimerize edilmesi önerilmektedir (Bredent 2017). Tüm bunlar dikkate alınarak, çalışmamızda benzer çalışmalarda da (Stawarczyk ve ark. 2014b, Çulhaoğlu ve ark. 2017, Schwitalla ve ark. 2017, Bötzel ve ark. 2018) kullanılan MMA içerikli Visio.link (Bredent GmbH & Co KG, Senden, Almanya) adeziv sistemi kullanılmıştır.

ISO 11405 (2003) standartlarına göre restoratif materyaller teflon kalıplar aracılığıyla veya ortasına delik açılmış flasterler yardımıyla materyal yüzeyine uygulanmalıdır. Benzer çalışmalarda (Çulhaoğlu ve ark. 2017, Schwitalla ve ark. 2017, Bötzel ve ark. 2018) bağlanma dayanımı testleri yapılırken, standart bir bağlantı yüzeyi elde edebilmek amacıyla spesifik teflon kalıplar kullanılmıştır. Çalışmamızda, benzer çalışmalara (Çulhaoğlu ve ark. 2017, Schwitalla ve ark. 2017, Bötzel ve ark. 2018) uygun olarak spesifik teflon kalıp kullanılarak PEEK ile kompozit veneerin adezyonu sağlanmıştır. Teflon kalıbın (Ultradent Products Inc., Güney Ürdün, UT) örnek yüzeyine bağlanmasının ardından benzer çalışmada (Çulhaoğlu ve ark. 2017) kullanılan Combo.lign (Bredent GmbH & Co KG, Senden, Almanya) kompozit veneer materyali üretici firmanın (Bredent 2017) talimatlarına uygun olarak PEEK yüzeylerine uygulanmıştır.

Ağız içindeki kimyasal, ısısal, mekanik ve gerilime bağlı faktörler PEEK ile kompozit veneer materyali ara yüzündeki bağlanma dayanımını etkileyebildiğinden, klinik koşulları taklit etmek amacıyla yapay yaşlandırma yöntemleri kullanılmalıdır. Suda bekletme ve/veya termal döngü gibi yapay yaşlandırma yöntemleri, in vitro bağlanma dayanımı testlerinde sıklıkla kullanılan yaşlandırma yöntemlerindedir (Kern ve Lehmann 2012, Uhrenbacher ve ark. 2014, Rosentritt ve ark. 2015, Rocha ve ark. 2016, Lümckemann ve ark. 2018). Termal döngü uygulamasının; tüm örneklerle etki eden gerilimi standardize edebilmesi sebebi ile bağlanma dayanımı testlerinde uygun yaşlandırma yöntemi olduğu bildirilmiştir (Boehm 1972, Palmer ve ark. 1992, Gale ve Dervell 1999, Piwowarczyk ve ark. 2004, Nakamura ve ark. 2010). Çalışmamızda ISO/TS 11405'in (2003) önerdiği şekilde standardize edilmiş elektronik bir termal döngü cihazı (SD MECHATRONIK GMBH, Feldkirchen-Westerham, Almanya) kullanılarak örneklerle, benzer çalışmalarda (Stawarczyk ve

ark. 2014a, Çulhaoğlu ve ark. 2017) kullanılmış olan 10.000 devirlik termal döngü işlemi uygulanmıştır.

Bağlanma dayanımı testleri dental materyallerin klinik performanslarını tespit etmek amacıyla sıklıkla kullanılmakla birlikte, makaslama bağlanma dayanımı testi, pratik olması, klinikte ortaya çıkabilecek kuvvetleri gerçeğe yakın taklit edebilmesi sebebiyle tercih edilen test yöntemlerinin başında gelmektedir (Derand ve ark. 2005). Makaslama bağlanma dayanımı testinin materyallerin bağlantı yüzeyinde homojen olmayan gerilim dağılımlarına neden olduğu, bu sorunun spesifik jigler yardımı ile bağlanma alanının standardize edilmesiyle çözülebileceği ve daha sağlıklı sonuçlar elde edilebileceği bildirilmiştir (Braga ve ark. 2010). Çalışmamızda PEEK ile kompozit veneer materyali arasındaki bağlanma dayanımı, önceki çalışmalara (Schmidlin ve ark. 2010, Stawarczyk ve ark. 2013a, Stawarczyk ve ark. 2014a, Çulhaoğlu ve ark. 2017, Schwitalla ve ark. 2017, Bötzel ve ark. 2018, Tsuka ve ark. 2018) uygun olarak bağlanma ara yüzeyine 1 mm/dk hızla makaslama kuvveti uygulamak suretiyle, universal test cihazı (Lloyd-LRX, Lloyd Instruments, Fareham, İngiltere) kullanılarak, makaslama bağlanma dayanımı testi ile değerlendirilmiştir. Çalışmamızda 1 mm/dk hızla makaslama kuvveti uygulanmasının sebebi, yüksek yaklaşma hızlarında, ayırıcı ucun, adeziv materyalde veya veneer materyali içerisinde koheziv kırık oluşturarak, yüksek bağlanma dayanımı değerlerinin ortaya çıkmasına ve yanlış sonuçların elde edilmesine neden olmasıdır (Piwowarczyk ve ark. 2004).

Benzer çalışmalarda (Kern ve ark. 2012, Akkan ve ark. 2013, Stawarczyk ve ark. 2013a, Sproesser ve ark. 2014, Zhou ve ark. 2014, Dupuis ve ark. 2015, Silthampitag ve ark. 2016, Çulhaoğlu ve ark. 2017, Lümke mann ve ark. 2018) farklı yüzey işlemlerinin, PEEK materyalinin yüzey topoğrafisi ve bağlanma dayanımı üzerindeki etkilerini değerlendirmek amacıyla yüzey analizleri de yapılmıştır. Bu çalışmalar dikkate alınarak, çalışmamızda farklı yüzey işlemlerinin PEEK materyalinin yüzey morfolojisi ve bağlanma dayanımı üzerindeki etkilerini ayrıntılı olarak inceleyebilmek amacıyla, her grubun ıslanabilirlik ve pürüzlülük ölçüm sonuçlarında ortalamaya en yakın örneği seçilerek, SEM (JSM- 5600 LV, JEOL, Tokyo, Japonya)

ile incelenmiştir. Ayrıca çalışmamızda, yüzey uygulamaları sonucu yüzeylerdeki element içeriğini belirlemek için EDS analizi de yapılmıştır.

Çalışmamızda pürüzlülük verilerine göre femtosaniye lazer, sülfürik asit ve Nd-YAG lazer grupları arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılık görülmezken; en yüksek pürüzlülük değerlerini femtosaniye lazer ($0.98\pm 0.06 \mu\text{m}$) grubunun gösterdiği, bunu sırasıyla sülfürik asit ($0.80\pm 0.27 \mu\text{m}$), Nd-YAG lazer ($0.76\pm 0.23 \mu\text{m}$), kontrol grubu ($0.37\pm 0.06 \mu\text{m}$) ve plazma grubunun ($0.25\pm 0.08 \mu\text{m}$) izlediği görülmüştür ($p=0.000$).

Yüzey işlemlerinin PEEK'in yüzey pürüzlülüğü ve kompozit veneer materyali ile arasındaki bağlanma dayanımına etkisini değerlendirmek amacıyla yapılan farklı çalışmalarda; PEEK yüzeyine 1 dk % 98'lik sülfürik asit, 10 sn $50 \mu\text{m Al}_2\text{O}_3$ ile kumlama, 10 sn $110 \mu\text{m Al}_2\text{O}_3$ ile kumlama ve Rocatec Sistemi kullanılarak silika kaplama (Stawarczyk ve ark. 2013a); 1 dk % 98'lik sülfürik asit ve 30 sn piranha çözeltisi (Stawarczyk ve ark. 2014b); 1 dk % 98'lik sülfürik asit, piranha çözeltisi ve $50 \mu\text{m Al}_2\text{O}_3$ ile kumlama (Silthampitag ve ark. 2016) uygulamaları yapılmıştır. Yapılan bu çalışmalarda (Stawarczyk ve ark. 2013a, Stawarczyk ve ark. 2014b, Silthampitag ve ark. 2016) çalışma bulgularımıza benzer şekilde sülfürik asit uygulanan gruplar, kontrol gruplarından daha yüksek yüzey pürüzlülüğü değerleri göstermiştir. Ancak çalışmamızda yukarıda belirtilen (Stawarczyk ve ark. 2013a, Stawarczyk ve ark. 2014b, Silthampitag ve ark. 2016) çalışma gruplarına kıyasla kontrol ve asit gruplarının yüzey pürüzlülüğü değerleri daha yüksek bulunmuştur. Heimer ve ark.'nın (2017) yaptıkları çalışmada, PEEK yüzeyine uygulanan farklı polisaj protokollerinin PEEK'in yüzey pürüzlülüğünü etkilediği bildirilmiştir. Bu çalışmanın (Heimer ve ark. 2017) sonuçları dikkate alınarak, çalışmamızda elde edilen yüzey pürüzlülüğü değerlerinin benzer çalışmalardan (Stawarczyk ve ark. 2013a, Stawarczyk ve ark. 2014b, Silthampitag ve ark. 2016) farklı olmasının, örneklerin farklı polisaj protokollerine tabi tutulmasından kaynaklandığı düşünülmektedir. Benzer çalışmalarda (Stawarczyk ve ark. 2013a, Stawarczyk ve ark. 2014b, Silthampitag ve ark. 2016) 400 grit'ten 4000 grit'e kadar değişen boyutlardaki SiC kağıtları kullanılırken, çalışmamızda örnek yüzeylerine 1200 gritlik SiC kağıtlarıyla 60 sn polisaj işlemi yapılmıştır.

Schwitalla ve ark. (2017), yaptıkları çalışmada PEEK yüzeyleri üzerine kumlama, düşük basınçlı argon/oksijen plazma ve bu iki işlemin birlikte uygulandığı farklı yüzey işlemlerinin; PEEK yüzeyinin pürüzlülük, temas açısı ve makaslama bağlanma dayanımları üzerindeki etkilerini değerlendirmişlerdir. Çalışmada plazma uygulanmış gruplarda yüzey pürüzlülüğünde azalma izlenmiştir. Bu durumun, 70°C’de plazma uygulaması sırasında termal etkinin oluşmasından veya plazmanın özellikle en belirgin tepelerde daha fazla abrazyon yapması sonucu daha pürüzsüz bir yüzey yapısı oluşturmasından kaynaklandığı bildirilmiştir. Çalışmamızda, Schwitalla ve ark.’nın (2017) bulgularına benzer şekilde plazma uygulamasının kontrol grubuna kıyasla yüzey pürüzlülüğünü azalttığı görülmüştür. Çalışmamızda kullanılan atmosferik basınçlı plazma termal etkiye sebep olmamakla beraber, plazma uygulamasının yukarıda belirtildiği gibi aşındırıcı etkisinden dolayı yüzey pürüzlülüğünün azaldığı düşünülmektedir.

Bötel ve ark. (2018) yaptıkları çalışmada; PEEK materyali yüzeyine kumlama, kumlama işlemini takiben de farklı plazma işlemleri (3 dk O₂ plazma, 35 dk O₂ plazma, 3 dk Ar/O₂ plazma, 35 dk Ar/O₂ plazma) uygulamışlardır. Çalışmada farklı yüzey işlemlerinin yüzey pürüzlülüğü ve bağlanma dayanımına olan etkisi değerlendirilmiştir. Çalışmamızdan farklı olarak Bötel ve ark. (2018), plazma gruplarına ait pürüzlülük değerlerini daha yüksek bulmuşlardır. Sonuçlardaki farklılığın çalışmamızda tek başına plazma uygulaması yapılırken, Bötel ve ark. (2018)’na ait çalışmada plazma uygulamasının kumlama işlemini takiben gerçekleştirilmesinden kaynaklandığı düşünülmektedir. Schwitalla ve ark. (2017), plazma uygulamasının yüzey pürüzlülüğünde azalmaya neden olurken, kumlama ile birlikte uygulanması halinde yüzey pürüzlülüğünde anlamlı bir artışa neden olduğunu bildirmişlerdir.

Akkan ve ark. (2013) yaptıkları çalışmada PEEK materyali yüzeyine Nd-YAG lazer uygulamasının, temas açısı ile yüzey pürüzlülüğü üzerindeki etkisini değerlendirmişlerdir.

Tsuka ve ark. (2018), yaptıkları çalışmada PEEK materyali yüzeyine neodimyum katkılı itriyum vanadat (Nd:YVO₄) lazer uygulamasının, pürüzlülük ve kompozit veneer materyali ile bağlanma dayanımına etkisini değerlendirmişlerdir.

Çalışmamızda benzer çalışmalara (Akkan ve ark. 2013, Tsuka ve ark. 2018) uygun olarak, lazer uygulanan gruplarda kontrol grubundan daha yüksek yüzey pürüzlülüğü değerleri elde edilmiştir. Ancak bu çalışmalarda (Akkan ve ark. 2013, Tsuka ve ark. 2018) elde edilen pürüzlülük değerlerinin, çalışmamızdaki değerlerden daha yüksek olmasının kullanılan lazer sistemlerinin ve uygulama protokollerinin farklı olmasından kaynaklanabileceği düşünülmektedir.

Çağlar ve ark.'nın (2018) yaptıkları çalışmada, farklı yüzey işlemlerinin (Er-YAG lazer, Al₂O₃ kumlama ve silika kaplama), PEEK yüzey pürüzlülüğüne ve kompozit veneer materyali ile bağlanma dayanımına etkisi değerlendirilmiş ve lazer (1.19±0.20 µm) ile kontrol (1.11±0.09 µm) gruplarının yüzey pürüzlülükleri arasında anlamlı bir fark görülmediği bildirilmiştir. Çalışmamızda farklı olarak lazer grupları kontrol grubuna kıyasla daha yüksek yüzey pürüzlülüğü değerleri göstermiştir. Bu farklılığın, çalışmalarda kullanılan lazer sistemlerinin farklı olmasından kaynaklanabileceği düşünülmektedir.

