



TÜRKİYE CUMHURİYETİ
KARADENİZ TEKNİK ÜNİVERSİTESİ
DİŞ HEKİMLİĞİ FAKÜLTESİ

PROTETİK DİŞ TEDAVİSİ ANABİLİM DALI

**FARKLI YÜZEY İŞLEMLERİNİN POLİETERETERKETON (PEEK)
İLE YUMUŞAK ASTAR MATERYALİ ARASINDAKİ BAĞLANTIYA
ETKİSİNİN İNCELENMESİ**

İrem ÜNAL KARATEPE

UZMANLIK TEZİ

Prof. Dr. Fatih Mehmet KORKMAZ

TRABZON-2022



TÜRKİYE CUMHURİYETİ
KARADENİZ TEKNİK ÜNİVERSİTESİ
SAĞLIK BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ
DİŞ HEKİMLİĞİ FAKÜLTESİ

PROTETİK DİŞ TEDAVİSİ ANABİLİM DALI

**FARKLI YÜZEY İŞLEMLERİNİN POLİETERETERKETON (PEEK)
İLE YUMUŞAK ASTAR MATERYALİ ARASINDAKİ BAĞLANTIYA
ETKİSİNİN İNCELENMESİ**

İREM ÜNAL KARATEPE
ORCID: 0000-0003-1879-4964

UZMANLIK TEZİ

Prof. Dr. Fatih Mehmet KORKMAZ
ORCID: 0000-0001-9324-2014

TRABZON-2022

BEYAN

Bu tez çalışmasının Karadeniz Teknik Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü Tez Hazırlama ve Yazım Kılavuzu standartlarına uygun olarak hazırlanarak yazıldığını, tezin akademik ve etik kurallara bağlı kalınarak gerçekleştirilmiş özgün bir bilimsel araştırma eserim olduğunu, tezde yer alan ve bu tez çalışmasıyla elde edilmeyen tüm bilgi ve yorumlara kaynak gösterdiğimi ve kullanılan kaynakların kaynaklar listesinde yer aldığını, tezin çalışılması ve yazımı aşamalarda patent ve telif haklarını ihlal edici bir davranışımın olmadığını ve Karadeniz Teknik Üniversitesi Bilimsel Araştırma Projeleri Birimi tarafından TDH-2019-8491 proje kodu ile desteklendiğini beyan ederim.

13.06.2022

İrem ÜNAL KARATEPE

İthaf

Varlıklarıyla bana güç veren sevgili eşim Yusuf ve canım oğlum Aras'a...



TEŞEKKÜR

Uzmanlık eğitimim ve tez çalışmam boyunca, büyük bir sabır ve titizlik ile bana her zaman yardımcı olan, mesleki bilgi, tecrübe ve yaklaşımları ile yol gösteren, kıymetli danışman hocam Prof. Dr. Fatih Mehmet KORKMAZ'a,

Eğitimim süresince bilgi ve tecrübelerini hiçbir zaman esirgemeyen, akademik ve klinik deneyimleri ile beni her zaman destekleyen değerli hocalarım Prof. Dr. Sedanur TURGUT ve Doç. Dr. Elif AYDOĞAN AYAZ'a,

Uzmanlık eğitimim süresince beni hep daha iyisi için yüreklendiren, mesleki olarak kendisinden çok şey öğrendiğim değerli hocam Prof. Dr. Subutay Han ALTINTAŞ'a,

Tezimin istatistiksel analizinde bilgisinden faydalandığım değerli hocam Prof. Dr. Tamer TÜZÜNER'e,

Tezimin deney çalışmalarında destek sağlayan hocam Prof. Dr. Zeynep YEŞİL DUYMUŞ, Prof. Dr. Gençaga PÜRÇEK, Dr. Öğr. Üyesi Harun YANAR ve Fiberlast Lazer Sistemleri'ne,

Tez çalışmama TDH-2019-8491 numarası ile destek sağlayan Karadeniz Teknik Üniversitesi Bilimsel Araştırma Projeleri Birimine,

Uzmanlık eğitimim süresince birlikte çalışmaktan mutluluk duyduğum asistan arkadaşlarıma,

Asistanlık hayatımızda birbirimize hep destek olduğumuz, birçok şey paylaştığımız dostlarım Beyza ZAIM, Özlem KAYA, Sinem ESEN MUTLU, Turgay MUTLU'ya,

Karadeniz Teknik Üniversitesi Protetik Diş Tedavisi Bölümü çalışanlarına,

Bugünlere gelmem için hiçbir fedakarlıktan kaçınmayan, varlıklarıyla bana her zaman güç veren ve beni her koşulda destekleyen canım annem Berrin ÜNAL'a, canım babam Sertaç ÜNAL'a ve canımın içi biricik kardeşim İzem ÜNAL'a,

Her anımda yanımda olan, sevgi ve desteğini her zaman hissettiğim canım eşim Yusuf'a ve hayatıma renk katan oğlum Aras'a,

Tüm kalbimle teşekkür ederim...

İrem ÜNAL KARATEPE

İÇİNDEKİLER

Sayfa

İÇ KAPAK SAYFASI

ONAY

BEYAN

İthaf

TEŞEKKÜR

İÇİNDEKİLER

vi

TABLolar DİZİNİ

vii

ŞEKİLLER DİZİNİ

viii

KISALTMALAR, SİMGELER ve FORMÜLLER DİZİNİ

ix

ÖZET

x

ABSTRACT

xi

1. GİRİŞ ve AMAÇ

1

2. GENEL BİLGİLER

4

2.1. Polimerler ve Polimerlere Ait Genel Tanımlar

4

2.1.1. Protez Kaide Polimerleri

4

2.1.1.1. Protez Kaide Materyallerinin Sınıflandırılması

5

2.1.1.2. PMMA

6

2.1.1.3. Asetal Rezinler

7

2.1.1.4. Poliamid (Naylon)

8

2.2. PEEK Polimerinin Yapısı ve Polimerizasyonu

8

2.2.1. PEEK Polimerinin Kimyasal Dayanıklılığı

9

2.2.2. PEEK Polimerinin Mekanik Dayanıklılığı

9

2.2.3. PEEK Polimerinin Termal Dayanıklılığı

10

2.2.4. PEEK Polimerinin Sterilizasyon ve Işınlara Karşı Dayanıklılığı	10
2.2.5. PEEK Polimerinin Aşınma Dayanıklılığı	10
2.2.6. PEEK Polimerinin Biyouyumluluğu	11
2.3. PEEK Polimerlerinin Medikal Kullanım Alanları	11
2.4. PEEK Polimerlerinin Dental Kullanım Alanları	11
2.4.1. PEEK'in İmplant Materyali Olarak Kullanımı	11
2.4.2. PEEK'in Abutment Materyali Olarak Kullanımı	12
2.4.3. PEEK'in Hareketli Bölümlü Protez ve Obtüratör Materyali Olarak Kullanımı	12
2.4.4. PEEK'in Sabit Protez Materyali Olarak Kullanımı	13
2.5. PEEK Altyapı Üretim Yöntemleri	14
2.5.1. Enjeksiyon Kalıplama Yöntemi	14
2.5.2. CAD/CAM (Bilgisayar Destekli Tasarım/ Bilgisayar Destekli Üretim) ile Üretim	15
2.6. PEEK Yüzey Modifikasyon Yöntemleri	15
2.6.1. Mekanik Bağlantı Oluşturan İşlemler	16
2.6.1.1. Alüminyum Oksit Partikülleri ile Kumlama	16
2.6.1.2. Plazma ile Yüzey Modifikasyonu	17
2.6.1.3. Asitlerle Pürüzlendirme	17
2.6.1.4. Lazer ile Pürüzlendirme	19
2.6.2. Kimyasal Bağlantı Oluşturan Adeziv İşlemler	24
2.6.3. Hem Kimyasal Hem Mekanik Bağlantı Oluşturan İşlemler	25
2.6.3.1. Tribokimyasal Silika Kaplama	25
2.7. Protezlerin Astarlanması	26
2.7.1. Sert Astar Materyalleri	26
2.7.2. Doku Düzenleyiciler	27

2.7.3. Yumuşak Astar Materyalleri	27
2.7.3.1. Yumuşak Astar Materyallerinin Endikasyonları	28
2.7.3.2. Daimi Yumuşak Astar Materyalleri	28
2.7.3.3. Yumuşak Astar Materyalinin Klinik Uygulaması	31
2.7.3.4. Yumuşak Astar Materyallerinin Avantajları	33
2.7.3.5. Yumuşak Astar Materyallerinde Karşılaşılan Sorunlar	33
2.7.3.6. Yumuşak Astar Materyallerinin Kaide ile Bağlantısı	35
2.8. Materyallerin Yüzeylerini İncelemek Amacıyla Kullanılan Yüzey Analiz Yöntemleri	38
2.8.1. Profilometre ile Yüzey Pürüzlülüğü Ölçümü	38
2.8.2. Stereomikroskop	38
2.8.3. Taramalı Elektron Mikroskobu (TEM)	38
2.9. Yapay Yaşlandırma Yöntemleri	39
2.9.1. Termal Siklus	39
2.9.2. Mekanik Siklus	39
3. GEREÇ ve YÖNTEM	40
3.1. PEEK Örneklerin Hazırlanması	42
3.1.1. PEEK Örneklerin Kesilmesi	43
3.1.2. PEEK Örneklerin Akrilik Silindirlere Gömülmesi ve Son Polisaj İşlemlerinin Yapılması	44
3.2. PEEK Örneklerin Yüzey Pürüzlendirme İşlemleri	46
3.3. Yüzey İşlemleri Yapılan Örneklerde Yüzey Analizleri	53
3.3.1. Profilometre ile Yüzey Analizi	53
3.3.2. Taramalı Elektron Mikroskobu (TEM) Analizi	54
3.4. Hazırlanan Örneklerle Üst Yapıların Oluşturulması	55