Çulhaoğlu ve ark. (2017) yapmış oldukları çalışmada; PEEK yüzeyine aseton, % 98'lik sülfürik asit, silika kaplama, Al₂O₃ ile kumlama ve iterbium lazer (Yb-PL) uygulaması yapmışlardır. Çalışmada farklı yüzey işlemlerinin PEEK yüzeyindeki temas açısı, pürüzlülük ve kompozit veneer materyali ile bağlanma dayanımına etkisi değerlendirilmiştir. Çalışmada lazer uygulanan grup, sülfürik asit ve kontrol gruplarından daha yüksek yüzey pürüzlülüğü değeri göstermiştir. Çalışmamızda femtosaniye lazer grubu sülfürik asit ve kontrol gruplarından daha yüksek pürüzlülük değerleri gösterirken, Nd-YAG lazer grubu sülfürik aside kıyasla daha düşük yüzey pürüzlülüğü göstermiştir. Önceki çalışmaya (Çulhaoğlu ve ark. 2017) ait iterbium lazer uygulanan örneklerdeki yüzey pürüzlülüğü değerlerine kıyasla bu farklılığın, kullanılan lazer türlerinin farklı olmasından ve uygulamanın farklı protokollerle yapılmasından kaynaklanabileceği düşünülmektedir. Ayrıca çalışmamızda, değerlendirdiğimiz lazer grupları arasındaki pürüzlülük değerlerinin farklılığının; femtosaniye lazer grubunun yüzeyde derin çukurlar oluştururken, Nd-YAG lazerin tüm yüzeye dağılmış sığ ve kraterimsi yüzeyler oluşturması ve femtosaniye lazerin endüstriyel olarak hazırlanmış bir düzenele uygulanırken, Nd-YAG lazerin klinikte manuel olarak gerçekleştirilmesinden kaynaklanabileceği düşünülmektedir.

Çalışmamızda temas açısı verilerine göre femtosaniye lazer, Nd-YAG lazer, kontrol grupları arasında ve sülfürik asit, Nd-YAG lazer, kontrol grupları arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılık görülmezken; en düşük temas açısı değerlerini plazma ($66.79 \pm 2.51^\circ$) grubunun gösterdiği, bunu sırasıyla, sülfürik asit ($83.30 \pm 10.95^\circ$), kontrol grubu ($91.89 \pm 7.51^\circ$), Nd-YAG lazer ($95.02 \pm 4.45^\circ$) ve femtosaniye lazer ($95.68 \pm 2.14^\circ$) grubunun izlediği görülmüştür ($p=0.000$).

Stawarczyk ve ark.'nın (2013a), farklı yüzey işlemlerinin (1 dk % 98'lik sülfürik asit, 50 μm Al_2O_3 ile 10 sn kumlama, 110 μm Al_2O_3 ile 10 sn kumlama ve Rocatec Sistemi ile silika kaplama) PEEK materyali yüzeyindeki pürüzlülük ve temas açısına etkisini değerlendirdikleri çalışmada; sülfürik asit grubunun kontrol grubuna kıyasla daha düşük temas açısı değerleri gösterdiği bildirilmiştir. Çalışmamızda benzer olarak sülfürik asit grubu kontrol grubundan daha düşük temas açısı değerleri göstermiştir. Önceki çalışmada (Hallmann ve ark. 2012), asit uygulaması sonucu oluşan fonksiyonel grupların, yüzey polaritesini arttıracak ve bunun da PEEK yüzeyine uygulanan solüsyonun difüzyonunu arttıracaklığı bildirilmiştir.

Akkan ve ark. (2013) çalışmalarında, Nd-YAG lazer uygulamasının kontrol grubuna kıyasla temas açısını arttırdığını bildirmişlerdir. Çalışmamızda benzer olarak, Nd-YAG lazer grubunda kontrol grubundan daha yüksek temas açısı değerleri elde edilmiştir.

Zhang ve ark. (2011), Ar gazı ile PEEK yüzeyine 4 dk plazma uygulaması sonucu temas açısının azaldığını bildirmişlerdir. Uzun uygulama süresi bağlanma dayanımını arttırırken, temas açısının azalmasına neden olmuştur. Çalışmamızda benzer olarak plazma grubu, kontrol grubundan daha düşük temas açısı değerleri göstermiştir.

Rymuszka ve ark.'nın (2015) plazma uygulamasının, PEEK'in ıslanabilirliği üzerindeki etkisini değerlendirdikleri çalışmada; PEEK yüzeylerine 25, 60 ve 180 sn boyunca plazma uygulaması yapılmıştır. Bu çalışmada plazma uygulamasının, temas açısını düşürdüğü bildirilmekle beraber kritik farkın 25 sn'lik uygulama sonrası görüldüğü, 60 ve 180 sn'lik uygulamalar sonucu ise minimal farkların izlendiği

bildirilmiştir. Bu durum çalışmamızda benzer çalışmalara (Zhang ve ark. 2011, Rymuszka ve ark. 2015) kıyasla, daha uzun süre plazma uygulanmasına rağmen (25 dk) temas açısı sonuçlarında büyük farklılıklar gözlenmemesini açıklamaktadır.

Çulhaoğlu ve ark. (2017) yapmış oldukları çalışmada, iterbiyum lazer uygulaması yapılan grubun diğer gruplara (aseton, Al₂O₃ kumlama, silika kaplama, sülfürik asit) kıyasla daha yüksek temas açısı değerleri gösterdiğini bildirmişlerdir. Çalışmamızda benzer olarak lazer uygulaması yapılan gruplarda, sülfürik asit grubu ve kontrol grubundan daha yüksek temas açısı değerleri gözlenmiştir.

Çalışmamızda yüzey pürüzlülüğü açısından sülfürik asit, kontrol grubu ve lazer gruplarında plazma grubundan daha yüksek değerler elde edilmesine rağmen, plazma grubunda tüm gruplara kıyasla daha düşük temas açısı değerleri izlenmiştir. Quere (2008), çalışmasında ıslanabilirliğin sadece yüzey pürüzlülüğünden değil, yüzey kimyasından da etkilendiğini bildirmiştir. Bu bulgu çalışmamızda plazma grubundaki en düşük pürüzlülük değerleri ile birlikte en düşük temas açısı değerlerini, lazer gruplarındaki yüksek pürüzlülük ile birlikte yüksek temas açısı değerlerini açıklar niteliktedir.

Çalışmamız bağlanma dayanımı açısından incelendiğinde, femtosaniye lazer, sülfürik asit ve Nd-YAG lazer grupları arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılık görülmezken; en yüksek bağlanma dayanımı değerlerini sülfürik asit (13.56±3.63 MPa) grubunun gösterdiği, bunu sırasıyla, Nd-YAG lazer (12.81±2.57 MPa), femtosaniye lazer (10.54±1.23 MPa), plazma uygulaması (8.04±0.5 MPa) ve kontrol grubunun (3.65±1.16 MPa) izlediği görülmüştür ($p=0.000$). Sülfürik asit ve Nd-YAG lazer gruplarının standart sapması yüksek olup, plazma ve femtosaniye lazer gruplarının daha düşük standart sapma değeri mevcuttur. Femtosaniye lazer ve plazma uygulamalarının bir düzenek yardımıyla gerçekleştirildiği, Nd-YAG lazer ve sülfürik asit uygulamalarının ise manuel olarak gerçekleştirildiği dikkate alındığında; bu durum femtosaniye lazer ve plazma uygulamalarının, daha kontrol edilebilir ve öngörülebilir uygulamalar olduğunu göstermektedir.

Tüm yüzey işlem gruplarında, kontrol grubuna kıyasla istatistiksel olarak anlamlı derecede daha yüksek bağlanma dayanımı değerleri izlenmiştir ($p=0.000$).

Lazer uygulamaları ve sülfürik asidin bağlanma dayanımı verileri arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılık görülmemesine rağmen ($p=0.000$); her iki lazer uygulamasında da sülfürik asitten daha düşük bağlanma dayanımı değerleri izlenmiştir. Ancak Nd-YAG lazer grubu, femtosaniye lazer grubuna kıyasla, sülfürik aside daha yakın bağlanma dayanımı değerleri göstermiştir. Ayrıca sülfürik asit ve lazer grupları, plazma uygulamasına göre istatistiksel olarak anlamlı derecede daha yüksek bağlanma dayanımı değerleri göstermiştir ($p=0.000$).

10 MPa ve üzerindeki makaslama bağlanma dayanımı değerlerinin, etkin bir adezyon için kabul edilebilir olduğu bildirilmiştir (Behr ve ark. 2003, Behr ve ark. 2011). Bundan yola çıkarak sülfürik asit, Nd-YAG lazer ve femtosaniye lazer gruplarımızdaki bağlanma dayanımı değerlerinin kabul edilebilir sınırlar içerisinde olduğu görülmektedir. Ayrıca ISO 10477 (2004) verilerinde, 5 MPa'lık makaslama bağlanma dayanımı değerinin, polimer alt yapı ile rezin veneer materyali arasında kabul edilebilir sınır olduğu bildirilmiştir. Bundan yola çıkarak çalışmamızda Nd-YAG lazer, femtosaniye lazer ve plazma gruplarındaki makaslama bağlanma dayanımı değerlerinin sülfürik asit grubundan düşük olmasına rağmen, klinik olarak kabul edilebilir sınırlar içerisinde olduğu görülmektedir.

Schwitalla ve ark. (2017), çalışmamızın bulgularına benzer olarak düşük basınçlı Ar/O₂ plazma uygulanmış PEEK örneklerde, kontrol grubundan daha yüksek bağlanma dayanımı değerleri elde edildiğini bildirmişlerdir. Çalışmamızda PEEK yüzeylerine plazma uyguladığımız grup, bu çalışmanın plazma grubundan daha yüksek bağlanma dayanımı değerleri göstermiştir. Önceki çalışmalarda (Iqbal ve ark. 2010, Jha ve ark. 2010) atmosferik basınçlı plazma uygulamasının, düşük basınç plazmasına kıyasla daha etkili olduğu bildirilmiştir. Dolayısıyla iki çalışma arasındaki farklılığın; çalışmamızda atmosferik basınçlı plazma uygulanırken, benzer çalışmada (Schwitalla ve ark. 2017) düşük basınç plazmasının tercih edilmesinden kaynaklanabileceği düşünülmektedir (Iqbal ve ark. 2010, Jha ve ark. 2010).

Bötel ve ark. (2018), Al₂O₃ ile kumlama sonrası 35 dk O₂ plazması uygulanan grubun en yüksek bağlanma dayanımı değerlerini gösterdiğini, bununla birlikte gruplar (3 dk O₂ plazma, 35 dk O₂ plazma, 3 dk Ar/O₂ plazma, 35 dk Ar/O₂ plazma)

arasında ve kontrol grubuna kıyasla belirgin bir farklılık görülmediğini bildirmişlerdir. Sonuçlarımızdan farklı olarak bu çalışmada, plazma grubunda daha yüksek bağlanma dayanımı değerleri izlenmiştir. Bu durumun; plazma uygulamasının Al₂O₃ ile kumlama işlemiyle birlikte gerçekleştirilmesi, örneklerin sadece 37°C'de 24 saat etüvde bekletilmesi ve termal döngü uygulanmaması ile ilişkili olabileceği düşünülmektedir.

Zhou ve ark. (2014), farklı yüzey işlemlerinin (60 sn % 98'lik sülfürik asit, 60 sn % 9.5'lik hidroflorik asit, Ar gazı ile plazma uygulama, 50 µm Al₂O₃ ile kumlama) PEEK materyali ile kompozit veneer materyali arasındaki bağlanma dayanımına etkisini değerlendirdikleri çalışmada; sülfürik asit grubu 8.7 ± 0.2 MPa ile en yüksek bağlanma dayanımı değerini gösterirken, Ar plazma grubunun bağlanma dayanımının 6.8±0.7 MPa olduğu bildirilmiştir. Çalışmamızda benzer olarak sülfürik asit grubunda, plazma grubundan daha yüksek bağlanma dayanımı değeri izlenmiştir. Çalışmamızda benzer çalışmaya kıyasla (Zhou ve ark. (2014) sülfürik asit ve plazma gruplarında daha yüksek bağlanma dayanımı değerleri elde edilmiş olup bu durumun; çalışmamızda MMA içerikli adeziv ajan (Visio.link) (Bredent GmbH & Co KG, Senden, Almanya) kullanılırken, Zhou ve ark.'nın (2014) MMA içermeyen adeziv ajan (SE Bond/ Clearfil AP-XTM) (Kuraray, Japonya) tercih etmelerinden kaynaklanabileceği düşünülmektedir.

Stawarczyk ve ark. (2014a) helyum plazma uygulamasının PEEK ile kompozit veneer materyali arasındaki bağlanma dayanımına etkisini değerlendirdikleri çalışmada; PEEK'in kompozit veneer materyaline adezyonunu MMA içerikli adeziv ajanların kullanımının arttırdığı ve helyum plazma uygulamasının adezyona etkisinin olmadığı bildirilmiştir. Bu durumun ise yeterli sayıda fonksiyonel grubun açığa çıkmayıp, kimyasal bağlantının oluşmamasından kaynaklanabileceği bildirilmiştir. Ayrıca kullanılacak PEEK materyal cinsinin ve plazma uygulamasında kullanılan gaz türünün bağlanma dayanımı üzerine etkisinin olabileceği belirtilmiştir. Çalışmamızda farklı olarak Ar gazı ile plazma uygulanan grup, kontrol grubuna kıyasla bağlanma dayanımına etki etmiş olup, plazma uygulamasının adezyon kuvvetini arttırabileceği görülmüştür. Zhang ve ark. (2011) yaptıkları çalışmada, PEEK yüzeyine plazma uygulaması sırasında kullanılan gazların ve uygulama

süresinin adezyon kuvvetini etkilediğini ve en yüksek adezyon kuvvetinin Ar gazı kullanılarak plazma uygulaması sonucunda görüldüğünü bildirmişlerdir. Çalışmamızın sonuçlarının Stawarczyk ve ark.'nın (2014a) çalışmasından farklı olmasının, plazma uygulaması sırasında farklı gaz türlerinin tercih edilmesinden kaynaklanabileceği düşünülmektedir (Zhang ve ark. 2011).

Stawarczyk ve ark. (2013a, 2014b) yaptıkları farklı çalışmalarda PEEK materyaline uygulanan farklı yüzey işlemlerinin (1 dk % 98'lik sülfürik asit, 50 µm Al₂O₃ ile 10 sn kuşlama, 110 µm Al₂O₃ ile 10 sn kuşlama ve Rocatec Sistemi ile silika kaplama; Stawarczyk ve ark. 2013a) (60 sn sülfürik asit, 30 sn piranha asidi; Stawarczyk ve ark. 2014b) yüzey pürüzlülüğü ve kompozit veneer materyali ile bağlanma dayanımına etkisini değerlendirmişler, çalışmamıza benzer olarak, sülfürik asit grubunda kontrol grubundan daha yüksek bağlanma dayanımı değerlerine ulaşmışlardır. Çalışmamızdan farklı olarak bağlanma dayanımı değerlerinden daha yüksek değerler elde etmişlerdir (Stawarczyk ve ark. 2014b). Piwowarczyk ve ark. (2004) makaslama bağlanma dayanımı testinde bıçak ucunun yaklaşma hızının yüksek olmasının, bağlanma dayanımı değerlerini arttırdığını bildirmişlerdir. Bu nedenle çalışmamızdan farklı olarak benzer çalışmada (Stawarczyk ve ark. 2014b) universal test cihazında uç hızının 5 mm/dk olarak ayarlanmasının yüksek bağlanma dayanımı değerlerine neden olabileceği düşünülmektedir. Ayrıca çalışmada (Stawarczyk ve ark. 2014b) farklı bir yaşlandırma yönteminin (24 saat 37°C/ 60 gün 37°C suda bekletme) tercih edilmesinin de bu farklılığa neden olabileceği düşünülmektedir.

Schmidlin ve ark. (2010) ile Silthampitag ve ark. (2016), yapmış oldukları benzer çalışmalarda; çalışmamıza uygun olarak sülfürik asit uygulanan grupta, kontrol grubuna kıyasla daha yüksek bağlanma dayanımı değerlerinin elde edildiğini bildirmişlerdir. Bu çalışmalarda (Schmidlin ve ark. 2010, Silthampitag ve ark. 2016) çalışmamızdan farklı olarak, sülfürik asit ve kontrol gruplarında daha yüksek bağlanma dayanımı değerleri izlenmiştir. Torstenson ve Brannstrom (1988), termal siklus uygulamasının bağlanma alanında mekanik gerilime yol açarak çatlak oluşumuna neden olduğunu, bu durumun daha düşük adezyon kuvvetine neden olduğunu bildirmişlerdir. Bu çalışmalarda (Schmidlin ve ark. 2010, Silthampitag ve

ark. 2016) örnekler sadece 24 saat etüvde bekletilmiş, termal döngü uygulanmamıştır. Çalışmamızda örneklerin 10.000 devirlik termal döngüye tabi tutulması, bağlanma dayanımı değerlerindeki farklılığın sebebi olarak düşünülmektedir.

Akkan ve ark. (2013), yaptıkları çalışmada farklı yüzey işlemlerinin (Nd-YAG lazer, plazma ve Nd-YAG lazer+plazma) PEEK yüzeyinde yarattığı topoğrafik değişikliklerle, bu işlemlerin temas açısı ve yüzey pürüzlülüğü üzerindeki etkisini değerlendirmişlerdir. Ancak bu çalışmada PEEK ile herhangi bir kompozit veneer materyali arasındaki bağlanma dayanımı incelenmemiştir.

Wilson ve ark. (2015) yaptıkları çalışmada, PEEK yüzeyine farklı güç yoğunluklarında Nd-YAG lazer uygulaması yapmışlardır. Çalışmamızdan farklı olarak PEEK örnekler kompozit veneer materyali ile değil PEEK örnekler ile bağlanmış, farklı kırılma test yöntemi ve farklı lazer sistemi kullanılmıştır. Çalışmada Nd-YAG lazer uygulamasının, PEEK materyalinin yüzey modifikasyonu için uygun bir yöntem olduğu bildirilmiştir.

Oliveira ve ark. (2017) yapmış oldukları çalışmada; güçlendirilmiş polimerlere femtosaniye lazer uygulamasının, polimer ile rezin siman arasındaki bağlanma dayanımına etkisini değerlendirmişlerdir. Çalışmada femtosaniye lazerin etkisi ile polimer yüzeyindeki artıkların uzaklaştırıldığı ve matriksin ablasyona uğrayıp doldurucunun açığa çıkması sonucunda bağlanma dayanımını arttıracak koşulların ortaya çıktığı bildirilmiştir. Benzer parametrelerinin kullanıldığı çalışmamızda femtosaniye lazer grubu kontrol ve plazma gruplarına kıyasla daha yüksek bağlanma dayanımı değerleri göstermiştir.

Literatürde Nd-YAG lazer ve femtosaniye lazer sistemlerinin PEEK ile kompozit veneer materyali arasındaki bağlanma dayanımını değerlendiren benzer bir çalışmanın olmadığı görülmektedir. Bu nedenle, farklı lazer sistemlerinin PEEK ile kompozit veneer materyali arasındaki bağlanma dayanımına etkisini inceleyen

çalışmalar değerlendirilmiştir (Çulhaoğlu ve ark. 2017, Tsuka ve ark. 2018, Çağlar ve ark. 2018).

Çulhaoğlu ve ark. (2017) yapmış oldukları çalışmada iterbium lazer (Yb-PL) uygulamasının kontrol grubuna kıyasla bağlanma dayanımını belirgin şekilde arttırdığını, ancak sülfürik asit grubundan daha düşük bağlanma dayanımı gösterdiğini bildirmişlerdir. Bu durumu; bağlanma dayanımını, yüzey pürüzlülüğü kadar yüzey kimyasının da etkileyebileceğine ve uygulanan lazer sonrası işlem parametrelerine bağlı olarak lazerden etkilenmemiş alanların daha fazla olmasına bağlamışlardır. Çalışmamızda benzer olarak, kullandığımız her iki lazer sistemi de kontrol grubundan daha yüksek bağlanma dayanımı değerleri gösterirken, sülfürik asit grubundan daha düşük bağlanma dayanımı değerleri göstermiştir. Bu çalışmada kullanılan iterbiyum lazer sistemi (11.46 ± 1.97 MPa), çalışmamızdaki femtosaniye lazer (10.54 ± 1.23 MPa) ve Nd-YAG lazer (12.81 ± 2.57 MPa) sistemlerine yakın bağlanma dayanımı değerleri göstermiştir.

Tsuka ve ark. (2018), yapmış oldukları çalışmada nanosaniye atımlı Nd-YVO₄ lazer gruplarında, kontrol grubuna kıyasla daha yüksek bağlanma dayanımı değerlerinin görüldüğünü bildirmişlerdir. Bu durumun, lazer uygulaması sonucu açığa çıkan fonksiyonel grupların kimyasal adezyonu arttırmasından kaynaklandığını bildirmişlerdir. Çalışmamızda benzer olarak, lazer uygulanan gruplarda kontrol grubuna kıyasla daha yüksek bağlanma dayanımı değerleri elde edilmiş, ancak benzer çalışmanın (Tsuka ve ark. 2018) lazer gruplarına kıyasla çalışmamızdaki lazer grupları daha düşük bağlanma dayanımı değerleri göstermiştir. Bu farklılığın nedeninin, farklı yazarların görüşlerinden yola çıkarak (Torstenson ve Brannstrom 1988) benzer çalışmada (Tsuka ve ark. 2018) örneklerin sadece suda bekletilmesi ($37^{\circ}\text{C}/24$ saat) ve termal döngü uygulamasının yapılmamasının olabileceği düşünülmektedir. Bir başka nedenin ise, çalışmamızda farklı lazer sistemlerinin tercih edilmesinin olabileceği düşünülmektedir.

Çağlar ve ark. (2018), PEEK yüzeyine adeziv ajan kullanımının bağlanma dayanımını etkilerken, 10 Hz frekans ve 1,5 W güç parametrelerindeki Er-YAG lazerin bağlanma dayanımını etkilemediğini bildirmişlerdir. Çalışmamızda farklı

olarak kullandığımız lazer sistemleri bağlanma dayanımına pozitif yönde etki etmiş olup, bu çalışmada kullanılan lazer sisteminden daha yüksek bağlanma dayanımı değerleri göstermişlerdir. Bu farklılığın, çalışmamızda farklı lazer sistemlerinin tercih edilmesinden kaynaklanabileceği düşünülmektedir.

Çalışmamızda, femtosaniye lazer ve plazma gruplarında yüzey pürüzlülüğü ve temas açısı arasında korelasyon görülürken, diğer gruplarda korelasyon görülmemiştir. Ayrıca temas açısı/bağlanma dayanımı ve pürüzlülük/bağlanma dayanımı arasında herhangi bir grupta korelasyon görülmemiştir. Zhang ve ark. (2011) yaptıkları çalışmada; en yüksek bağlanma dayanımının 4 dk'lık Ar gazı ile plazma uygulaması sonucu elde edildiğini ve uygulama süresi arttıkça kompozit veneer materyali ile bağlanma dayanımının arttığını, ancak Ar gazı ile PEEK yüzeyine 4 dk plazma uygulaması sonucu temas açısının azaldığını bildirmişlerdir. Dolayısıyla uygulama süresinin artmasının daha yüksek bağlanma dayanımı değerlerine yol açarken, temas açısının azalmasına neden olduğu sonucuna varılmıştır. Schwitalla ve ark. (2017), plazma uygulamasının PEEK yüzey pürüzlülüğünü azalttığını, adezyon kuvvetini ise arttırdığını bildirmişlerdir. Adezyon kuvvetindeki artış, yüzey pürüzlülüğü ve mikro retansiyondan bağımsız olarak, plazma uygulaması sonucu artan serbest yüzey enerjisine ve PEEK yüzeyindeki fonksiyonel grupların açığa çıkmasından kaynaklanan kimyasal adezyona bağlanmıştır. Bildirilen sonuçlar ile örtüşen şekilde çalışmamızda; plazma uygulaması kontrol grubuna kıyasla yüzey pürüzlülüğünün azalmasına sebep olurken, adezyon kuvvetinde artışa neden olmuştur. Çulhaoğlu ve ark. (2017) iterbiyum lazer uygulamasının; yüksek temas açısı değerleri ile birlikte, yüksek bağlanma dayanımı değerlerine neden olduğunu bildirmişlerdir. Akyıl ve ark. (2010b), ıslanabilirliği sadece temas açısının değil, aynı zamanda yüzey kimyasının da etkileyebileceğini bildirmişler ve yüksek temas açısı değerleri izlenmesine rağmen yüksek bağlanma dayanımı değerlerinin de ortaya çıkabileceği sonucuna varmışlardır. Bu durum çalışmamızda lazer gruplarında yüksek temas açısı değerleriyle birlikte, yüksek bağlanma dayanımı değerlerinin izlenmesini açıklamaktadır.

Çalışmamızda yüzey topoğrafisini değerlendirmek, yüzey pürüzlülüğü ve bağlanma dayanımı sonuçlarını daha detaylı yorumlayabilmek amacıyla SEM analizi yapılmıştır. Pürüzlülük sonuçlarıyla uyumlu olarak plazma ve kontrol grupları daha pürüzsüz bir yüzey morfolojisi sergilerken, lazer uygulanmış gruplar ile sülfürik asit uygulanan gruplarda daha düzensiz yüzey yapıları izlenmiştir. SEM görüntülerinde; femtosaniye lazerin diğer uygulamalara kıyasla, yüzey alanını homojen bir şekilde değil, programlandığı desene göre parsiyel olarak etkilediği gözlenmiştir. Ayrıca düzenli atışlardan kaynaklanan desen yapısı ile birlikte, lazer atışlarının denk geldiği kısımlarda polimer yapısının ablasyona uğramasından dolayı çukur alanlar izlenmiştir. Wilson ve ark. (2015) yapmış oldukları çalışmada, lazerin PEEK yüzeyinde etki ettiği alan arttıkça bağlanma dayanımının arttığını bildirmişlerdir. Dolayısıyla, femtosaniye lazer ile oluşturulan mikroçukurcuklar her ne kadar derin ve düzenli olsa da, lazerden etkilenmemiş bu geniş alanın femtosaniye lazerin bağlantı gücüne negatif etki ettiği söylenebilir (Wilson ve ark. 2015). Nd-YAG lazer grubunun SEM görüntülerinde ise krater tarzı alanlar izlenmiş olup femtosaniye lazer uygulanmış örneklere kıyasla yüzeyde daha yaygın bir alanı etkilediği görülmüştür. Dolayısıyla çalışmamızda, Nd-YAG lazer grubunun femtosaniye lazer grubuna kıyasla daha yüksek bağlanma dayanımı değerleri göstermiş olmasının, femtosaniye lazerin yüzeyde daha kısıtlı bir alanı etkilemesinden kaynaklanabileceği düşünülmektedir. İki lazer grubu arasındaki bağlanma dayanımındaki bu farklılıkta, Nd-YAG lazer uygulanmış PEEK yüzeylerinde oluşan krater tarzı alanların meydana getirdiği mikrotutucu yüzeyler bir diğer etken olarak görülmektedir. Benzer çalışmalarda (Akkan ve ark. 2013, Çağlar ve ark. 2018); lazer uygulamasının materyal yüzeyinde derin ve dik çukurlar oluşturmasından dolayı rezin materyalinin materyal yüzeyini yeterince ıslatamadığı, bunun da düşük bağlanma dayanımı değerlerine neden olabileceği bildirilmiştir. Çalışmamızda SEM görüntülerinde femtosaniye lazer uygulamasının, Nd-YAG lazere kıyasla materyal yüzeyinde daha derin çukurlar oluşturmasına dayanarak; lazer gruplarının bağlanma dayanımındaki farkın diğer etkeninin, femtosaniye lazer uygulanan örnek yüzeylerini, adeziv ajan ve veneer materyalinin yeterince ıslatamamasının olduğu düşünülmektedir.