3.4.1. Test Düzenineğinin ve Yumuşak Astar Materyali için Tutucu Parçaların Hazırlanması	55
3.4.2. Yumuşak Astar Materyali Uygulanması	57
3.5. Termal Yaşlandırma Uygulaması	58
3.6. Çekme Bağlanma Dayanımı Ölçülmesi	58
3.7. Kopma Şekillerinin İncelenmesi	59
3.8. Taramalı Elektron Mikroskop (TEM) ve Enerji Dağılım Spektrometresi (EDS) Analizi	60
3.9. İstatistiksel Analiz	60
4. BULGULAR	61
4.1. Yüzey Pürüzlülüğü Testi Sonuçları	61
4.2. Çekme Bağlanma Dayanım Testi Bulguları	63
4.3. Failure Mode Bulguları	65
4.4. Yüzey İşlemi Yapılan Örneklerin Taramalı Elektron Mikroskobu (TEM) ile İncelenmesi	65
4.5. Çekme Bağlanma Deneyi Testi Sonrası Örneklerinin Kopma Yüzeylerinin Tarama Elektron Mikroskop (TEM) ve Enerji Dağılım Spektrometresi (EDS) Analizi	70
5. TARTIŞMA ve SONUÇ	82
6. KAYNAKLAR	102
ÖZGEÇMİŞ	125

TABLÖLAR DİZİNİ

Tablo No		Sayfa
Tablo 1.	Lazer sistemlerinin sınıflandırılması	20
Tablo 2.	Çalışmada kullanılan materyaller	40
Tablo 3.	Çalışmada kullanılan cihazlar	41
Tablo 4.	Gruplara ait yüzey pürüzlülük değerleri	61
Tablo 5.	Gruplara göre çekme bağlanma dayanım testi sonuçları (MPa)	63
Tablo 6.	Gruplardaki örneklerin kırılma tiplerinin oranları (%)	65

ŞEKİLLER DİZİNİ

Şekil No		Sayfa
Şekil 1.	PAEK polimer ailesi ve PEEK polimerinin yeri	8
Şekil 2.	PEEK monomer biriminin kimyasal yapısı	9
Şekil 3.	Elektromanyetik spektrum	21
Şekil 4.	Tez çalışmasına ait iş akış şeması	40
Şekil 5.	Gruplara ait yüzey pürüzlülük değerleri (μm)	62
Şekil 6.	Gruplara ait ortalama çekme bağlanma dayanımı değerleri (MPa)	64

RESİMLER DİZİNİ

Resim No		Sayfa
Resim 1.	Çalışmamızda kullanılan BioHPP PEEK blok	42
Resim 2.	PEEK örneklerin hazırlanmasında kullanılan CAD/CAM cihazı	42
Resim 3.	CAD/CAM cihazı yardımıyla elde edilen PEEK örnekler	43
Resim 4.	Micracut hassas kesim cihazı	43
Resim 5.	Hassas kesim cihazı ile 7x7x2 mm boyutlarında hazırlanan PEEK örnekler	44
Resim 6.	Otopolimerizan akrilik rezine gömülmüş PEEK örnekler	44
Resim 7.	Çalışmamızda kullanılan polisaj cihazı	45
Resim 8.	Çalışmamızda kullanılan ultrasonik temizleme cihazı	45
Resim 9.	Polisaj cihazı ile yüzey standardizasyonu yapılan PEEK örneklerin görüntüsü	45
Resim 10.	Herhangi bir yüzey işlemi uygulanmamış PEEK örnekler	46
Resim 11.	Mikropipet yardımıyla %98'lik sülfürik asit uygulaması	47
Resim 12.	Sülfürik asit uygulanmış PEEK örnekler	47
Resim 13.	Çalışmamızda kullandığımız %98'lik sülfürik asit	47
Resim 14.	Çalışmamızda kullanılan 50 μ Al ₂ O ₃ kum ve kumlama cihazı	48
Resim 15.	50 μ Al ₂ O ₃ kum ile kumlama yapılan örnekler	48
Resim 16.	Çalışmamızda kullanılan 110 μ Al ₂ O ₃ kumu	48

Resim 17.	110µ'lik Al ₂ O ₃ kumu ile kumlama yapılan örnekler	49
Resim 18.	Farklı çıkış güçleri ile Er, Cr: YSGG lazer uygulanan ön çalışma örnekleri	49
Resim 19.	Çalışmamızda kullanılan Er, Cr: YSGG lazer	50
Resim 20.	Er, Cr: YSGG lazer (2W) uygulanan PEEK örnekler	51
Resim 21.	Er, Cr: YSGG lazer (3W) uygulanan PEEK örnekler	
Resim 22.	Çalışmamızda kullanılan ultrahızlı fiber lazer cihazının görüntüsü	51
Resim 23.	Ultrahızlı fiber lazer (5W) uygulanan PEEK örnekler	52
Resim 24.	Ultrahızlı fiber lazerin 10W çıkış gücüyle PEEK örneğe uygulanması	53
Resim 25.	Ultrahızlı Fiber lazer (10W) uygulanan PEEK örnekler	53
Resim 26.	Çalışmamızda kullanılan profilometre cihazı	54
Resim 27.	Çalışmamızda kullanılan yüzey kaplama cihazı	54
Resim 28.	Çalışmamızda kullanılan TEM analiz cihazı	55
Resim 29.	Tüp şeklinde ürettirilen plastik silindirler	56
Resim 30.	Yumuşak astar materyali için tutucu görevi üstlenecek akrilik rehberlerin görüntüsü	56
Resim 31.	Çekme testinde tutucu vazifesi görecek aparat	57
Resim 32.	Çalışmamızda kullanılan yumuşak astar materyali ve intraoral uç	57
Resim 33.	Termal yaşlandırma uygulaması	58
Resim 34.	PEEK örneğe çekme testinin uygulanması	59
Resim 35.	Çalışmamızda kullanılan stereomikroskop	59
Resim 36.	Çalışmamızda kullanılan EDS analiz cihazı	60
Resim 37.	Kontrol grubunun TEM görüntüleri	66

Resim 38.	Sülfürik asit grubunun TEM görüntüleri	66
Resim 39.	Kumlama 50 μ grubunun TEM görüntüleri	67
Resim 40.	Kumlama 110 μ grubunun TEM görüntüleri	67
Resim 41.	Er, Cr: YSGG lazer 2W grubunun TEM görüntüleri	67
Resim 42.	Er, Cr: YSGG lazer 3W grubunun TEM görüntüleri	68
Resim 43.	Ultrahızlı fiber lazer 5W grubunun TEM görüntüleri	68
Resim 44.	Ultrahızlı fiber lazer 10W grubunun TEM görüntüleri	68
Resim 45.	Kontrol grubunun adeziv kopma örneğinin TEM görüntüleri	70
Resim 46.	Kontrol grubunun adeziv kopma yüzeyinin EDS analizi sonuçları	70
Resim 47.	Kontrol grubunun miks kopma örneğinin TEM görüntüleri	71
Resim 48.	Kontrol grubunun miks kopma yüzeyinin EDS analizi sonuçları	71
Resim 49.	Kontrol grubunun koheziv kopma örneğinin TEM görüntüleri	72
Resim 50.	Kontrol grubunun koheziv kopma yüzeyinin EDS analizi sonuçları	72
Resim 51.	Sülfürik asit grubunun adeziv kopma örneğinin TEM görüntüleri	72
Resim 52.	Sülfürik asit grubunun adeziv kopma yüzeyinin EDS analizi	73
Resim 53.	Sülfürik asit grubunun miks kopma örneğinin TEM görüntüleri	73
Resim 54.	Sülfürik asit grubunun miks kopma yüzeyinin EDS analizi	73
Resim 55.	Sülfürik asit grubunun koheziv kopma örneğinin TEM görüntüleri	74
Resim 56.	Sülfürik asit grubunun koheziv kopma yüzeyinin EDS analizi	74
Resim 57.	Kumlama 50 μ m grubunun koheziv kopma örneğinin TEM görüntüleri	74
Resim 58.	Kumlama 50 μ m grubunun koheziv kopma yüzeyinin EDS analizi	75
Resim 59.	Kumlama 110 μ m grubunun miks kopma örneğinin TEM görüntüleri	75
Resim 60.	Kumlama 110 μ m grubunun miks kopma yüzeyinin EDS analizi	75
Resim 61.	Kumlama 110 μ m grubunun koheziv kopma örneğinin TEM görüntüleri	76