Çalışmamızda yüzey kimyasının bağlanma dayanımı ve ıslanabilirlik üzerine etkisini değerlendirmek amacı ile EDS analizi yapılmıştır. EDS analizi sonuçları

değerlendirildiğinde kontrol grubuna kıyasla plazma, lazer ve sülfürik asit gruplarında oksijen elementinin atomik konsantrasyon yüzdesinin arttığı, karbon elementinin ise atomik konsantrasyon yüzdesinin azaldığı gözlenmiştir. Benzer çalışmalarda (Akkan ve ark. 2013, Wilson ve ark. 2015, Tsuka ve ark. 2018); lazer uygulaması sonucu, yüzeyde C/O oranının azaldığı, oksijen içeren fonksiyonel grupların açığa çıkarak kimyasal adezyonu ve bağlanma dayanımını arttırdığı bildirilmiştir. Çalışmamızda femtosaniye lazer grubuna kıyasla, Nd-YAG lazer grubunda oksijen elementinin atomik konsantrasyon yüzdesi daha fazla artmıştır. Bu durum, Nd-YAG lazer grubunda, femtosaniye lazer grubuna kıyasla daha yüksek bağlanma dayanımı değerleri elde edilmesini açıklar niteliktedir. Oliveira ve ark. (2017), güçlendirilmiş polimerlere lazer uygulaması sonucu, polimer matriksinin ablasyona uğrayıp doldurucunun açığa çıktığını bildirmişlerdir. Benzer çalışma (Oliveira ve ark. 2017) dikkate alınarak, çalışmamızda lazer uygulanmış örneklerde Al ve Si doldurucuların artmış olmasının; lazer uygulaması sonucu polimer yapısının uzaklaştırılıp, doldurucuların açığa çıkmasından kaynaklandığı düşünülmektedir. Doldurucu ilaveli polimer yüzeylerinin matriksten ve artıklardan arındırılıp, doldurucunun rezin simanın boşluklara nüfuz edebilmesini sağlayacak şekilde açığa çıkarılmış olması durumunda, güçlendirilmiş polimerlerin veneer materyali ile bağlanma dayanımının arttığı bildirilmiştir (Fischer ve ark. 2012, Oliveira ve ark. 2017). Bu bilgiler ışığında, lazer uygulanmış gruplarda bağlanma dayanımı değerlerinin, kontrol grubuna kıyasla daha yüksek olmasının, lazer uygulamaları sonucu doldurucu içeriğinin açığa çıkmasından kaynaklanabileceği düşünülmektedir. Ayrıca EDS bulgularında lazer uygulanmış yüzeylerde N konsantrasyonlarında da değişim izlenmektedir. Önceki çalışmada (Tsuka ve ark. 2018); lazer uygulaması ile oluşan termal etkiler sonucu PEEK yapısında bulunan N içeren amino, nitro gibi fonksiyonel grupların, etkilenmiş yüzeyde açığa çıkabileceği bildirilmiş ve N ile O₂ içeren fonksiyonel gruplarla metal oksitlerin kimyasal adezyonun artmasına sebep olacağı sonucuna varılmıştır. Çalışmamızda Nd-YAG lazer grubunda N elementinin atomik konsantrasyon yüzdesi artarken, femtosaniye lazer grubunda azalma izlenmiştir. Bu durum benzer çalışmaya uygun olarak (Tsuka ve ark. 2018), Nd-YAG lazerin femtosaniye lazer grubuna kıyasla daha yüksek bağlanma dayanımı değerlerine sahip olmasını açıklayabilir.

Çalışmamızda kontrol grubuna kıyasla plazma grubunda da daha yüksek bağlanma dayanımı değerleri izlenmiştir. Bu durumun benzer çalışmalara (Zhang ve ark. 2011, Dupuis ve ark. 2015, Schwitalla ve ark. 2017) uygun olarak ve EDS verilerine dayanarak; plazma uygulamasıyla yüzeyde O₂ içeren fonksiyonel grupların açığa çıkmasından kaynaklı, kimyasal adezyon sonucu olduğu düşünülmektedir. Ayrıca bu durumun benzer çalışmalara (Zhang ve ark. 2011, Schwitalla ve ark. 2017) uygun olarak, plazma uygulamasının yüzey ıslanabilirliğini artırarak hidrofilik bir yüzey yapısı oluşturmasından kaynaklanabileceği düşünülmektedir.

Benzer çalışmalarda (Akkan ve ark. 2013, Çulhaoğlu ve ark. 2017), asit uygulamasının PEEK yüzeyini homojen bir şekilde etkilediği, bununla beraber lazer uygulamasıyla yüzeyde hiç etkilenmemiş alanların bulunabileceği bildirilmiştir. Bu durum; yaptığımız SEM analiziyle de desteklenmiş olup, lazer gruplarına kıyasla (özellikle yüzeyi homojen olarak etkilemeyen femtosaniye lazer grubuna kıyasla) sülfürik asit grubunda daha yüksek bağlanma dayanımı değerleri elde edilmesini açıklamaktadır. Nd-YAG lazer uygulaması femtosaniye lazere kıyasla; yüzeyde daha homojen bir etki yarattığı için, sülfürik aside daha yakın bağlanma dayanımı değerlerine neden olmuştur. Yine benzer çalışmalarda (Ha ve ark. 1997, Hallmann ve ark. 2012, Stawarczyk ve ark. 2014b) PEEK yüzeyine sülfürik asit uygulamasının; yüzeyde O₂ içeren işlevsel grupları açığa çıkardığı, bu işlevsel grupların yapıdaki benzen halkasına, karbonil ve eter gruplarına etki ederek adezyonu arttıracak çok sayıda çapraz bağın oluşmasına yol açtığı bildirilmiştir. Çalışmamızda EDS analizi sonucu sülfürik asit grubunda O₂ içeriğinin artmış olmasının, referans çalışmada bahsedilen gruplara etki ederek adezyon kuvvetini arttırdığı düşünülmektedir.

Çalışmamızda makaslama bağlanma dayanımı testi sonrasında başarısızlık tipleri stereomikroskop ile incelendiğinde, bağlanma dayanımı değerleri düşük bulunan kontrol ve plazma gruplarında daha çok adeziv kopma tipi izlenmiştir. Bağlanma dayanımı değerleri daha yüksek bulunan sülfürik asit ve lazer gruplarında karışık kopma tipi daha sık görülmüştür. Kontrol grubunda yalnızca adeziv kopma tipi görülürken, çalışma gruplarında koheziv kopma tipi izlenmemiştir. Benzer çalışmalarda (Çulhaoğlu ve ark. 2017, Schwitalla ve ark. 2017) düşük bağlanma

dayanımı değerlerine sahip yüzeylerde daha çok adeziv kopma tipi gözlenirken, yüksek bağlanma dayanımı değerlerinin elde edildiği yüzeylerde ise karışık ve koheziv kopma tiplerinin daha sık görüldüğü bildirilmiştir.

Farklı yüzey işlemlerinin PEEK'in yüzey pürüzlülüğüne etkisi değerlendirildiğinde, tüm yüzey işlem gruplarının yüzey pürüzlülüğünde, kontrol grubuna kıyasla istatistiksel olarak anlamlı farklılık izlenmiş olup ($p=0.000$), bu işlemlerin yüzey pürüzlülüğüne etkisinin olmadığını öngören birinci boş hipotezimiz reddedilmiştir. Farklı yüzey işlemlerinin PEEK'in temas açısına etkisi değerlendirildiğinde, lazer ve sülfürik asit gruplarının temas açısında, kontrol grubuna kıyasla istatistiksel olarak anlamlı farklılık izlenmezken ($p=0.000$), plazma grubunun temas açısında kontrol grubuna kıyasla istatistiksel olarak anlamlı farklılık izlenmiş olup ($p=0.000$); bu işlemlerin temas açısına etkisinin olmadığını öngören ikinci boş hipotezimiz kısmen kabul edilmiştir. Farklı yüzey işlemlerinin PEEK ile kompozit veneer materyali arasındaki bağlanma dayanımına etkisi değerlendirildiğinde, tüm yüzey işlem gruplarının PEEK ile kompozit veneer arasındaki bağlanma dayanımında, kontrol grubuna kıyasla istatistiksel olarak anlamlı farklılık izlenmiş olup ($p=0.000$), bu işlemlerin PEEK ile kompozit veneer arasındaki bağlanma dayanımında etkisinin olmadığını öngören üçüncü boş hipotezimiz reddedilmiştir.

İn vitro koşullarda ağız ortamının ısı ve nem şartlarının tam olarak sağlanamaması ve Nd-YAG lazer uygulamasının manuel olarak gerçekleştirilmesi bu çalışmanın kısıtlamaları dahilindedir.

Çalışmamızın kısıtlamaları dahilinde şu sonuçlara ulaşılmıştır:

1. Profilometre ve SEM analizleri sonucunda Nd-YAG lazer, femtosaniye lazer ve sülfürik asit uygulamalarının PEEK yüzeyinde, kontrol ve plazma gruplarına kıyasla daha pürüzlü yüzey morfolojisi oluşturduğu, plazma uygulamasının ise kontrol grubundan daha düşük yüzey pürüzlülüğü değerlerine neden olduğu görülmektedir.

2. Nd-YAG lazer, femtosaniye lazer, sülfürik asit ve plazma uygulamaları PEEK ile kompozit veneer materyali arasında kontrol grubuna kıyasla daha yüksek bağlanma dayanımı değerleri göstermektedir.
3. Çalışmamızda lazer uygulamalarının ortalama bağlanma dayanımı değerleri sülfürik asit kadar yüksek olmasa da, istatistiksel açıdan lazer uygulamalarıyla sülfürik asidin bağlanma dayanımı arasında anlamlı fark görülmemiştir ($p=0.000$). Bu sebepten uyguladığımız lazer sistemleri, PEEK materyali ile kompozit veneer materyali arasındaki bağlanma dayanımını arttırmak amacıyla kullanılan ve klinik kullanımı sakıncalı olan sülfürik aside alternatif oluşturabilir.
4. Yüzey temas açısı ve bağlanma dayanımı bulguları değerlendirildiğinde; yüzey temas açısını azaltan atmosferik basınçlı plazma uygulamasının, lazer uygulamalarından sonra yükselen yüzey temas açısını düşürerek daha ıslanabilir bir yüzey elde etmek için kullanılabileceği öngörülebilir. Bu açıdan değerlendirildiğinde plazma ve lazer işlemlerinin birlikte uygulandığı yüzey modifikasyon yöntemlerinin değerlendirileceği ilave çalışmalara ihtiyaç vardır.

5. KAYNAKLAR

- ADLER S, KİSTLER S, KİSTLER F (2013) Compression-moulding rather than milling: a wealth of possible applications for high performance polymers. *Quintessenz Zahntechnik*,39,376-384.
- AGARWAL R, GONZALEZ-GARCI C, TORSTRICK B, GULDBERGA RE, SALMERON-SANCHEZ M, GARCI AJ (2015) Simple coating with fibronectin fragment enhances stainless steel screw osseointegration in healthy and osteoporotic rats. *Biomaterials*,63,137-145.
- AKAN T (2006) Maddenin 4. Hali Plazma ve Temel Özellikleri. *Elektronik Çağdas Fizik Dergisi*,4,1-3.
- AKIN H, OZKURT Z, KIRMALI O, KAZAZOĞLU E, OZDEMİR AK (2011) Shear Bond Strength of Resin Cement to Zirconia Ceramic After Aluminum Oxide Sandblasting and Various Laser Treatments. *Photomedicine and Laser Surgery*, 29, 797–802.
- AKKAN C, HAMMADEH M, BRUCK S (2013) Plasma And Short Pulse Laser Treatment Of Medical Grade PEEK Surfaces For Controlled Wetting. *Mater Lett*,109,261-264.
- AKYIL MS, YILMAZ A, KARAALIOĞLU OF, DUYSUŞ ZY (2010a) Shear Bond Strength of Repair Composite Resin to an Acid-Etched and a Laser-Irradiated Feldspathic Ceramic Surface. *Photomed sci laser surg.*,28,10,539-545.
- AKYIL MS, UZUN IH, BAYINDIR F (2010b) Bond strength of resin cement to yttrium-stabilized tetragonal zirconia ceramic treated with air abrasion, silica coating, and laser irradiation. *Photomed Laser Surg*, 28, 801-808.
- AL-DOHAN HM, YAMAN P, DENNİSON JB, RAZZOOG ME, LANG BR (2004) Shear strength of core-veneer interface in bi-layered ceramics. *J Prosthet Dent*, 91, 349-355.
- ALMASİ D, IQBAL N, SADEGHİ M, SUDİN I, ABDUL KADİR MR, KAMARUL T (2016) Preparation Methods for Improving PEEK's Bioactivity for Orthopedic and Dental Application: A Review. *Int J Biomater*,8202653. doi:10.1155/2016/8202653.
- ALT V, HANNİG M, WOSTMANN B, BALKENHOL M (2011) Fracture strength of temporary fixed partial dentures: CAD/CAM versus directly fabricated restorations. *Dent Mater*,27,339-347.

- AMER M, ELASHRY M, DOSSER L, HIX K, MAGUIRE J ve IRWIN B (2005) Femtosecond versus nanosecond laser machining: comparison of induced stresses and structural changes in silicon wafers. *Applied surface science*, 242, 162–167.
- ARDA T ve ARİKAN A (2005) An in vitro comparison of retentive force and deformation of acetal resin and cobalt-chromium clasps. *J Prosthet Dent*, 94,267-274.
- ARMSTRONG S, GERALDELI S, MAİA R, RAPOSO LH, SOARES CJ, YAMAGAWA J (2010) Adhesion to tooth structure: a critical review of "micro" bond strength test methods. *Dental Materials:Official Publication of the Academy of Dental Materials*, 26,50-62.
- ASVANUND P, MORGANO SM (2011) Photo elastic stress analysis of external versus internal implant-abutment connections. *J Prosthet Dent*, 106, 4, 266-271.
- ATTİA A, ABDELAZİZ KM, FREİTAG S, KERN M. (2006) Fracture load of composite resin and feldspathic all-ceramic CAD/CAM crowns. *J Prosthet Dent*,95,117-123.
- AWAJA F, GILBERT M, KELLY G, FOX B, PİGRAM PJ (2009) Adhesion of polymers. *Prog. Pol. Sci* 34, 948-968.
- AYDIN AK, TERZİOĞLU H, ULUBAYRAM K, HASIRCI N (1997) Wetting properties of saliva substitutes on acrylic resin. *Int. J. Prosthodont*, 10, 473–477.
- BÄHR N, KEUL C, EDELHOFF D, EİCHBERGER M, ROOS M, GERNET W (2013) Effect of different adhesives combined with two resin composite cements on shear bond strength to polymeric CAD/CAM materials. *Dent Mater J*, 32, 492-501.
- BAKAR MS, CHEANG P, KHOR KA (2003a) Mechanical properties of injection molded hydroxyapatite–polyether ether ketone biocomposites. *Compos Sci Technol*,63,421-5.
- BAKAR MS, CHENG MH, TANG SM, YU SC, LİAO K, TAN CT (2003b) Tensile properties, tension–tension fatigue and biological response of polyetheretherketone-hydroxyapatitecomposites for load-bearing orthopedic implants. *Biomaterials*,24,2245-2250.
- BARAO VA, MATHEW MT, ASSUNCAO WG, YUAN JC, WİMMER MA, SUKOTJO C (2012) Stability of cp-Ti and Ti–6Al–4 Valloy for dental implants as a function of saliva pH—an electro chemical study. *Clin. Oral. Implant. Res*, 23, 9, 1055-1062.

- BARAO VA, YOON CJ, MATHEW MT, YUAN JC, WU CD, SUKOTJO C (2014) Attachment of Porphyromon as gingivalis to corroded commercially pure titanium and titanium-aluminum-vanadium alloy. *J. Periodontol*, 85, 9, 1275-1282.
- BEHR M, ROSENTRITT M, GROGER G (2003) Adhesive bond of veneering composites on various metal surfaces using silicoating, titanium-coating or functional monomers. *J Dent*, 31, 33-42.
- BEHR M, PROFF P, KOLBECK C (2011) The bond strength of the resin-to-zirconia interface using different bonding concepts. *J Mech Behav Biomed*, 4, 2-8.
- BENARD MFQ, GRÍSEL M, LAURENS P (2004) Excimer Laser Surface Treatment as an Innovative Way to Control Composite Materials Adhesion Performance, in 7th Euradh Freiburg, Germany, 132-137.
- BENARD MFQ, GRÍSEL M, LAURENS P (2006) Surface Treatment of Carbon-Epoxy and Glass-Epoxy Composites by an Excimer Laser Beam. *International Journal of Adhesion & Adhesives*, 26, 543-549.
- BEUER F, STEFF B, NAUMANN M, SORENSEN JA (2009) Load-bearing capacity of all-ceramic three-unit fixed partial dentures with different computer-aided design (CAD)/computer-aided manufacturing (CAM) fabricated materials. *Eur J Oral Sci*, 116, 381-386.
- BLAHNIK JA, RINGDE DW (2003) *Laser Therapy. A Clinical Manual*. Healing Light Seminars, Inc. Melbourne, FL.
- BLATZ MB, SADAN A, KERN M (2003) Resin-ceramic bonding: a review of the literature. *Journal of Prosthetic Dentistry*, 89, 3, 268-274.
- BOEHM RF (1972) Thermal Environment of Teeth During Open- Mouth Respiration. *Journal of Dental Research*, 51, 1, 75-78.
- BOGLE MA, ARNDT KA, DOVER JS (2007) Evaluation of plasma skin regeneration technology in low-energy full-facial rejuvenation. *Archives of dermatology*, 143, 168-174.
- BOXUS HC, POLEUNIS C, RO DA, ADRIAENSEN Y, BERTRAND P, BRYNAERT MJ (1999) Surface functionalization of PEEK films studied by time-of-flight secondary ion mass spectrometry and X-ray photoelectron spectroscopy. *Surface and Interface Analysis*, 27, 142-152.

- BÖTEL F, ZIMMERMANN T, SÜTEL M, MÜLLER WD, SCHWİTALLA AD (2018) Influence of different low-pressure plasma process parameters on shear bond strength between veneering composites and PEEK materials. *Dental Materials*, 34, 9, 246–254.
- BRAGA RR, MEİRA JB, BOARO LC, XAVİER TA (2010) Adhesion to tooth structure: a critical review of macro test methods. *Dent mater*, 26, 38-49.
- BRENT (2017), Erişim: [http://www.bredent.com/en/bredent/catalog/REF_000534GB-20150226]. Erişim Tarihi: 18.6.18.
- BRENNAN WJ, FEAST WJ, MUNRO HS, WALKER SA (1991) Investigation of the ageing of plasma oxidized PEEK. *Polymer*, 32, 1527-1530.
- CAGLAR I, ATES SM, YESİL DUYMUS Z (2018) An In Vitro Evaluation of the Effect of Various Adhesives and Surface Treatments on Bond Strength of Resin Cement to Polyetheretherketone. *Journal of Prosthodontics*. doi:10.1111/jopr.12791.
- CAMARİNİ E, TOMEH J, DİAS R, DA SİLVA E (2011) Reconstruction of frontal bone using specific implant polyether-ether-ketone. *J Craniofac Surg*, 22, 2205-2207.
- CANUP LK. (2000) Non Aqueous Treatment Of Fabrics Utilizing Plasmas. North Carolina State University, master tezi, 118, Raleigh, USA.
- CARVALHO AO, BRUZİ G, GIANNİNİ M, MAGNE P (2014) Fatigue resistance of CAD/CAM complete crowns with a simplified cementation process. *J Prosthet Dent*, 111, 310-317.
- CHEN F, GATEA S, OU H, LU B, LONG H (2016) Fracture characteristics of PEEK at various stress triaxialities. *J Mech Behav Biomed Mater*, 64, 173-186.
- CHO BH, HAN GJ, OH KH, CHUNG SN, CHUN BH (2011) The effect of plasma polymer coating using atmospheric-pressure glow discharge on the shear bond strength of composite resin to ceramic. *Journal of Materials Science*, 46, 2755-2763.
- CHO DY, LEE WY, SHEU PC (2004) Treatment of multilevel cervical fusion with cages. *Surg Neurol*, 62, 378-385.

- CHU PK, CHEN JY, WANG LP, HUANG N (2002) Plasma-surface modification of biomaterials. *Mater Sci Eng*, 36, 143-206.
- CHU XX, WU ZX, HUANG RJ, ZHOU Y, LI LF. (2010) Mechanical and thermal expansion properties of glass fibers reinforced PEEK composites at cryogenic temperatures. *Cryogenics*,50,84-88.
- COGNARD J (2006) Some recent progress in adhesion technology and science. *Comptes Rendus Chimie*, 9, 13–24.
- COLUZZI DJ (2000) An overview of laser wavelengths used in dentistry. *Dental Clinics of North America*, 44, 753-765.
- COLUZZI DJ (2004) Fundamentals of dental lasers: science and instruments. *Dental Clinics of North America*, 48, 4, 751–770.
- COMYN J, MASCIA L, XIAO G, PARKER BM (1996) Plasma treatment of poly ether ether ketone (PEEK) for adhesive bonding, *International Journal of Adhesion and Adhesives*,16,2,97-104.
- CONVISSAR RA (2004) The biologic rationale for the use of lasers in dentistry. *Dent Clin North Am*, 48, 771-794.
- COSTA-PALAU S, TORRENTS-NICOLAS J, BRUFAU-DE BARBERA M, CABRATOSA-TERMES J (2014) Use of polyether ether ketone in the fabrication of a maxillary obturator prosthesis: a clinical report. *J Prosthet Dent*, 112, 680-682.
- COULON JF, TOURNERIE N, MAILLARD H (2013) Adhesion enhancement of Al coatings on carbon/epoxy composite surfaces by atmospheric plasma. *Appl. Surf. Sci*, 283, 843-850.
- CRAIG RG (2012) Testing of dental materials and biomechanics. In: *Restorative Dental Materials*, 83-107.
- CULHAOGLU AK, OZKIR SE, SAHIN V, YILMAZ B, KILICARSLAN MA (2017) Effect of Various Treatment Modalities on Surface Characteristics and Shear Bond Strengths of Polyetheretherketone-Based Core Materials. *J Prosthodont*. doi:10.1111/jopr.12702.

- DE MOOR RJ, DELMÉ KI (2009) Laser-assisted cavity preparation and adhesion to erbium-lased tooth structure: part 1. Laser-assisted cavity preparation. *J Adhes Dent.* 11, 427-438.
- DEDERICH DN (1993) Laser/tissue interaction: what happens to laser light when it strikes tissue? *J Am Dent Assoc*, 124, 2, 57-61.
- DENES F (1997) Synthesis and Surface Modification by Macromolecular Plasma Chemistry. *TRIP*, 5, 1, 23-31.
- DERAND T, MOLIN M, KVAM K (2005) Bond strength of composite luting cement to zirconia ceramic surfaces. *Dent Mater*, 21, 1158-1162.
- DIEFENBECK M, MUCKLEY T, SCHRADER C, SCHMIDT J, ZANKOVYCH S, BOSSERT J, JANDT KD, FAUCON M, FINGER U (2011) The effect of plasma chemical oxidation of titanium alloy on bone- implant contact in rats. *Biomaterials*, 32, 8041-8047.
- DONG QL, ZHANG J, TENG H (2001) Absorption of femtosecond laser pulses in interaction with solid targets. *Phys. Rev. E*, 64, 026411-026416.
- DONOVAN TE, CHO GC (2003) Esthetic considerations with removable partial dentures. *J Calif Dent Assoc*, 31, 551-557.
- DUPUIS A, HO T. H, FAHS A, LAFABRIER A, LOUARN G, BACHAROUCHE J,.. CHAILAN JF (2015) Improving adhesion of powder coating on PEEK composite: Influence of atmospheric plasma parameters. *Applied Surface Science*, 357, 1196–1204.
- DUSKE K, KOBAN I, KINDEL E, VE ARK (2012) Atmospheric plasma enhances wettability and cell spreading on dental implant metals. *J Clin Periodontol*, 39, 400-407.
- EDELHOFF D, BEUER F, SCHWEIGER J, BRIX O, STIMMELMAYR M, GÜTH JF (2012) CAD/CAM- generated high-density polymer restorations for the pre treatment of complex cases: a case report. *Quintessence Int*, 43, 457-467.

- EREIFEJ NS, OWEIS YG, ELIADES G (2013) The effect of polishing technique on 3-D surface roughness and gloss of dental restorative resin composites. *Oper Dent*, 38, 1, 1-12.
- ESCHBACH L. (2000) Nonresorbable polymers in bone surgery. *Injury*, 31, 22-27.
- FAN JP, TSUI CP, TANG CY, CHOW CL (2004) Influence of interphase layer on the overall elasto-plastic behaviors of HA/PEEK biocomposite. *Biomaterials*, 25, 5363-5373.
- FERNÁNDEZ-BLÁZQUEZ JP, FELL D, BONACCURSO E, DEL CAMPO A (2011) Superhydrophilic And Superhydrophobic Nanostructured Surfaces Via Plasma Treatment. *J colloid interface sci*, 357, 234-238.
- FISCHER F, KRELING S, DILGER K (2012) Surface structuring of CFRP by using modern excimer laser sources. *Phys Procedia*, 39, 154-160.
- FISCHER J, ROESKE S, STAWARCZYK B, HÄMMERLE CH (2010) Investigations in the correlation between Martens hardness and flexural strength of composite resin restorative materials. *Dent Mater J*, 29, 188-192.
- FOXTON RM, CAVALCANTI AN, NAKAJIMA M (2011) Durability of resin cement bond to aluminium oxide and zirconia ceramics after air abrasion and laser treatment. *J Prosthodont*, 20, 84-92.
- FRIDMAN A. (2008) Plasma chemistry. New York: Cambridge university pres.
- FUEKI K, OHKUBO C, YATABE M (2014) Clinical application of removable partial dentures using thermoplastic resin-part I: definition and indication of non-metal clasp dentures. *J Prosthodont Res*, 58, 3-10.
- GADEGAARD N (2006) Atomic force microscopy in biology: technology and techniques. *Biotech Histochem*, 81, (2-3), 87-97.
- GALE MS, DERVELL BW (1999) Thermal cycling process for laboratory testing of dental restorations. *J Dent*, 27, 89-99.

- GODARA A, RAABE D, GREEN S (2007) The influence of sterilization processes on the micromechanical properties of carbon fiber-reinforced PEEK composites for bone implant applications. *Acta Biomater*,3,209-220.
- GOLDSTEIN J, NEWBURY D, JOY D, LYMAN C, ECHLIN P, LIFSHIN E, SAWYER L, MICHAEL J (2003) Scanning electron microscopy and X-ray microanalysis. Third edition. USA, Springer, 297.
- GORNET MF, CHAN FW, COLEMAN JC, MURRELL B, NOCKELS RP, TAYLOR BA, OCHOA JA (2011) Biomechanical assessment of a PEEK rod system for semi-rigid fixation of lumbar fusion constructs. *J Biomech Eng*, 133, 8, 081009.
- GRACIS S, NICHOLLS JI, CHALUPNIK JD, YUODELIS RA (1991) Shock absorbing behavior of five restorative materials used on implants. *Int J Prosthodont*, 4, 282-291.
- GUO XD, LI RX, HANG Y VE ARK (2008) Femtosecond Laser-Induced Periodic Surface Structure On ZnO. *Mater Lett*, 62,12,1769-1771.
- HA WS, HAUERT R, ERNST HK, WINTERMANTEL E (1997) Surface analysis of chemically etched and plasma-treated polyether ether ketone (PEEK) for biomedical applications. *Surface Coatings Technology*, 96, 293-299.
- HAHNEL S, WIESER A, LANG R, ROSENTRITT M (2014) Biofilm formation on the surface of modern implant abutment materials. *Clin Oral Implants Res*. 26, 11, 1297–1301.
- HALLMANN L, MEHL A, SERENO N, HÄMMERLE CHF (2012) The improvement of adhesive properties of PEEK through different pre-treatments. *Appl Surf Sci*, 258, 7213-7218.
- HAN GJ, CHUNG SN, CHUN BH, KIM CK, OH KH, CHO BH (2012) Effect of the applied power of atmospheric pressure plasma on the adhesion of composite resin to dental ceramic. *Journal of Adhesive Dentistry*, 14, 461-469.
- HANCOX NL (1998) Thermal effect on polymer matrix composites: Part 1. Thermal cycling. *Mater Design*, 19, 85-91.
- HARRIS DM, PICK RM (1995) Laser Physics. In: Miserendino L, Pick RM. *Lasers in Dentistry*. 1st edition. Chicago, Quintessence, 27-38.