Resim 62.	Kumlama 110 μ m grubunun koheziv kopma yüzeyinin EDS analizi	76
Resim 63.	Er, Cr: YSGG lazer 2W grubunun adeziv kopma örneğinin TEM görüntüleri	76
Resim 64.	Er, Cr: YSGG lazer 2W grubunun adeziv kopma yüzeyinin EDS analizi	77
Resim 65.	Er, Cr: YSGG lazer 2W grubunun miks kopma örneğinin TEM görüntüleri	77
Resim 66.	Er, Cr: YSGG lazerin 2W grubunun miks kopma örneğinin EDS analizi	77
Resim 67.	Er, Cr: YSGG lazer 2W grubunun koheziv kopma örneğinin TEM görüntüleri	78
Resim 68.	Er, Cr: YSGG lazer 2W grubunun koheziv kopma yüzeyinin EDS analizi	78
Resim 69.	Er, Cr: YSGG lazer 3W grubunun miks kopma örneğinin TEM görüntüleri	78
Resim 70.	Er, Cr: YSGG lazer 3W grubunun miks kopma yüzeyinin EDS analizi	79
Resim 71.	Ultrahızlı fiber lazer 5W grubunun adeziv kopma örneğinin TEM görüntüleri	79
Resim 72.	Ultrahızlı fiber lazer 5W grubunun adeziv kopma yüzeyinin EDS analizi	79
Resim 73.	Ultrahızlı fiber lazer 5W grubunun miks kopma örneğinin TEM görüntüleri	80
Resim 74.	Ultrahızlı fiber lazer 5W grubunun miks kopma yüzeyinin EDS analizi	80
Resim 75.	Ultrahızlı fiber lazer 10W grubunun miks kopma örneğinin TEM görüntüleri	80
Resim 76.	Ultrahızlı fiber lazer 10W grubunun miks kopma yüzeyinin EDS analizi	81
Resim 77.	Ultrahızlı fiber lazer 10W grubunun koheziv kopma örneğinin TEM görüntüleri	81
Resim 78.	Ultrahızlı fiber lazer 10W grubunun koheziv kopma yüzeyinin EDS analizi	81

KISALTMALAR, SİMGELER ve FORMÜLLER DİZİNİ

Kısaltmalar

BT	Bilgisayarlı Tomografi
CAD/CAM	Computer Aided Design/ Computer Aided Manufacturing
CFR-PEEK	Carbon Fiber Reinforcement- Polietereterketon
CO ₂	Karbondioksit
Cr- Co	Krom- Kobalt
Er, Cr: YSGG	Erbium, Chromium: Yttrium Scandium Gallium Garnet
Er: YAG	Erbium Yttrium Aluminium Garnet
GFR-PEEK	Glass Fiber Reinforcement- Polietereterketon
GPa	Giga Pascal
HA	Hidroksiapatit
KGy	Kilo Gray
MGy	Mega Gray
MPa	Mega Pascal
MMA	Metil metakrilat
MR	Manyetik Rezonans
N	Newton
Nd: YAG	Neodmium: yttrium-aluminium-garnet
PAEK	Poliarileterketon
PEEK	Polietereterketon
PEKK	Polieterketonketon
PEMA	Polietil metakrilat
PMMA	Polimetil metakrilat
POM	Polioksimetilen
TEM	Taramalı Elektron Mikroskobu
UV	Ultraviyole
W	Watt
Y-TZP	Yttria ile Stabilize Tetragonal Zirkonya Polikristali

Simgeler

dk	Dakika
Hz	Hertz
mj	Milijoule
nm	Nanometre
sn	Saniye
μ	Mikron
μm	Mikrometre
$^{\circ}\text{C}$	Santigrat derece
<	Küçüktür
>	Büyüktür
=	Eşittir

Formüller

Al_2O_3	Alüminyum oksit
H_2SO_4	Sülfürik asit
TiO_2	Titanyum dioksit
HNO_3	Nitrik asit
H_2O_2	Hidrojen peroksit
$-\text{SO}_3$	Sülfonat grubu
HF	Hidroflorik asit

ÖZET

Farklı Yüzey İşlemlerinin Polietetereterketon (PEEK) ile Yumuşak Astar Materyali Arasındaki Bağlantıya Etkisinin İncelenmesi

Bu çalışmanın amacı; PEEK yüzeyine uygulanan çeşitli yüzey işlemlerinin yüzey pürüzlülüğüne ve yumuşak astar materyali ile arasındaki bağlanma dayanımına etkisini araştırmaktır. CAD/CAM ve hassas kesme cihazı yardımıyla 7x7x2mm boyutlarında PEEK örnekler hazırlanmış ve uygulanacak yüzey işlemine göre rastgele 8 gruba ayrılmıştır (n=12): Grup 1; kontrol (herhangi bir yüzey işlemi uygulanmamış), Grup 2; %98'lik sülfürik asit uygulaması, Grup 3; 50µm Al₂O₃ ile kumlama, Grup 4; 110µm Al₂O₃ ile kumlama, Grup 5; Er, Cr: YSGG lazer (2W), Grup 6; Er, Cr: YSGG lazer (3W), Grup 7; ultrahızlı fiber lazer (5W), Grup 8; ultrahızlı fiber lazer (10W). Uygulanan yüzey işlemleri sonrası tüm örneklerin profilometre ile pürüzlülük değerleri ölçüldü ve her gruptan seçilen birer örneğin Taramalı Elektron Mikroskopu (TEM) altında yüzey incelemesi yapıldı. Sonrasında PEEK örneklerle yumuşak astar materyali bağlandı. Tüm örneklerle 5000 siklus termal yaşlandırma işlemi uygulandı ve örnekler universal test cihazına bağlanarak çekme bağlanma dayanım değerleri tespit edildi. Örneklerin kopma yüzeyleri stereomikroskopla incelendi ve kopma tipleri belirlendi. Tüm gruplardan her kopma tipine göre temsilen bir örneğe TEM ve Enerji Dağılım Spektrometresi (EDS) analizi yapıldı. Elde edilen yüzey pürüzlülüğü ve bağlanma dayanımı verilerinin tek yönlü ANOVA ve Tukey's post hoc testi ile istatistiksel analizi yapıldı. 3W Er, Cr: YSGG lazer grubundaki örneklerde en yüksek yüzey pürüzlülük değerleri elde edilirken, en yüksek bağlanma dayanımı değeri 110µm Al₂O₃ partikülleri ile pürüzlendirme yapılan örneklerde tespit edildi. En düşük yüzey pürüzlülük ve bağlanma dayanımı değerleri kontrol grubunda görüldü. 110µm Al₂O₃ ile kumlama grubu, tüm gruplardan istatistiksel olarak daha yüksek bağlanma dayanımı değerleri gösterdi (p<0.05). 5W ultrahızlı fiber lazer uygulaması hariç tüm lazer grupları kontrol grubundan daha yüksek bağlanma dayanım değerleri gösterdi (p<0.001). Sülfürik asit uygulanan örneklerin bağlanma dayanımı değerleri kontrol grubu ile benzer bulundu. Sonuç olarak lazer uygulamaları parametreleri doğru seçilmek kaydıyla PEEK ile yumuşak astar materyali arasındaki bağlanma dayanımını arttırmak için kumlama işlemine alternatif olarak kullanılabilir.

Anahtar Kelimeler: Bağlantı, Dental Lazer, Çekme, PEEK, Yumuşak Astar Materyali, Yüzey İşlemi

ABSTRACT

Investigation of the Effect of Different Surface Treatments on the Bonding Between Polyetheretherketone (PEEK) and Soft Lining Materials

The aim of this study to investigate the effect of various surface treatments applied on the PEEK surface on the surface roughness and bond strength between soft lining material. With the help of CAD/CAM and a precision cutting device, 7x7x2mm PEEK samples were prepared and randomly divided into 8 groups according to the surface treatment to be applied (n=12): Group 1; control (no surface treatment applied), Group 2; 98% sulfuric acid application, Group 3; Sandblasting with 50 μ m Al₂O₃, Group 4; Sandblasting with 110 μ m Al₂O₃, Group 5; Er, Cr: YSGG laser (2W), Group 6; Er, Cr: YSGG laser (3W), Group 7; ultrafast fiber laser (5W), Group 8; ultrafast fiber laser (10W). After the applied surface treatments, the roughness values of all samples were measured with a profilometer, and the surface examination of one sample selected from each group was performed under a Scanning Electron Microscope (SEM). Afterward, soft lining material was bonded to PEEK samples. 5000 cycles of thermal aging were applied to all samples, and the tensile bond strength values were determined by connecting the samples to a universal test device. The failure surfaces of the samples were examined with a stereomicroscope and the failure types were determined. TEM and Energy Dispersive Spectrometer (EDS) analyses were performed on a representative sample from all groups according to each failure type. The obtained surface roughness and bond strength data were statistically analyzed using one-way ANOVA and Tukey's post hoc test. While the highest surface roughness values were obtained in the 3W Er, Cr: YSGG laser group samples, the highest bond strength value was found in the samples sandblasting with 110 μ m Al₂O₃ particles. The lowest surface roughness and bond strength values were observed in the control group. Sandblasting group with 110 μ m Al₂O₃ showed statistically higher bond strength values than all groups (p<0.05). Except for the 5W ultrafast fiber laser application, all-laser groups showed higher bond strength values than the control group (p<0.001). The bond strength values of the samples treated with sulfuric acid were found to be similar to the control group. As a result, laser applications can be used as an alternative to sandblasting to increase the bond strength between PEEK and soft lining material, provided that the parameters are chosen correctly.