- HAUS HA (2000) Mode locking of lasers. *IEEE J. Sel. Optics Quantum Electron*, 6, 1173.
- HEE HT, KUNDNANI V (2010) Rationale for use of polyether ether ketone polymer interbody cage device in cervical spine surgery. *Spine J*, 10, 66–69.
- HEGEMANN D, BRUNNER H, OEHR C (2003) Plasma treatment of polymers for surface and adhesion improvement. *Nucl. Instrum. Methods Phys. Res. Sect. B*, 208, 281-286.
- HEIMER S, SCHMIDLIN PR, ROOS M, STAWARCZYK B (2017) Surface properties of polyetheretherketone after different laboratory and chairside polishing protocols. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 117, 3, 419–425.
- HEINTZE SD, FORJANIĆ M, ROUSSON V (2002) Surface roughness and gloss of dental materials as a function of force and polishing time in vitro. *Dent Mater*, 22, 146-65, 134-233.
- HEINTZE SD (2006) How to qualify and validate wear simulation devices and methods. *Dent Mater*, 22, 712-734.
- HUANG RYM, SHAO P, BURNS CM, FENG X (2001) Sulfonation of poly(ether ether ketone)(PEEK): Kinetic study and characterization. *Journal of Applied Polymer Science*, 82, 11, 2651–2660.
- INTERNATIONAL ORGANIZATION FOR STANDARDIZATION, ISO TS 11405. Dental materials. Testing of adhesion to tooth structure, 2003.
- INTERNATIONAL STANDARDS ORGANIZATION, ISO 10477. Dentistry polymer-based crown and bridge materials. Cenevre, İsviçre, 2004.
- INVİBİO BİOMATERIAL POLYMER SOLUTIONS. (2011) New material options for innovation in restorative and prosthetic dentistry.
- IQBAL HMS, BHOWMIK S, BENEDICTUS R (2010) Surface modification of high performance polymers by atmospheric pressure plasma and failure mechanism of adhesive bonded joints. *International Journal of Adhesion and Adhesives*, 30, 6, 418–424.

- ITO M, WEE AG, MIYAMOTO T (2013) The combination of a nylon and traditional partial removable dental prosthesis for improved esthetics: a clinical report. *J Prosthet Dent*, 109, 5-8.
- IVOCLAR VIVADENT (2011) Lithium disilicate (LS2) Scientific Report.
- JAE-HOON K, MIAE L, GEUM JUN H ve BYEONG-HOON C (2014) Plasma in dentistry: A review of basic concepts and applications in dentistry. *Acta Odontol Scand*, 72, 1-12.
- JANDT KD (2001) Atomic force microscopy of biometarials surfaces and interfaces. *Surface Science*, 491, 303-332.
- JARDEL V, DEGRANGE M, PICARD B, DERRIEN G (1999) Surface Energy of Etched Ceramic. *Int.J. Prosth.*, 19, 415-418.
- JHA S, BHOWMIK S, BHATNAGAR N, BHATTACHARYA NK, DEKA U, IQBAL HMS, BENEDICTUS R (2010) Experimental Investigation Into The Effect Of Adhesion Properties Of PEEK Modified By Atmospheric Pressure Plasma And Low Pressure Plasma. *J. Appl. Polym. Sci*, 118, 1, 173-179.
- JIANG L, TSAI HL (2003) Femtosecond Lasers Ablation: Challenges and Opportunities, Proceeding of NSF Workshop on Research Needs in Thermal, Aspects of Material Removal, 163-177.
- JOCKISCH KA, BROWN SA, BAUER TW, MERRITT K (1992) Biological response to chopped-carbon-fiber-reinforced PEEK. *J Biomed Mater Res*, 26, 133-146.
- JOGLEKAR AP, LIU HH, MEYHÖFER E, MOUROU G VE HUNT AJ (2004) Optics at critical intensity: Applications to nanomorphing Proceedings of the National Academy of Sciences of the United States of America, 101, 16, 5856-5861.
- JONÍOT S, SALOMON JP, DEJOU J, GREGOIRE G (2006) Use of two surface analyzers to evaluate the surface roughness of four esthetic restorative materials after polishing. *Oper Dent*, 31, 1, 39-46.
- JUNQUEIRA LC (1992) Study Designs. In: Junqueira LC, Carneiro J, Kelly RO. Basic Histology. Seventh Edition ed. Lange: Appleton & Lange, 1-17.

- KAKABOURA A, FRAGOULI M, RAHIOTIS C, SILIKAS N (2007) Evaluation of surface characteristics of dental composites using profilometry, scanning electron, atomic force microscopy and glossmeter. *J Mater Sci Mater Med*, 18, 1, 155-163.
- KARA HB, DILBER E, KOC O, OZTURK AN, BULBUL M (2012) Effect of different surface treatments on roughness of IPS Empress 2 ceramic. *Lasers Med Sci.*, 2, 267-272.
- KATZER A, MARQUARDT H, WESTENDORF J, WENING JV, FOERSTER GV (2002) Polyetheretherketone cytotoxicity and mutagenicity in vitro. *Biomaterials*, 23, 1749-1759.
- KELLER U ve HIBST R (1997) Effects of Er:YAG laser in caries treatment: a clinical pilot study. *Lasers Surg Med*, 20, 32-38.
- KERN M ve LEHMANN F (2012) Influence of surface conditioning on bonding to polyetheretherketon (PEEK). *Dent Mater*, 28, 1280-1283.
- KEUL C, LIEBERMANN A, SCHMIDLIN PR, ROOS M, SENER B, STAWARCZYK B (2014) Influence of PEEK surface modification on their properties and bond strength to veneering resin composites. *Int J Adhesiv Dent*, 16, 383-392.
- KEUL C, MARTIN A, WIMMER T, ROOS M, GERNET W, STAWARCZYK B (2013) Tensile bond strength of PMMA and composite-based CAD/CAM materials to luting cements after different conditioning methods. *Int J Adhesiv Adhes*, 46, 122-127.
- KEUL L, QIAN Y, ZHU Y, LIU H, GAN K, GUO J (2014) The effect of different surface treatments on the bond strength of PEEK composite materials. *Dent Mater*, 30, 15.
- KHONSARI RH, BERTHIER P, ROUILLON T, PERRINA JP, CORRE P (2014) Severe infectious complications after PEEK-derived implant placement: Report of three cases. *Journal of Oral and Maxillofacial Surgery, Medicine, and Pathology*, 26, 477-482.
- KIM KB, BAE KEH, SHIM SJ, LEE WK (2005) The influence of ceramic surface treatments on the tensile bond strength of composite resin to all-ceramic coping materials, *Journal of Prosthetic Dentistry*, 94, 357-362.
- KISTLER F, ADLER S, KISTLER S (2013) PEEK-Hochleistungskunststoffimplantatprothetischen Workflow. *Implantologie J*, 7, 17-42.

- KOLBECK C, BEHR M, ROSENTRITT M, HANDEL G. (2008) Fracture force of tooth-tooth- and implant-tooth-supported all-ceramic fixed partial dentures using titanium vs. customised zirconia implant abutments. *Clin Oral Implants Res*, 19, 1049-1053.
- KOUTOUZIS T, RICHARDSON J, LUNDGREN T (2011) Comparative soft and hard tissue responses to titanium and polymer healing abutments. *J Oral Implantol*, 37, 174-182.
- KRÜGER J, KAUTEK W (1996) Femtosecond Pulse Visible Laser Processing Of Fibre Composite Materials. *Appl Surf Sci*, 106, 383-389.
- KUMAR D, RAJMOHAN T, VENKATACHALAPATH S (2018) Wear Behavior of PEEK Matrix Composites: A Review. *Materials today*.5,6,2,14583-14589.
- KUO MC, TSAI CM, HUANG JC, CHEN M (2005) PEEK composites reinforced by nano-sized SiO₂ and Al₂O₃ particulates. *Mater Chem Phys*, 90, 185-195.
- KURTZ SM, DEVINE JN (2007) PEEK biomaterials in trauma, orthopedic, and spinal implants. *Biomaterials*, 28, 32, 4845-4869.
- LEE S (2008) Femtosecond Laser Nanomachining and Applications to Micro/Nanofluidics for Single Cell Analysis. PhD Thesis, The University of Michigan.
- LEIBROCK H, DEGENHART M, BEHR M, ROSENTRITT M, HANDEL G (1999) In vitro study on the effect of thermo-and load-cycling on the bond strength of porcelain repair systems. *J Oral Rehabil*, 26, 130-137.
- LEITZA KH, REDLINGSHÖFERA B, REGC Y, OTTO A, SCHMIDT M (2011) Metal Ablation with Short and Ultrashort Laser Pulses, *Physics Procedia*, 12, 230-238.
- LEROUX F, PERWUELZ A, CAMPAGNE C, BEHARY N (2006) Atmospheric air-plasmatreatments of polyester textile structures. *J. Adhes. Sci. Technol*, 20, 939-957.
- LETHAUS B, SAFI Y, TER LAAK-POORT M, KLOSS-BRANDSTATTER A, BANKI F, ROBBENMENKE C, KESSLER P (2012) Cranioplasty with customized titanium and PEEK implants in a mechanical stress model. *J Neurotrauma*, 29, 6, 1077-1083.

- LÌ LIÙ, SUOGANG LÌ, XIAOMENG SONG (2015) Effect of Nd: YAG laser irradiation on surface properties and bond strength of zirconia ceramics. *Lasers Med Sci*, 30, 627–634.
- LÌ R, REN Y, HAN J (2000) Effects of pulsed Nd:YAG laser irradiation on shear bond strength of composite resin bonded to porcelain. *Hua. Xi. Kou. Qiang. Yi. Xue. Za. Zhi.*,18,377–379.
- LIN TW, CORVELLI AA, FRONDOZA CG, ROBERTS JC, HUNGERFORD DS (1997) Glass peek composite promotes proliferation and osteocalcin production of human osteoblastic cells. *J Biomed Mater Res*, 36, 137-144.
- LOKTIONOV EY, OVCHINNIKOV AV, PROTASOV YY, SITNIKOV DS (2010) Energy efficiency of femtosecond laser ablation of refractory metals. *J Appl Spectrosc*, 77, 4, 561-568.
- LOMMATZSCH U, PASEDAG D, BAALMAN A, ELLINGHORST G, WAGNER HE (2007) Atmospheric pressure plasma jet treatment of polyethylene surface for adhesion improvement. *Plasma Process. Polym*, 4, 1041-1045.
- LUBATSCHOWSKI H MG, HEISTERKAMP A VE ARK. (2000) Application of ultra short laser pulses for intrastromal refractive surgery. *Graefes Arch Clin Exp Ophthalmol*, 238, 33-39.
- LÜMKEMANN N, STRICKSTOCK M, EICHBERGER M, ZYLLA, STAWARCZYK B (2018) Impact of air-abrasion pressure and adhesive systems on bonding parameters for polyetheretherketone dental restorations. *International Journal of Adhesion and Adhesives*, 80, 30–38.
- MA R, TANG T (2014) Current Strategies to Improve the Bioactivity of PEEK. *International Journal of Molecular Sciences*, 15, 4, 5426–5445.
- MAGNE P (2006) Composite resins and bonded porcelain: the post amalgam era. *J Calif Dent Assoc*, 34, 135-147.
- MAHARAJ G, BLESER S, ALBERT K, LAMBERT R, JANİ S, JAMİSON R (1994) Characterization of wear in composite material orthopaedic implants. Part I: the composite trunnion/ceramic head interface. *Biomed Mater Eng*, 4, 193-198.

- MALDONADO-NARANJO AL, HEALY AT, KALFAS IH (2015) Polyetheretherketone (PEEK) intervertebral cage as a cause of chronic systemic allergy: a case report. *Spine J*, 15, 7, 1-3.
- MARX H (1986) Die metall-keramische Verbundfestigkeit prüfung–Ein besonderes werkstoffkundliches problem. *ZWR*, 5, 524.
- MATE SANCHEZ DE VAL JE, GOMEZ-MORENO G, MARTINEZ CP, FERNANDEZ MP, MARIN JM, GEHRKE SA, CALVO-GUIRADO JL (2016) Peri-implant tissue behavior around non-titanium material: experimental study in dogs. *Ann. Anat.* <http://dxdoi.org/10.1016/j.aanat.2016.03.005>
- MATHEW MT, ABBEY S, HALLAB NJ, HALL DJ, SUKOTJO C, WIMMER MA (2012) Influence of pH on the tribocorrosion behavior of CpTi in the oral environment: synergistic inter- actions of wear and corrosion. *J. Biomed. Mater. Res. B Appl. Biomater.*, 100, 6, 1662-1671.
- MENG Z, LIU Y, WU D (2005) Effect of sulfur dioxide inhalation on cytokine levels in lungs and serum of mice, *Inhal. Toxicol.*, 17, 303-307.
- MERCHE D, VANDENCASTEELE N, RENIERS F (2012) Atmospheric plasmas for thin film deposition: A critical review. *Thin Solid Films*, 520, 4219–4236.
- MEYER G, AMER NM (1998) Novel optical approach to atomic force microscopy. *App Phy Lett*, 53, 12, 1045-1047.
- MONDON M, ZIEGLER C (2003) Changes in water contact angles during the first phase of setting of dental impression materials. *Int J Prosthodont*, 16, 49-53.
- MORENO P, MÉNDEZ C, GARCÍA A, ARIAS I, ROSO L (2006) Femtosecond laser ablation of carbon reinforced polymers. *Appl Surf Sci*, 252, 12, 4110–4119.
- MORITZ A ve BEER F (2006) Oral Laser Application Quintessence Publishing, USA.
- MORITZ A SU, STRABL M, WINTNER E. MORITZ A BF, GOHARKHAY K VE ARK (2006) Oral Laser Application. Berlin: Quintessenz Verlags – GmbH, 241-313.
- MOULTON PF (1986) Spectroscopic and laser characteristics of Ti:Al₂O₃. *J. Opt. Soc. B*, 3, 125.