Keywords: Bonding, Dental Laser, Tensile, PEEK, Soft Lining Material, Surface Treatment

1. GİRİŞ VE AMAÇ

Hareketli protezlerde protezin bozulan doku uyumunu yeniden sağlamak, doku üzerindeki basıncı eşit dağıtarak minimuma indirmek ve andırkat bölgelerinden faydalanılarak protezin tutuculuğunu artırmak amacıyla yumuşak astar materyalleri sıklıkla kullanılmaktadır. Yumuşak astar materyallerinin kullanımıyla hasta memnuniyeti artırılarak protezin kullanım ömrünün uzaması sağlanır (1). Yumuşak astar materyallerinde protez kaidesiyle bağlanma yeteneğinin yüksek olması, uzun süre yumuşaklığını koruyabilmesi ve mikroorganizma ve plak tutunumunun az olması istenen özellikler arasındadır. Bağlanma dayanımının düşük olduğu durumlarda yumuşak astar materyali ve kaide arasında bakteri kolonizasyonu meydana gelmektedir. Bu durum astar materyalinin hızlı parçalanmasına, renklenme ve kötü koku oluşmasına yol açmakta ve materyal ömrünün kısılmasına neden olmaktadır (2). Bu bağlantının bozulması nedeniyle klinik kullanım süresinden daha kısa sürede yeniden astarlama ihtiyacı doğmaktadır. Bu durum hastaya ilave maliyet ve ilave randevu gerekliliğini ortaya çıkarmaktadır. Yumuşak astar materyallerinin protez kaide plağı ile bağlanma dayanımının yüksek olması, protezin ve astar materyalinin fonksiyonda kalma süresini uzatmakla birlikte mikroorganizma tutulumunu da azaltarak ağız sağlığının devam ettirilmesine de katkı sağlaması açısından oldukça önemlidir. Günümüzde yumuşak astar materyalleri ile protez kaide plağı arasındaki bağlanma dayanımı istenilen seviyede olmadığından iki materyal arasındaki bağlanma dayanımının artırılması üzerine bir çok çalışma yapılmıştır (3).

Günümüz diş hekimliğinde hareketli protezlerde ve obtüratörlerde kaide materyali olarak kullanılan pek çok materyal bulunsa da bunların hiçbiri ideal özelliklere sahip değildir. Kullanılan en yaygın kaide materyali olan polimetilmetakrilat (PMMA) rezinlerin; uygulama kolaylığı, hastalar tarafından yüksek kabul edilebilirliği, ekonomik ve estetik olmasının yanı sıra yüksek boyutsal stabilite gibi pek çok avantajı bulunurken, bükülme ve kırılma dayanımının düşük olması ve su emiciliğinin yüksek olması gibi dezavantajları da mevcuttur (4). Hareketli protezlerde kaide materyali olarak kullanılan termoplastik rezinlerden bir diğeri de asetale rezinlerdir. Polioksimetilen asetale rezinler aşınma ve kırılma dayanımı yüksek, esnek materyallerdir. Bu nedenle hareketli bölümlü protezlerde kroşe yapımında ve tek taraflı hazırlanan hareketli protezler için kaide materyali olarak ideal özellik gösterirler. Asetale rezinlerin doğal translusensi göstermemeleri nedeniyle estetik olmamaları en büyük dezavantajlarından biridir (5). Bir diğere termoplastik materyal olan

naylon ise poliamidlerin diamin ve dibazik monomeridir. Su emiciliği yüksek olan poliamidler çok hızlı renklenirler ve tekrarlayan protez kırığı veya akrilik rezin alerjisi olan hastalarda kullanım gibi çok sınırlı endikasyona sahiptirler (6). Tüm bu dezavantajlar göz önünde bulundurulduğunda günümüzde kullanılan hiçbir materyal hareketli protezler için ideal kaide materyali özelliklerini taşımamaktadır. Poliarileterketon ailesine ait bir yüksek ısı polimeri olan polietereterketon (PEEK) gelişmiş özellikleriyle güncel bir biyomateryaldir. Termoplastik bir materyal olan PEEK, yüksek kırılma dayanımı, düşük elastisite modülü, biyouyumlu olması, su emiciliğinin az olması nedeniyle protetik diş hekimliğinde pek çok alanda kullanılmaktadır. PEEK; cilalanabilme yeteneğinin yüksek olması, plak afinitesinin düşük olması, alerjik olmaması, aşınma direncinin iyi olması, boyutsal olarak stabil olması, çiğneme kuvvetleri karşısında yeterli dirence sahip olması, beyaz-gri ve pembe renk seçeneklerine sahip olması gibi özellikleriyle obtüratörlerde ve hareketli protezlerde kaide ve altyapı materyali olarak kullanılabilir (7–10). Akrilik veya kompozit rezinle veneerlenerek kullanılabilen bu materyalin dezavantajı düşük yüzey enerjisi nedeniyle bağlanma dayanımının düşük olmasıdır (11). Kompozit rezin ve akrilik rezinle yapılan çalışmalarda PEEK'in mekanik ve kimyasal yüzey özelliklerini değiştirerek PEEK ile rezinler arasındaki bağlanma dayanımının artırılması hedeflenmiştir (12–14). PEEK ile veneer materyali arasındaki bağlanma dayanımını artırmak amacıyla, sülfürik asit uygulaması, piranha solüsyonu uygulaması, alüminyum oksit ile kumlama, tribokimyasal silika kaplama, plazma sprey uygulaması, lazer ile pürüzlendirme ve çeşitli liner materyallerinin uygulanması gibi birçok yüzey işlemi uygulanmaktadır (10, 15, 16).

Planlanan bu çalışmanın amacı; daha uzun ömürlü ve daha konforlu protezler hazırlayabilmek için kaide materyali olarak kullanılan PEEK yüzeyine yumuşak astar materyali uygulandığında bağlantı dayanımının en yüksek olduğu en uygun yüzey işlemini belirlemektir. PEEK materyalinin yüzeyine uygulanan farklı partikül boyutundaki alüminyum oksit ile kumlama işlemi, farklı çıkış güçlerinde ultrahızlı fiber lazer uygulanması, Er, Cr: YSGG lazer uygulamasının ve sülfürik asit ile pürüzlendirme işlemlerinin bağlantı dayanımına olan etkilerinin karşılaştırılması temel hedefimiz olmuştur. Farklı yüzey işlemleri ile elde edilen yüzey pürüzlülüğü ve bu pürüzlülüğün bağlantı dayanımına olabilecek olası etkisinin değerlendirilmesi diğer bir amacımızdır. Bu sayede güncel bir materyal olan PEEK ile yapılan çalışmalarda daha kapsamlı karşılaştırmaların ve doğru işlem protokolünün belirlenmesine yardımcı olmak çalışmamızın hedefleridir.

Bu çalışmanın yokluk hipotezi (H_0): (1) Farklı yüzey işlemlerinin PEEK'in yüzey pürüzlülüğüne etki etmeyeceği; (2) Farklı yüzey işlemlerinin PEEK ile yumuşak astar materyali arasındaki bağlantıya etki etmeyeceğidir.



2. GENEL BİLGİLER

2.1. Polimerler ve Polimerlere Ait Genel Tanımlar

Çok sayıda molekülün kimyasal bağlarla bağlanarak, tekrar eden bir yapıyla oluşturduğu yüksek molekül ağırlıklı materyallere polimer, polimerleri oluşturan bu kimyasal reaksiyona da polimerizasyon denir. Polimerler, kendilerine uygulanan ısı karşısında gösterdikleri davranışa göre termoset ve termoplastik polimerler olarak ikiye ayrılırlar. Bir polimere ısı uygulandığında, polimeri oluşturan zincirler ısı enerjisi ile hareketlenmeye başlarlar. Verilen enerji arttığında zincirler birbiri üstünden kayarak katı halde olan polimer eriyerek akar. Eğer bir polimere, ısı enerjisiyle istenilen şekil verilebiliyorsa ve sonrasında soğutulup katılaştığında bu işlem tekrarlanabiliyorsa bu polimerlere termoplastik polimerler denir. Isı ile şekillendirilebilen ama katılaştığında bu işlemin tekrarlanamadığı, bozunmaya uğrayan polimerlere ise termoset polimerler adı verilir (17). Termoplastik polimerler, amorf ve semikristalin polimerler olmak üzere ikiye ayrılırlar. Kristallik derecesi materyalin mekanik özellikleri üzerinde de etkilidir, kristal yüzdesi arttıkça malzeme daha sert ve kırılgan hale gelir, elastik modülü, akma dayanımı ve boyutsal stabilitede artış meydana gelir (18).