- NAJEEB S, ZAFAR MS, KHURSHĪD Z, SĪDDĪQUĪ F (2016) Applications of polyether ether ketone (PEEK) in oral implantology and prosthodontics. *J Prosthodont Res*, 60, 1, 12-19.
- NAKAMURA T, WAKABAYASHĪ K, KĪNUTA S, NĪSHĪDA H, MĪYAMAE M, YATANĪ H (2010) Mechanical properties of new self-adhesive resin-based cement. *J Prosthodont Res*, 54, 59-64.
- NEUGEBAUER J, ADLER S, KĪSTTLER F (2013) The use of plastics in fixed prosthetic implant restoration. *ZWR- German Dent J*, 122, 242-245.
- NEUMANN EA, VĪLLAR CC, FRANCA FM (2014) Fracture resistance of abutment screws made of titanium, polyetheretherketone, and carbon fiber-reinforced polyether ether ketone. *Braz Oral Res*, 28, 1, 1-5.
- NĪEMĪNEN T, KALLELA I, WUOLĪJOKĪ E, KĀINULĀINEN H, HĪIDENHEĪMO I, RANTALA I (2008) Amorphous and crystalline polyetheretherketone: Mechanical properties and tissue reactions during a 3-year follow-up. *J. Biomed. Mater. Res. A*, 84, 377-383.
- NĪKAĪDO T, CHO E, NAKAJĪMA M, VE ARK (2003) Tensile bond strengths of resin cements to bovine dentin using resin coating. *Am J Dent*, 16, 41-46.
- O'CONNOR DJ, SEXTON BA, SMART RSC (2003) Surface analysis methods in materials science. Second Edition. Germany, Springer-Verlag, 91, 98, 203-205.
- OCCHĪELLO E, MORRA M, GUERRĪNĪ GL, GARBASSĪ F (1992) Adhesion properties of plasma-treated carbon/PEEK composites. *Composites*, 23, 3, 193-200.
- OLĪVEĪRA V, CUNHA A, VĪLAR R (2010) Multi-Scaled Femtosecond Laser Structuring Of Stationary Titanium Surfaces. *J Optoelectron Adv Mater*, 12, 3, 654.
- OLĪVEĪRA V, SHARMA SP, DE MOURA MFSF, MOREĪRA RDF, VĪLAR R (2017) Surface treatment of CFRP composites using femtosecond laser radiation. *Optics and Lasers in Engineering*, 94, 37-43.
- OUYANG LP, ZHAO Y, JĪN G, LU T, LĪ J, QĪAO Y (2016) Influence of sulfur content on bone formation and antibacterial ability of sulfonated PEEK. *Biomaterials*, 83, 115-126.

- PALAU CS, NÍCOLAS TJ, BARBERA BM, TERMES CJ (2014) Use of poly ether ether ketone in the fabrication of a maxillary obturator prosthesis: a clinical report. *J Prosthet Dent*, 112, 680-682.
- PALMER DS, BARCO MT, BÍLLY EJ (1992) Temperature extremes produced orally by hot and cold liquids. *J Prosthet Dent*, 67, 325-327.
- PANAYOTOV IV, ORTÍ V, CUIŠINIÉR F, YACHOUH J (2016) Polyether ether ketone (PEEK) for medical applications. *J Mater Sci Mater Med*, 27, 7, 118.
- PATEL P, HULL T, CABE RW, FLATH D, GRASMEDER J, PERCY M (2010) Mechanism of thermal decomposition of poly(ether ether ketone) (PEEK) from a review of decomposition studies. *Polymer Degradation and Stability*, 95, 709-718.
- PATELA P, HULLA TR, LYONB RE, STOLIÁROVC SI, WALTERSB RN, CROWLEYB S, SAFRONAVA N (2010) Investigation of the thermal decomposition and flammability of PEEK and its carbon and glass-fiber composites, *Polym. Degrad. Stab*, 96, 12-22.
- PETROVIĆ L, POHLE D, MUNSTEDT H, RECHTENWALD T, SCHLEGEL KA, RUPPRECHT S (2006) Effect of betaTCP filled poly ether ether ketone on osteoblast cell proliferation in vitro. *J Biomed Sci*, 13, 41-46.
- PHÍLLÍPS RW (1991) Skinner's Science of Dental Materials. 9th Ed., Philadelphia:W.H. Saunders Co., Chapter 2.
- PÍWOWARCZYK A, LAUER HC, SORENSEN JA (2004) In vitro shear bond strength of cementing agents to fixed prosthodontic restorative materials. *J Prosthet Dent*, 92, 265-273.
- POKORNY D, FULÍN P, SLOUF M, JAHODA D, LANDOR I, SOSNA A (2010) Polyether ether ketone (PEEK). Part II: application in clinical practice. *Acta Chir Orthop Traumatol Cech*, 77, 470-478.
- POON RWY, YEUNG KWK, LIU XY, CHU PK, CHUNG CY, LU WW, CHEUNG KMC, CHAN D (2005) Carbon plasma immersion ion implantation of nickel-titanium shape memory alloys. *Biomaterials*, 26, 2265-2272.
- PROBSTER L, MAÍWALD U, WEBER H (1996) Three-point bending strength of ceramics fused to cast titanium. *European J Oral Sci*, 104, 313-319.

- QUÉRÉ D (2008) Wetting and roughness. *ANNUREVMATERRES*, 38, 71–99.
- RASHED UM, AHMED H, AL-HALWAGY A, GARAMOON AA (2009) Surface characteristics and printing properties of PET fabric treated by atmospheric dielectric barrier discharge plasma. *Eur. Phys. J. Appl. Phys.*, 45, 1, 11001.
- RIVARD CH, RHALMI S, COILLARD C (2002) In vivo biocompatibility testing of peek polymer for a spinal implant system: A study in rabbits. *J. Biomed. Mater. Res*, 62, 488-498.
- RIVEIRO A, SOTO R, COMESANA R VE ARK (2012) Laser surface modification of PEEK. *Applied Surface Science*, 258, 23, 9437–9442.
- ROCHA RF, ANAMI LC, CAMPOS TM, MELO RM, SOUZA RO, BOTTINO MA (2016) Bonding of the Polymer Polyetheretherketone (PEEK) to Human Dentin: Effect of Surface Treatments. *Braz Dent J*, 27, 6, 693-699.
- ROCHFORD ETJ, POULSSON AHC, SALAVARRIETA VARELA J, LEZUO P, RICHARDS RG, MORIARTY TF (2014) Bacterial adhesion to orthopaedic implant materials and a novel oxygen plasma modified PEEK surface, *Colloids Surf. B*, 113, 213-222.
- ROSENTRITT M, PREIS V, BEHR M, SERENO N, KOLBECK C (2015) Shear bond strength between veneering composite and PEEK after different surface modifications. *Clin Oral Investig*, 19, 739-744.
- ROTEL M, ZAHAVI J, TAMIR S, BUCHMAN A, DODIUK H (2000) Pre-Bonding Technology Based On Excimer Laser Surface Treatment. *Appl. Surf. Sci.* 154–155, 610–616.
- RUBERT SC, CALAS MD, BARBERÁ A (2015) Analysis of the feeding system in the injection process of peek in fixed partial dentures. *Procedia Engineering*, 132, 1021-1028.
- RYMUSZKA D, TERPIŁOWSKI K, HOŁYSZ L, MAŃKO D (2015) Influence of plasma treatment on polyetheretherketone (PEEK) surface properties. 22nd International Symposium on Plasma Chemistry, Antwerp, Belgium, 5-10 July, 1-2.

- SAITO A, KOMINE F, BLATZ MB, MATSUMURA H (2010) A comparison of bond strength of layered veneering porcelains to zirconia and metal. *J Prosthet Dent*, 104, 247-257.
- SAMPAIO M, BUCIUMEANU M, HENRIQUES B, SILVA FS, SOUZA JC, GOMES JR (2016) Tribocorrosion behavior of veneering biomedical PEEK to Ti₆Al₄V structures. *J. Mech. Behav. Biomed. Mater*, 54, 123-130.
- SARBADA S, SHIN YC (2017) Superhydrophobic contoured surfaces created on metal and polymer using a femtosecond laser. *Applied Surface Science*, 405, 465-475.
- SAROT JR, CONTAR CM, CRUZ AC, DESOUSA MAGINI R (2010) Evaluation of the stress distribution in CFR-PEEK dental implants by the three-dimensional finite element method. *J. Mater. Sci. Mater. Med*, 21, 2079-2085.
- SASUGA TH, HAGIWARA M (1987) Radiation deterioration of several aromatic polymers under oxidative conditions. *Polymer*, 28, 1915-1921.
- SCHMIDLIN PR, EICHBERGER M, STAWARCZYK B (2016) Glycine: A potential coupling agent to bond to helium plasma treated PEEK?. *Dent Mater*, 32, 2, 305-310.
- SCHMIDLIN PR, STAWARCZYK B, WIELAND M, ATTIN T, HAMMERLE CH, FISCHER J (2010) Effect of different surface pre-treatments and luting materials on shear bond strength to PEEK. *Dent Mater*, 26, 6, 553-559.
- SCHWITALLA A, WILD MULLER (2013) PEEK dental implants: a review of the literature. *J Oral Implantol*, 39, 6, 743-749.
- SCHWITALLA AD, ABOU-EMARA M, SPINTIG T, LACKMANN J, MULLER WD (2015) Finite element analysis of the biomechanical effects of PEEK dental implants on the peri-implant bone. *J Biomech*, 48, 1, 1-7.
- SCHWITALLA AD, ABOU-EMARA M, ZIMMERMANN T, SPINTIG T, BEUER F, LACKMANN J, MULLER WD (2016) The applicability of PEEK-based abutment screws. *J Mech Behav Biomed Mater*, 63, 244-251.
- SCHWITALLA AD, BOTEL F, ZIMMERMANN T, SUTEL M, MULLER WD (2017) The impact of argon/oxygen low-pressure plasma on shear bond strength between a veneering composite and different PEEK materials. *Dent Mater*, 33, 9, 990-994.

- SEMALTIANOS NG (2010) Nanoparticles by Laser Ablation, *Critical Reviews in Solid State and Materials Sciences*, 35, 105-124.
- SEZER HK (2016) Short Review on Laser Texturing and Cleaning Carbon Fibre Composites for Aerospace Applications. *Journal of Polytechnic*, 19, 4, 623-663.
- SHASTRY A, EPİLEPSİA A, CASE MJ, ABBASİ S, BÖHRİNGER KF (2006) Bounds on contact angle hysteresis of textured super-hydrophobic surfaces. *in Proc. MicroTAS*, 122-124.
- SHİMADA Y, YAMAGUCHİ S. TAGAMİ J (2002) Micro-shear bond strength of dual-cured resin cement to glass ceramics. *Dental Materials*, 18, 5, 380-388.
- SİEWERT B, PARRA M (2013) A new group of material in dentistry. Peek as a framework material used in 12-piece implant-supported bridges. *Z Zahnarzt Implantol*, 29, 148-159.
- SİLTHAMPİTAG P, CHAJAREENONT P, TATTAKORN K, BANJONGPRASERT C, TAKAHASHİ H, ARKSORNNUKİT M (2016) Effect of surface pretreatments on resin composite bonding to PEEK. *Dent Mater*, 35, 668-674.
- SİLVA NR, COELHO PG, VALVERDE GB (2011) Surface characterization of Ti and Y-TZP following non-thermal plasma exposure. *J Biomed Mater Res B Appl Biomater*, 99, 199-206.
- SİMSİRİWONG J, SHRESTHA R, SHAMSAEİ N, LUGO M, MOSER RD (2015) Effects of microstructural inclusions on fatigue life of polyether ether ketone (PEEK). *J Mech Behav Biomed Mater*, 51, 388-397.
- SLOT DE, KRANENDONK AA, PARASKEVAS S, VAN DER, WEIJDEN F (2009) The effect of a pulsed Nd:YAG laser in non-surgical periodontal therapy. *J Periodontol.*, 80, 1041-1056.
- SOUZA JCM, BARBOSA SL, ARİZA E, CELİS JP, ROCHA LA (2012) Simultaneous degradation by corrosion and wear of titanium in artificial saliva containing fluorides. *Wear*, (292-293), 82-88.

- SPROESSER O, SCHMIDLIN PR, UHRENBACHER J, EICHBERGER M, ROOS M, STAWARCZYK B (2014) Work of adhesion between resin composite cements and PEEK as a function of etching duration with sulfuric acid and its correlation with bond strength values. *International Journal of Adhesion & Adhesives*, 54, 184-190.
- STABHOLZ A, ZELTSER R, SELA M VE ARK (2003) The use of lasers in dentistry: principles of operation and clinical applications. *Compend Contin Educ Dent*, 24, 935-948.
- STANILAND P, WILDE C, BOTTINO F, DI PASQUALE G, POLLICINO A, RECCA A (1992) Synthesis, characterization and study of the thermal properties of new polyarylene ethers. *Polymer*, 33, 1976-1981.
- STAWARCZYK B, BASLER T, ENDER A, ROOS M, OZCAN M, HÄMMERLE C (2012a) Effect of surface conditioning with airborne-particle abrasion on the tensile strength of polymeric CAD/ CAM crowns luted with self-adhesive and conventional resin cements. *J Prosthet Dent*, 107, 94-101.
- STAWARCZYK B, SENER B, TROTTMANN A, ROOS M, ÖZCAN M, HÄMMERLE CH (2012b) Discoloration of manually fabricated resins and industrially fabricated CAD/CAM blocks versus glass-ceramic: effect of storage media, duration, and subsequent polishing. *Dent Mater J*, 31, 377-383.
- STAWARCZYK B, ENDER A, TROTTMANN A, ÖZCAN M, FISCHER J, HÄMMERLE CH (2012c) Load-bearing capacity of CAD/CAM milled polymeric three-unit fixed dental prostheses: Effect of aging regimens. *Clin Oral Investig*, 16, 1669-1677.
- STAWARCZYK B, BEUER F, WIMMER T, JAHN D, SENER B, ROOS M, SCHMIDLIN PR (2013a) Polyetheretherketone-a suitable material for fixed dental prostheses?. *J Biomed Mater Res Part B Appl Biomater*, 101, 1209-1216.
- STAWARCZYK B, KEUL C, BEUER F, ROOS M, SCHMIDLIN PR (2013b) Tensile bond strength of veneering resins to PEEK: impact of different adhesives. *Dent Mater J*, 32, 441-448.
- STAWARCZYK B, ÖZCAN M, TROTTMANN A, SCHMUTZ F, ROOS M, HÄMMERLE C (2013c) Two-body wear rate of CAD/CAM resin blocks and their enamel antagonists. *J Prosthet Dent*, 109, 325-332.
- STAWARCZYK B, TROTTMANN A, HÄMMERLE CH, ÖZCAN M (2013d) Adhesion of veneering resins to polymethylmethacrylate-based CAD/CAM polymers after various surface conditioning methods. *Acta Odontol Scand*, 71, 1142-1148.