Diş hekimliğinde uzun yıllardır kullanılmakta olan polimerler teknolojinin ve biyomateryallerin de gelişmesiyle birlikte klinik uygulamalarda daha geniş yer bulmuştur. Protetik diş tedavisinde kullanılan silikonlar, aljinat, polieter gibi ölçü materyalleri; kaide, astar, yapay diş materyalleri ve kompozit dolgular bu polimerlerden bazılarıdır (19).

2.1.1. Protez Kaide Polimerleri

Protez kaidesi, hareketli protezlerde yapay dişleri ve protezin ana bağlayıcı unsurlarını barındıran ve yumuşak dokuyla direkt temas eden protez bölümüdür. Kaide materyallerinin tarih boyunca gelişimi, plastik sanayinin ilerlemesiyle artmış ve günümüzdeki halini almıştır.

1940 yılına gelene kadar en fazla kullanılan protez kaide materyali doğal bir kauçuk olan vulkanit olmuştur. Ancak vulkanit yüksek tükruk emiciliği gösteren bir materyal olduğundan ağız içinde hijyenik olmayan koşulların meydana gelmesine yol açmıştır (20). Vulkanitler dışında vinil akrilikler ve nitroselülozlar da geçmişte kaide materyali olarak kullanılmış ama pek çok dezavantajı bulunduğu için günümüze kadar devamlılığını sürdürememiştir. İdeal bir kaide materyalinin sahip olması gereken özellikler;

İdeal kaide materyalinin sahip olması istenen bazı özellikler vardır (21);

1. Kırılma direnci ve bükülme direnci yüksek olmalı
2. Termal iletkenliği yüksek olmalı
3. Düşük özgül ağırlığa sahip olmalı
4. Boyutsal stabilitesi yüksek olmalı
5. Kimyasal olarak stabil olmalı
6. Ağız sıvılarında çözünürlüğü az olmalı
7. Toksik ve alerjik olmamalı
8. Doğal görünümde olmalı ve iyi bir renk stabilitesine sahip olmalı
9. Yapımı ve tamiri kolay olmalı
10. Akrilik, metal ve porselene iyi bağlanma gösterebilmelidir.

Güncel diş hekimliği pratiğinde kullanılan birçok kaide materyali bu gereksinimlerin bazılarını veya birçoğunu karşılayabilmektedir. Metal alaşımlar da protez kaide materyali olarak kullanılsa da günümüzde en fazla kullanılan kaide materyalleri polimerlerdir. Protez kaide materyallerinin fiziksel özellikleri nedeniyle hareketli protezlerde meydana gelen bazı sorunlar, protezlere yumuşak astar materyalleri ile astarlama yapılarak çözüme ulaştırılabilir. Yumuşak astar materyalleri; hasta konforunu artırmak ve daha iyi tutuculuk sağlamak, protez üzerine gelen kuvvetlerin eşit olarak dağılmasını sağlamak ve atrofik bölgelere gelen kuvvetleri azaltmak, doku uyumu bozulan protezlerin uyumunu artırmak, mukozanın ince olduğu bölgelerde protezin yumuşak dokuda meydana getirdiği travmayı azaltmak, tek tam protez ve parafonksiyonel alışkanlık varlığında aşırı basıncın neden olabileceği kemik rezorbsiyonunu önlemek amacıyla kullanılabilirler.

2.1.1.1. Protez Kaide Materyallerinin Sınıflandırılması

Polimerizasyon Şekline Göre Yapılan Sınıflandırma

- Isı ile polimerize olan rezinler
- Kimyasal olarak polimerize edilen rezinler
- Işık ile polimerize olan rezinler
- Mikrodalga ile polimerize olan rezinler
- Gama ışını ile polimerize olan rezinler

Polimerizasyon Yöntemlerine ve Aktivasyon Şekillerine Göre Yapılan Sınıflandırma

1. Isı ile polimerize olan akrilikler

a) Konvansiyonel yöntemle polimerize olan akrilik rezinler

i. Doldurucusuz akrilik rezinler

ii. Güçlendirilmiş akrilik rezinler

- Karbon ile güçlendirilmiş akrilik rezinler

- Fiber ile güçlendirilmiş akrilik rezinler

b) Yüksek dayanıklılığa sahip akrilik rezinler

2. Kimyasal olarak polimerize olan akrilik rezinler (Otopolimerizan akrilik rezinler)

3. Enjeksiyonla kalıplama tekniği kullanılarak polimerize olan rezinler

a) PMMA

b) Polikarbonat

c) Naylon (Poliamid)

4. Işıklı polimerize olan akrilik rezinler

2.1.1.2. Polimetilmetakrilat (PMMA)

Metil metakrilat monomerlerinden oluşmuş bir polimer olan PMMA, diş hekimliğinde çoğunlukla toz-likit formunda bulunmaktadır. PMMA, şeffaf renkte termoplastik bir polimer olup, toz içeriğinde bulunan pigment verici bileşenleri sayesinde pembe ve beyaz renk alternatiflerine de sahiptir. Yüksek estetik görünüm sağlaması, yapımının kolay olması ve iyi düzeyde yüzey bitim özelliği göstermesi nedeniyle polimetil metakrilat rezinler, ağız içinde en çok kaide plağı yapımında kullanılmaktadır. Bu avantajlarına rağmen akrilik rezinlerin kaide materyali olarak kullanılmasında ideal olmayan özellikleri mevcuttur. Su emme eğilimi gösteren bu rezinler aynı zamanda düşük esneme direnci ve düşük yorulma direncine sahiptirler. Protezin kullanım süresi boyunca akrilik rezin içerisinde meydana gelen mikro çatlaklar, ağız içinde devam eden çiğneme kuvvetleri sonucunda kaidede kırık oluşumuna sebep olabilmektedir. PMMA rezinlerde polimerizasyon tekniğine bağlı olarak değişen miktarda polimerizasyon büzülmesi ve artık monomer meydana gelmektedir. Polimerizasyon sonrası oluşan bu artık monomerler hastalarda alerjik yanıtı neden olabilmektedir (19, 21).

Polimerizasyon şekline göre PMMA rezinler;

1. Isı ile polimerize olan akrilikler

A- Klasik

B- High Impact

a) Dolgusuz

b) Güçlendirilmiş

2. Kimyasal olarak polimerize olan akrilikler

3. Işıkla polimerize olan akrilikler

4. Mikrodalga enerjisi ile polimerize olan akrilikler olarak sınıflandırılabilir (21).

Isı ile polimerize olan akrilik rezinler günümüzde en sık kullanılan kaide materyalidir (21). Yüksek estetik sunan ve üretimi kolay olan bu rezinlerin yorulma dayanımı ve esneme direnci düşüktür. Bu nedenle ısı ile polimerize akrilik rezinin kullanımında en sık karşılaşılan problem olan tekrarlayan kırık oluşumunun içeriğine çeşitli fiber doldurucuların ilavesi ile önüne geçilmeye çalışılmıştır. Doldurucu olarak karbon fiber kullanıldığında materyalin yorulma dayanımı ve sertliği artarken, akrilik rezinin rengi ve yüzey bitim özellikleri olumsuz etkilenir. Polipropilen fiberler ile güçlendirilmiş ısı ile polimerize akrilik rezinler ise iyi transusensi ve iyi yüzey bitim özelliklerine sahiptirler (22).

Günümüzde akrilik rezinlere alternatif olarak piyasaya sunulan pek çok materyal mevcuttur. Bunların içinde asetale resin ve poliamidler en sık kullanılan materyallerdendir. Aynı zamanda güncel ve diş hekimliğinde yeni bir materyal olan PEEK'in hareketli bölümlü protezlerde ve obtüratörlerde kaide olarak kullanıldığı çalışmalar da mevcuttur (9, 23).

2.1.1.3. Asetal Rezinler

Polioksimetilen asetale resinler metal altyapı olmadan üretilebilen hareketli protez kaide materyallerinden biridir. Asetale resin kırılma dayanımı yüksek ve daha az su emme eğilimi gösteren bir termoplastik materyaldir. Asetale resinlerin aşınma dayanımı da yüksek olduğu için okluzal dikey boyutun korunmasını sağlayan protezler üretilebilir. Asetale resinler iyi cilalanabilmesine rağmen materyalin kendisinin translusens olmaması nedeniyle estetik açısından zayıf bir görünüme sahiptirler (24).

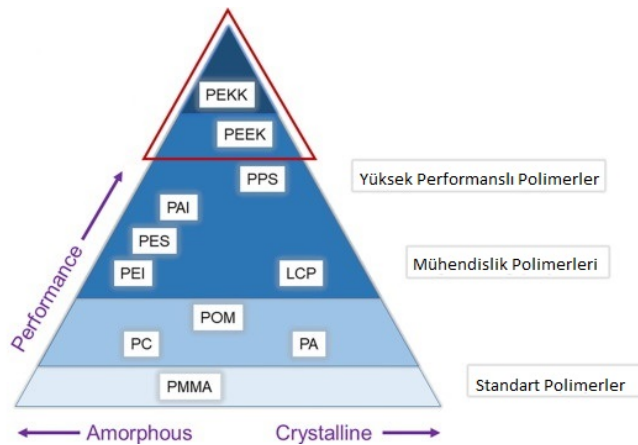
2.1.1.4. Poliamid (Naylon)

Poliamidler yüksek esneklik ve kırılma dayanımına sahip olmasıyla tercih edilen kaide materyallerinden biridir. Transparan bir görüntüye sahip olan poliamidler mükemmel estetik görünüm sağlarlar. Ancak poliamidlerin içeriğini oluşturan amid grupları materyalin su emilimine daha yatkın hale gelmesine olur (6). Poliamidlerin bu özelliği nedeniyle protezlerin kullanımından kısa süre sonra yüzey pürüzlülüğünde artış ve lekelenmelerin meydana geldiği görülmüştür (25). Poliamidler tekrarlayan protez kırığı olgularında ve akrilik rezin alerjisi olan hastalarda kullanım endikasyonuna sahiptir (4).

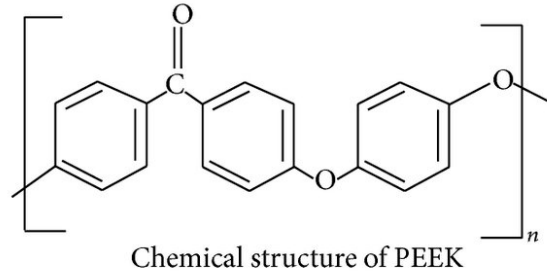
2.2. PEEK Polimerinin Yapısı ve Polimerizasyonu

Poliarileterketon (PAEK) ailesi, eter ve keton fonksiyonel grupları ile aromatik moleküler zincirlerden oluşan termoplastik rezin grubudur. PAEK ailesinin yüksek ısı polimerlerinden polietereterketon (PEEK), kimyasal adı (-oksi-1,4-fenilen oksi-1,4-fenilen karbonil-1,4-fenilen-) olan semikristalin yapıda yüksek performanslı termoplastiktir (26). PEEK 1978'te ICI Advanced Material tarafından üretilmiş ve 1993 yılında aynı şirketten ayrılan Victrex Ltd. tarafından Victrex PEEK adıyla ticarileştirilmiştir (27). 1998 yılında Victrex uzun süreli implante edilebilir uygulamalar için PEEK OPTİMA'yı geliştirmiştir.

PAEK ailesinin üretiminde iki temel yol vardır; ilk yöntemde Friedel Crafts asilasyon reaksiyonu ile aromatik eterler keton gruplarına bağlanırken, ikinci yöntemde nükleofilik yer değiştirme reaksiyonu ile aromatik ketonlar eter bağı ile bağlanır (28). PEEK, bis-fenolatların dialkilasyon reaksiyonu yoluyla polimerize olmasıyla oluşur. PEEK polimerinin polikondenzasyon reaksiyonunda iki farklı yapı taşının kullanımına rastlanmaktadır. Bunlardan biri 4,4'-diklorobenzofenon diğeri ise 4,4'-diflorobenzofenondur (29).



Şekil 1. PAEK polimer ailesi ve PEEK polimerinin yeri (Alqurashi'den, 17)



Şekil 2. PEEK monomer biriminin kimyasal yapısı (Najeeb'den, 7)

PEEK için literatürde genel sentez yolu; 4,4' -diflorobenzofenonun 300 °C'de hidrokinonun disodyum tuzu ile difenilsülfon gibi polar bir çözücü içinde reaksiyonudur (10). PEEK'in erime noktası 334 °C'dir, bununla beraber kütle kaybına neden olan termal bozulma 575-580 °C'de başlar ve sonrasında materyal kütlelerinin % 45 kadarını kaybeder (31, 32).

2.2.1.1. PEEK Polimerinin Kimyasal Dayanıklılığı

PEEK nispeten inert bir polimerdir, kimyasallara gösterdiği direnç aril halkalarının zıt uçlarındaki eter ve keton gruplarının konumlarından kaynaklanır. PEEK'in rezonans stabilize kimyasal yapısı, tüm makromolekül boyunca daha yüksek orbital elektronların yer değiştirmesi ile sonuçlanır. Bu da onu kimyasal, termal ve ışınlama sonrası bozunmaya karşı dirençli hale getirir (18).

Suyun saf PEEK polimerinde absorpsiyon, desorpsiyon ve yeniden absorpsiyon için difüzyon katsayılarının eşit olduğu bulunmuştur. Bu da polimerin morfolojisinin su absorpsiyonu sırasında değişmediğini göstermektedir. PEEK %0.5 oranında absorbe eder ama materyalin suya maruz kalması kristalizasyonunda azalmaya neden olmakla beraber plastikleşmeye sebep olmaz (33). Ancak, yapılan bazı çalışmalar PEEK'in kloroform gibi bazı solventleri absorbe ettiğini, bunun da plastikleşmeye ve kristalizasyona neden olduğunu göstermiştir (34, 35).

2.2.1.2. PEEK Polimerinin Mekanik Dayanıklılığı

PEEK polimerinin çekme dayanımı özellikleri diğer termoplastiklerden daha üstündür. Aynı zamanda %5 akma özelliği ile PEEK sünek davranışlı bir termoplastiktir. PEEK'e doldurucu madde ilavesi materyalin mukavemetini ve sertliğini artırır ancak bu durumda materyal akma noktası göstermez ve bu nedenle kırılğan davranış gösterirler (36).

PEEK'in elastik modülüsü, kemik ve dentinin elastik modülüsüne yakın olup; 3-4 GPa'dır. Cam fiberle güçlendirilmiş PEEK'in elastik modülüsü 12 GPa (37) iken, karbon fiberle takviye edildiğinde 18 GPa'a (38) kadar çıkabilmektedir. Karbon fiber takviyeli PEEK (CFR-PEEK) iyileştirilmiş mekanik özellikleri, biyouyumluluğu nedeniyle ortopedik ve dental uygulamalarda titanyum ve Cr-Co metal alaşımları gibi materyallere alternatif olarak kullanılabilecek bir biyomateryal haline gelmiştir (39).

2.2.1.3. PEEK Polimerinin Termal Dayanıklılığı

PEEK semikristalin yapıda olduğundan erime sıcaklığına yakın yüksek derecelerde de mekanik özelliklerini korur. Erime noktası bir materyalin katı fazdan sıvı faza geçtiği sıcaklığı belirtirken, cam geçiş sıcaklığı ise o polimerin cam halinin lastiksi duruma geçtiği sıcaklığı tanımlar. Erime noktası 334°C ve cam geçiş sıcaklığı (T_g) 143°C olan PEEK materyali (40) 260°C'de sürekli çalışma sıcaklığına sahiptir (27). PEEK materyalinin termal bozunma başlangıcı 575-580°C arasında olmakla beraber, bu sıcaklık değerinin üstünde materyalde kütle kaybı başlar ve 600° C'ye ulaştığında materyal kütesinin %45'ini kaybeder (41).

2.2.1.4. PEEK Polimerinin Sterilizasyon ve Işınlara Karşı Dayanıklılığı

PEEK medikal cihazlarda, tıbbi ve dental implant uygulamalarında kullanılan bir materyal olduğundan kullanılabilecek sterilizasyon yöntemleri oldukça önemlidir. Polimerlerde UV ışığına uzun süre maruz kalma; renk değişikliği, kırılma, mekanik özelliklerin kaybı ve dolayısıyla materyalin kullanım ömrünün azalmasına neden olduğundan UV ile sterilizasyon önerilmemektedir (42, 43). Polimer yapısı nedeniyle alfa, beta ve gamma ışını radyasyonuna karşı dirençli bir materyal olan PEEK, gamma sterilizasyonu tekrar tekrar sterilize edilebilmektedir (44, 45).

PEEK doğal radyolusens bir materyal olup, BT, MRI ve x-ray gibi tıbbi görüntüleme yöntemleriyle uyumludur (18).

2.2.1.5. PEEK Polimerinin Aşınma Dayanıklılığı

Aşınma karşılıklı iki yüzey arasındaki harekete bağlı olarak meydana gelen materyal kaybıdır. PEEK materyalinin aşınma dayanımının yüksek olmasının yanı sıra sürtünme katsayısı da düşüktür (27). PEEK'in aşınma özelliklerini geliştirmek için bazı doldurucular kullanılabilir. Choi ve ark. (46) yaptıkları bir çalışmada mandibulada iki implant destekli yapılan overdenture protezlerde iki farklı stud ataşman üzerine farklı tutucu materyal kombinasyonlarının aşınmasını test etmişlerdir ve PEKK matriks- saf titanyum patris ile

plastik matriks–titanyum alaşım patris karşılaştırılmıştır. PEKK matriksler naylon matrikslerden gözle görölür şekilde daha az aşınmış ve PEKK matrikslerin retansiyonu daha yüksek bulunmuştur.