- STAWARCZYK B, BAHR N, BEUER F, WIMMER T, EICHBERGER M, GERNET W, SCHMIDLIN PR (2014a) Influence of plasma pretreatment on shear bond strength of self-adhesive resin cements to polyetheretherketone. *Clin Oral Investig*, 18, 1, 163-170.
- STAWARCZYK B, JORDAN P, SCHMIDLIN PR, ROOS M, EICHBERGER M, GERNET W, KEUL C (2014b) PEEK surface treatment effects on tensile bond strength to veneering resins. *J Prosthet Dent*, 112, 1278-1288.
- STAWARCZYK B, EICHBERGER M, UHRENBACHER J, WIMMER T, EDELHOFF D, SCHMIDLIN PR (2015a) Three-unit reinforced poly ether ether ketone composite FDPs: influence of fabrication method on load bearing capacity and failure types. *J Dent Mater*, 34, 7-12.
- STAWARCZYK B, THRUN H, EICHBERGER M, ROOS M, EDELHOFF D, SCHWEIGER J, SCHMIDLIN PR (2015b) Effect of different surface pretreatments and adhesives on the load-bearing capacity of veneered 3-unit PEEK FDPs. *J Prosthet Dent*, 114, 5, 666-673.
- STEINBERG EL, RATH E, SHLAIFER A, CHECHIK O, MAMAN E, SALAI M (2013) Carbon fiber reinforced PEEK Optima- A composite material biomechanical properties and wear/debris characteristics of CF-PEEK composites for orthopedic trauma implants. *J Mech Behav Biomed Mater*, 17, 221-228.
- STRELTSOV AM, BORRELLI NF (2001) Fabrication and analysis of a directional coupler written in glass by nanosecond femtosecond laser pulses. *Optics Letters*, 26, 42-43.
- STRICKLAND D, MOURO G (1985) Compression of amplified chirped optical pulses. *Opt Commun*, 56, 219-221.
- TACCHEO S, DELLA VALLE G, OSELLAME R, CERULLO G, CHIODO N, LAPORTA P, ... KOPF D (2004) Er:Yb-doped waveguide laser fabricated by femtosecond laser pulses. *Optics Letters*, 29 (22), 2626-2628.
- TAKEDA FH, HARASHIMA T, KIMURA Y, MATSUMOTO K (1998) Efficacy of Er:YAG laser irradiation in removing debris and smear layer on root canal walls. *J Endod*, 24, 548-551.
- TANENBAUM BS (1967) Plasma physics, McGraw Hill Book Comp., New York, 360.

- TANNOUS F, STEINER M, SHAHIN R, KERN M (2012) Retentive forces and fatigue resistance of thermoplastic resin clasps. *Dental Mater*, 28, 273-278.
- TASKONAK B, MECHOLSKY JR JJ, ANUSAVICE KJ (2006) Residual stresses in bilayer dental ceramics. *Biomaterials*, 26, 3235-3241.
- TAUFALL S, EICHBERGER M, SCHMIDLIN PR, STAWARCZYK B (2016) Fracture load and failure types of different veneered polyetheretherketone fixed dental prostheses. *Clin Oral Investig*, 20, 9, 2493-2500.
- TIPTON P (2015) High performance polymers - part one. *Private Dentistry*, October, 60-65.
- TORSTENSON B, BRANNSTROM M (1988) Contraction gap under composite resin restorations: effect of hygroscopic expansion and thermal stress. *Oper Dent*, 13, 24-31.
- TSUKA H, MORITA K, KATO K, KAWANO H, ABEKURA H, TSUGA K (2017) Evaluation of shear bond strength between PEEK and resin-based luting material. *Journal of Oral Biosciences*, 59, 4, 231-236.
- TSUKA H, MORITA K, KATO K, KIMURA H, ABEKURA H, HIRATA I, ... TSUGA K (2018) Effect of laser groove treatment on shear bond strength of resin-based luting agent to polyetheretherketone (PEEK). *Journal of Prosthodontic Research*. doi:10.1016/j.jpor.2018.08.001.
- TUNER J, HODE L (2002) *Laser Therapy, Clinical Practice and Scientific Background*, Prima Books BA, Grangesberg, Sweden.
- TURNER J, PALLER D, MURRELL C (2010) The mechanical effect of commercially pure titanium and poly ether ether ketone rods on spinal implants at the operative and adjacent levels. *Spine*, 35, 1076-1082.
- TUSEK L, NITSCHKE M, WERNER C, STANA-KLEINSCHEK K, RIBITSCH V (2001) Surface characterisation of NH₃ plasma treated polyamide 6 foils, *Colloids and Surfaces A: Physicochemical and Engineering Aspects*, 195, 81-95.
- UDPA N, IYER SR, RAJORIA R, BREYER KE, VALENTINE H, SINGH B, MCDONOUGH SP, BROWN BN, BONASSAR LJ, GAO Y (2013) Effects of chitosan coatings on polypropylene mesh for implantation in a rat abdominal wall model. *Tissue Eng. A*, 19, (23), 24, 2713-2723.

- UHRENBACHER J, SCHMIDLIN PR, KEUL C, EICHBERGER M, ROOS M, GERNET W, STAWARCZYK B (2014) The effect of surface modification on the retention strength of polyetheretherketone crowns adhesively bonded to dentin abutments. *J Prosthet Dent*, 112, 1489-1497.
- ÜŞÜMEZ A, HAMDEMİRCİ N, KÖROĞLU BY, ŞİMŞEK İ, PARLAR Ö, SARI T (2013) Bond strength of resin cement to zirconia ceramic with different surface treatments. *Lasers Med Sci*. 28 (1), 259-66.
- VALANDRO LF, DELLA BONA A, ANTONIO BOTTINO M, NEISSER MP (2005) The effect of ceramic surface treatment on bonding to densely sintered alumina ceramic. *J Prosthet Dent*, 93, 3, 253-261.
- VAN AG (2004) Erbium lasers in dentistry. *Dent Clin North Am*, 48, 4, 1017-1059.
- VAN MEERBEEK B, PEUMANS M, POÏTEVIN A, MINE A, VAN ENDE A, NEVES A, DE MUNCK J (2010) Relationship between bond-strength tests and clinical outcomes. *Dental Materials* :Official Publication of the Academy of Dental Materials, 26, 100-121.
- VERSCHUREN J, HERZELE PV, CLERCK KD, KIEKENS P (2005) Influence of Fiber Surface Purity on Wicking Properties of Needle- Punched Nonwoven After Oxygen Plasma Treatment. *Textile Research Journal*, 75(5), 437-441.
- VOROBYEV A, GUO C (2013) Direct Femtosecond Laser Surface Nano/Microstructuring And Its Applications. *Laser Photonics Rev*, 7, 3, 385–407.
- WANG H, XU M, ZHANG W, KWOK DTK, JIANG J, WU Z, CHU PK (2010) Mechanical and biological characteristics of diamond-like carbon coated poly aryl-ether-etherketone. *Biomaterials*, 31(32), 8181–8187.
- WANG L, HE S, WU X, LIANG S, MU Z, WEI J (2014) Polyetheretherketone/nano-fluorohydroxyapatite composite with antimicrobial activity and osseointegration properties. *Biomaterials*, 35, 6758-6775.
- WANG L, WENG L, SONG S, ZHANG Z, TIAN S, MA R (2011) Characterization of polyether ether ketone–hydroxyapatite nanocomposite materials. *Materials Science and Engineering*, 528, 3689-3696.
- WANG L, ZHANG H, DENG Y, LUO Z, LIU X, WEI S (2015) Study of oralmicrobial adhesion and biofilm formation on the surface of nano-

fluorohydroxyapatite/polyetheretherketone composite. *Zhonghua Kou Qiang Yi Xue Za Zhi*, 50, 378-382.

WEISS C, MUENSTEDT H (2002) Surface modification of polyether ether ketone (PEEK) films for flexible printed circuit boards. *The Journal of Adhesion*, 78, 507-519.

WENNERBERG A, ALBREKTSSON T (2000) Suggested guidelines for the topographic evaluation of implant surfaces. *Int J Oral & Maxillo Imp*, 15, 3, 331-344.

WHITEHEAD SA, SHEARER AC, WATTS DC, WILSON NH (1995) Comparison of methods for measuring surface roughness of ceramic. *J Oral Rehabil*, 22, 421-427.

WINTNER E, STRASSL M (2006) Basic Information on Lasers. Ed.: A. Moritz. Oral Laser Application, Quintessenz Verlags-GmbH, Berlin. 1-55.

WIACEK AE, DUL K (2015) Effect of surface modification on starch/biosurfactant wettability. *Colloids Surf. A*, 480, 351-359.

WIACEK AE, TERPIŁOWSKI K, JURAK M, WORZAKOWSKA M (2016) Effect of low-temperature plasma on chitosan-coated PEEK polymer characteristics. *European Polymer Journal*, 78, 1-13.

WILLIAMS D (2001) New horizons for thermoplastic polymers. *Med Device Technol*, 12, 4, 8-9.

WILLIAMS D (2008) Polyetheretherketone for long-term implantable devices. *Med. Device Technol*, 19, 10-11.

WILLIAMS TS, YU H, HICKS RF (2013) Atmospheric pressure plasma activation of polymers and composites for adhesive bonding: a critical review. *Rev. Adhes*, 1, 46-87.

WILSON A, JONES I, SALAMAT-ZADEH F, WATTS JF (2015) Laser surface modification of poly(etheretherketone) to enhance surface free energy, wettability and adhesion. *International Journal of Adhesion and Adhesives*, 62, 69-77.

WIMMER T, HUFFMANN A M S, EICHBERGER M, SCHMIDLIN PR, STAWARCZYK B (2016) Two-body wear rate of PEEK, CAD/CAM resin composite and PMMA: Effect of specimen geometries, antagonist materials and test set-up configuration. *Dental Materials*, 32, 6, 127-136.

- WINTNER E, STRASSL M (2006) Basic Information on Lasers. Berlin, *Quintessenz Verlags- GmbH*, 100-125.
- WOLFF RB, IHLEMANN J, SCHMIDT H, SCHOLL A (1995) Influence of the laser-spot diameter on photo-ablation rates. *Appl. Phys. A*, 60, 13-17.
- WONG KLWC, LIU WC, PAN HB, FONG MK, LAM WM, CHEUNG WL, TANG WM, CHIU KY (2009) Mechanical properties and in vitro response of strontium-containing hydroxyapatite/ poly ether ether ketone composites. *Biomaterials*, 30, 3810-3817.
- WU X, LIU X, WEI J, MA J, DENG F, WEI S (2012) Nano-TiO₂/PEEK bioactive composite as a bone substitute material: in vitro and in vivo studies. *Int J Nanomed*, 7, 1215-25.
- YALIZAY B, ERSOY T, SOYLU B, AKTURK (2012) Fabrication of nanometer-size structures in metal thin films using femtosecond laser Bessel beams. *Appl. Phys. Lett*, 100, 62-65.
- YANG B, SCHARNBERG M, WOLFART S, QUAAS AC, LUDWIG K, ADELUNG R, KERN M (2007) Influence Of Contamination On Zirconiaceramic Bonding. *Dent Res*, 81, 283–290.
- ZHANG S, AWAJA F, JAMES N, MCKENZIE DR, RUYS AJ (2011) Autohesion of plasmatreated semi-crystalline PEEK: comparative study of argon, nitrogen and oxygen treatments. *Colloids Surf. Physicochem. Eng. Asp*, 374, 88-95.
- ZHOU L, QIAN Y, ZHU Y, LIU H, GAN K, GUO J (2014) The effect of different surface treatments on the bond strength of PEEK composite materials. *Dent Mater*, 30, 8, 209-215.
- ZOİDİS P, BAKİRİ E, POLYZOİS G (2016) Using modified polyetheretherketone (PEEK) as an alternative material for endocrown restorations: A short-term clinical report. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 117, 3, 335–339.
- ZORBA V, PERSANO L, PISIGNANO D, ATHANASSIOU A, STRATAKIS E, CINGOLANI R, TZANETAKIS P, FOTAKIS C (2006) Making Silicon Hydrophobic: Wettability Control By Twolengthscale Simultaneous Patterning With Femtosecond Laser Irradiation. *Nanotechnology*, 17, 13, 32-34.

6. ÖZGEÇMİŞ

Fatoş TÜRKKAL 18.06.91 tarihinde Lefkoşa'da doğdu. İlk, orta ve lise eğitimini K.K.T.C'de tamamlayıp 2009 yılında üniversite eğitimi için Yakın Doğu Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi'ne başladı. Üniversite eğitimini 2014 yılında tamamlayıp uzmanlık sınavına girdi. 2016 yılında Kırıkkale Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı'nda uzmanlık eğitimine başlamış olup halen görevine devam etmektedir.