2.2.1.6. PEEK Polimerinin Biyouyumluluğu

Bir materyalin vücutta stabil olması, kimyasal, fiziksel ve biyolojik olarak inert olması, alerjik reaksiyona neden olmaması ve sitotoksik, mutajenik ve karsinojenik özellik göstermemesi o materyalin biyouyumlu olarak tanımlanmasına imkân verir. PEEK ile yapılan geçmiş çalışmalarda materyalin vücutta inflamasyona neden olmadığı, iyi tolere edildiği ve toksik olmadığı görölmüştür (47–49). PEEK fiziksel özellikleri değişmeden insan vücudunda uzun süre stabil kalır. Bu durum peek materyalini ortopedik ve dental implantlar için uygun materyallerden biri haline getirmiştir (50, 51).

2.3. PEEK Polimerlerinin Medikal Kullanım Alanları

PEEK materyeli ısıya dayanıklı olması, solventlere karşı direli olması, iyi aşınma ve yorulma dayanımı göstermesi gibi özellikleriyle otomotiv, havacılık, kimya, tıbbi ekipman, petrol ve gıda endüstrilerinde yaygın olarak kullanılmaktadır (52). Medikal alanda artan yeni materyal araştırmalarında bu özellikleriyle dikkat çeken PEEK, ortopedik ve cerrahi uygulamalar için uygun hale getirilmiştir (18, 53). PEEK implantlar spinal cerrahide, intervertebral implant uygulamalarında, karaniofasiyal deformitelerde, femur ve tibia fiksasyonunda ve yapay kalp kapak protezlerinde uzun ömürlü olması, gamma ışınları ile sterilize edilebilmesi, biyouyumlu olması ve mekanik avantajları nedeniyle başarılı bulunmuştur (54–59).

2.4. PEEK Polimerlerinin Dental Kullanım Alanları

Medikal alanda uzun yıllardır biyomalzeme olarak kullanılan PEEK, mekanik özellikleriyle ve biyouyumluluğu ile diş hekimliği uygulamaları için de önemli avantajlara sahiptir. PEEK diş hekimliğinde implant materyali, geçici abutmentlar, iyileşme başlıkları, sabit protezlerde altyapı materyali, obtüratörlerde ve hareketli protezlerde kaide materyali, ana bağlayıcı, kroşe ve diğer komponentlerin yapımında kullanılmaktadır.

2.4.1. PEEK’in İmplant Materyali Olarak Kullanımı

Günümüz diş hekimliğinde sıklıkla kullanılan titanyum alaşımdan üretilen implantların pek çok avantajının olmasının yanında bazı dezavantajları da bulunmaktadır. PEEK elastik modölüsünün kemiğe yakın olmasıyla titanyuma alternatif olarak gösterilen

materyallerden biridir. PEEK titanyum ile karşılaştırıldığında radyolusens olması, MR gibi görüntüleme yöntemlerinde daha az artefakta sebep olması, gri/bej rengiyle daha estetik olması gibi avantajlara sahiptir (60). Ayrıca PEEK için literatürde daha az alerjik reaksiyon rapor edilmiştir (61). Yapılan bir çalışmada, CFR-PEEK, cam fiber takviyeli PEEK (GFR-PEEK) ve titanyum implantların stres iletimi sonlu eleman analizi ile incelenmiş olup CFR-PEEK'in titanyumdan daha az stres iletimine neden olabileceğini bildirmişlerdir (37). Fakat PEEK materyalinden üretilen implantlar henüz rutin klinik kullanıma girmediğinden, PEEK ve titanyum implantların çevre kemik dokuda neden olduğu rezorbsiyon arasında fark olup olmadığı bilinmemektedir.

2.4.2. PEEK'in Abutment Materyali Olarak Kullanımı

İmplant destekli tedavilerde implant dayanağı mekanik, biyolojik ve estetik beklentileri karşılayabilmelidir (62). Titanyum ve alaşımları çeşitli dezavantajlarına rağmen, implant ve abutment materyali olarak altın standart olarak kabul edilir (63). PEEK implant materyali olarak kullanılmasının dışında geçici abutment, kişisel abutment ve iyileşme başlığı materyali olarak da kullanılmaktadır. Hahnel ve ark.'nın (64) yaptığı bir çalışmada titanyum, zirkonya ve PEEK implant dayanakları yüzey pürüzlülüğü ve dayanak üzerinde meydana gelen biyofilm formasyonu açısından değerlendirilmiştir. PEEK'in yüzey pürüzlülüğü ve dayanak üzerinde oluşan biyofilm formasyonu diğer iki materyal ile benzer bulunmuştur.

2.4.3. PEEK'in Hareketli Bölümlü Protez ve Obtüratör Materyali Olarak Kullanımı

Diş hekimliğinde uzun zamandır kullanılan kobalt krom alaşımlardan yapılan hareketli bölümlü protez iskeletlerinin bazı hastalarda alerjik reaksiyonlara sebep olması, ağızda metalik tada neden olması ve kroşelerden kaynaklanan estetik olmayan görüntü nedeniyle alternatif materyal arayışları artmıştır (7).

PEEK, doğal diş renginde olması nedeniyle geleneksel metal alaşımlı altyapılara göre protezin daha üstün estetik özellikler sergilemesini sağlamaktadır. Kimyasal direnci yüksek, cilalanabilirliği iyi ve düşük plak afinitesi gösterir (28). Biyouyumlu bir materyal olan PEEK, toksik özellikler sergilemez ve literatürde PEEK'in neden olduğu alerji tablosu diğer materyallere göre azdır (61). Elastik modülüsünün düşük olması nedeniyle hareketli bölümlü protezlerde dayanak olarak kullanılan dişlere gelen rotasyonel kuvvetleri azalttığı düşünülür (7). Aşınma ve sürtünmeye direnci iyi olan PEEK implantüstü bar tutuculu protezlerde ve teleskop kron gibi hassas bağlantılı protezlerde de kullanılabilir (65). Tannous

ve ark. (66) yaptıkları bir çalışmada Co-Cr kroşelerle termoplastik rezinler olan PEEK, polieteterketonketon (PEKK) ve polioksümetilen (POM) materyallerinden üretilen farklı kalınlardaki kroşelerin retansiyonlarını karşılaştırmışlardır. Bu çalışmaya göre termoplastik rezinlerden üretilen kroşeler tüm kalınlıklarda Co-Cr alaşım kroşelerden daha az tutuculuk sergilemişlerdir. Fakat PEEK kroşelerin uygun şekilde tasarlanmasıyla, 0.5 mm'lik bir andırkat olan bölgede yeterli retansiyonun sağlanabileceği belirtilmiştir (66).

PEEK ve diğer rezin materyallerin renk stabiliteilerinin karşılaştırıldığı çalışmalarda, PEEK'in diğer materyallere göre daha iyi renk stabilitesi sergilediği görülmüştür (67, 68).

Bir restorasyonun kullanımını etkileyen faktörlerden bir tanesi de yapılan protezin ağırlığıdır. Yapılan bir çalışmada altyapısı PEEK'ten hazırlanan hareketli bölümlü protezlerin, lingual bar yerine lingual plak kullanıldığı halde daha önce yapılan Co-Cr iskeletli protezden %27,5 daha hafif olduğu rapor edilmiştir (7).

CAD/CAM ile üretilen tek parça olarak tasarlanan PEEK bölümlü protezlerle geleneksel olarak üretilen protezlerin kretle uyumunun in vitro olarak karşılaştırıldığı bir çalışma tasarlanmıştır. Bu çalışmada CAD/CAM ile üretilen PEEK protezlerin kretle uyumunun geleneksel yolla üretilen protezlerden daha iyi olduğu gözlemlenmiş ve kabul edilebilir retansiyon ve estetik özellikler sergilediği görülmüştür (23).

PEEK, bölümlü protezlerde kullanılmasının yanında maksillofasiyal defekti olan hastalarda da obtüratör yapımında başarılı bir şekilde uygulanmaktadır. Costa-Palau ve ark. (9) maksiller defekti bulunan hastalara uyguladıkları obtüratör protezin antral kısmını PEEK ile kapatmışlar ve PEEK ile temas eden dokuların proteze iyi cevap verdiğini, hastanın estetik ve konforunun eski proteze göre arttığını ifade etmişlerdir. Bunun yanında antral kısmının PEEK'ten yapılması hem protezin ağırlığını azaltmış hem de protezin üretim sürecini kolaylaştırmıştır.

2.4.4. PEEK'in Sabit Protez Materyali Olarak Kullanımı

Sabit protezlerin yapımında metal altyapılı porselen restorasyonlar uzun yıllardır rutin kullanılmaktadır (69). PEEK yüksek kırılma direncine sahiptir. CAD/CAM ile kazınmış üç üyeli, PEEK altyapılı ve kompozitle veneerlenmiş sabit protezlerde kırılma dayanımı üretici firma tarafından 2055 N olarak bildirilmiştir (70). Stawarczyk ve ark. (71) yaptıkları bir çalışmada CAD/CAM ile kazınarak üretilen üç üyeli posterior köprü için kırılma dayanımını 1383 N olarak bulmuşlardır. Bu değer lityum disilikat cam seramiklerde

950 N (72), In- Ceram alumina seramiklerde 851 N, In-Ceram zirkonyada 841 N ve In-Ceram yttria stabilize zirkonyada ise 1042 N olarak bildirilmiştir (73).

PEEK'in elastik modülüsünün dentinden düşük olması ve çok absorbsiyon yeteneği nedeniyle post-kor restorasyonlarında kullanımı gündeme gelmiştir. Fiber, altın alaşım ve PEEK'ten üretilen postların karşılaştırıldığı bir sonlu eleman analizinde PEEK'in metal ve fiber postlardan daha yüksek kırılma dayanımı sergilediği ve daha düşük kök kırılma olasılığı gösterdiği bildirilmiştir (74).

2.5. PEEK Altyapı Üretim Yöntemleri

PEEK materyalinden protetik altyapı üretebilmek için tercih edilebilecek iki seçenek vardır. Bunlar:

1. Enjeksiyon Kalıplama Yöntemi
2. CAD/CAM (Bilgisayar Destekli Tasarım/ Bilgisayar Destekli Üretim) ile Üretim

2.5.1. Enjeksiyon Kalıplama Yöntemi

Enjeksiyon kalıplama işlemi daha yaygın olarak termoplastik materyaller için kullanılmasının yanında metal, cam ve elastomerik malzemelerden bir ürün oluşturmak için de kullanılan bir yöntemdir (25). Enjeksiyon kalıplama işlemi, standart enjeksiyon kalıplama makinelerinde yapılabilir. Dental laboratuvarlarda bulunan tipik pres makinelerine göre, enjeksiyon kalıplama makineleri çok daha hızlı ve daha yüksek basınç altında polimeri işler (75). Bu teknikte pelet veya granüler formda PEEK materyali kullanılır. PEEK makinenin haznesine yerleştirilerek ısıtılmış vida sisteminde materyal eritilir ve erimiş polimer sistemin uyguladığı basınçla beraber ısıtılmış kalıba aktarılır. Enjeksiyon kalıplama işlemi için dikkat edilmesi gereken bazı adımlar bulunmaktadır. Üreticinin talimatları doğrultusunda uygun sıcaklıkta çalışılması ve işlemiden önce PEEK'in 150-160°C'de en az 2-3 saat kurutulması gereklidir (76). PEEK'in enjeksiyon kalıplama sıcaklığında diğer polimerler bozulacağı için, son elde edilecek üründe renk bozuklukları oluşmaması amacıyla kullanılacak makinelerde diğer polimerlerle kontaminasyondan kaçınmak gereklidir (76). PEEK'in kalıplama işlemi esnasında yeniden eritilmesi işleminde altyapı materyali doğru şekilde soğutulmayıp, yeniden kristalizasyonu sağlanamazsa semikristalin form yerine amorf form elde edilebilir (75). Bu durum da materyalin kırılma dayanımı, esneklik ve renk gibi fiziksel ve mekanik özelliklerinde bozulmaya neden olabilir. Bu polimer bozulması eğer doldurucu eklenmişse daha fazla gözlemlenebilir (76).

2.5.2. CAD/CAM (Bilgisayar Destekli Tasarım/Bilgisayar Destekli Üretim) ile Üretim

Bilgisayar destekli tasarım/ bilgisayar destekli üretim (CAD/CAM) 1980 yılında diş hekimliğinde tanıtılmıştır (77). CAD/CAM sistemler bilgisayar destekli freze ile önceden üretilmiş blokların veya disklerin şekillendirilmesini sağlar. Kamera yardımıyla kaydedilen veriler bilgisayar programına yüklenir ve sonrasında tasarım (CAD) yapılır ve üretime (CAM) geçilir. Son yıllarda görüntüleme yöntemleri ve materyallerin geliştirilmesi ve CAD/CAM teknolojisinin ilerlemesiyle diş hekimleri, laboratuvarlar ve hastalar için tedavi olanaklarını geliştirdi. CAD/CAM yöntemi ile materyalin özellikleri bozulmamakta ve dijital iş akışının hassasiyetinden faydalanarak daha hızlı ve daha hassas altyapı üretimi gerçekleştirilebilmektedir (75). PEEK CAD/CAM cihazlarında kullanım için disk veya blok formunda üretilmektedir.

2.6. PEEK Yüzey Modifikasyon Yöntemleri

PEEK materyali düşük translusensi ve beyaz-gri renginden dolayı monolitik kullanıma uygun değildir (71). Bu nedenler yüzünden başka materyaller ile veneerlenerek kullanılmaktadır. PEEK'in yüzey enerjisinin düşük olması ve kimyasal olarak inert olması veneerlenecek materyal ile arasında yeterli bağ kuvveti oluşturmayı zorlaştırmaktadır. Bu durum PEEK'in klinik kullanımında karşılaşılan handikaplardan birisidir (78).

Mikromekanik tutuculuk, kimyasal tutuculuk veya ikisinin kombinasyonu ile PEEK ile veneer materyali arasında adezyon sağlanabilir. Yüzey enerjisi düşük bir materyal olan PEEK'in çeşitli yüzey işlemleriyle yüzey enerjisi artırılabilir (15). Uygulanan yüzey işlemlerinden sonra materyalin yüzey pürüzlülüğü artar ve oluşan retantif alanlara rezinin akmasıyla adezyon artırılır (79). Yüzey pürüzlülüğünün artması, yüzey alanını artırır, yüzey gerilimini düşürür ve mikromekanik tutuculuk bu şekilde sağlanır (80). Yüzey pürüzlülüğü işlemlerinden sonra, ıslanabilirlik ve sürtünme katsayısı gibi birçok yüzey özelliği de değişmektedir (81). Alüminyum oksit ile kumlama, asitlerle pürüzlendirme, plazma uygulaması ve lazer ile yüzey pürüzlülüğünün artırılması ile mikromekanik tutuculuk sağlanabilir (82–85). Kimyasal tutuculuk ise içeriğinde aktif monomer içeren ajanların kullanımıyla veya tribokimyasal silika kaplama yapılarak artırılabilir (86). Buna ilave olarak PEEK kompozitleri hazırlanmıştır. Bu amaçla PEEK materyaline TiO_2 , HA gibi aktif maddeler ilave edilerek TiO_2 /PEEK ve HA/PEEK gibi PEEK kompozitleri elde edilmiştir. Sonuç olarak PEEK'in yüzey enerjisini ve veneer materyali ile arasındaki bağ kuvvetini arttırmak amacıyla çeşitli yöntemlerin kullanımı gündeme gelmiş ve bu

yöntemlerin birbirine göre üstünlüklerini inceleyen pek çok çalışma yapılmıştır (13, 71, 86, 87).

2.6.1. Mekanik Bağlantı Oluşturan İşlemler

2.6.1.1. Alüminyum Oksit Partikülleri ile Kumlama

Kumlama işlemi günümüze kadar dental materyallerin yüzey pürüzlülüğünü artırmanın etkili yöntemlerinden biri olarak kabul edilmiştir (88). Bu işlemde yüzey alanı arttığı gibi materyalin yüzeyinde bulunan kontamine alanlar da uzaklaştırılır (89). PEEK materyalinin yüzey enerjisini ve hidrofilitesini arttırmak, kompozit rezinlerle olan adezyonunu güçlendirmek amacıyla mikro retansiyonun sağlanmasında kumlama yaygın olarak kullanılmaktadır (71, 78). Kumlama işleminde genellikle boyutları 30 µm-250 µm değişebilen Al_2O_3 (alüminyum oksit) partikülleri tercih edilir. Yapılan literatür incelemesinde veneerleme prosedürü öncesinde, PEEK polimeri için genellikle 50 µm -110 µm büyüklüğünde Al_2O_3 partikülleri ile 2 bar ile 4 bar arasında değişen basınçla, 10 mm uzaklıktan, 10 sn süre ile kumlama işleminin uygulandığı görülmüştür (12, 79, 90–92).

Alüminyum oksit ile yapılan kumlama işlemi sonrasında PEEK ile kompozit rezin arasında daha güçlü mikomekanik bağlantı meydana geldiği ve bu şekilde materyallerin bağlanma dayanımının arttığı rapor edilmiştir (15, 71, 93–95).

Silthampitay ve ark. (92) farklı yüzey işlemlerinin PEEK ile kompozit rezin arasındaki bağlantıya etkisini araştırdıkları bir çalışmada sülfürik asitle pürüzlendirmenin ve kumlama işleminin, piranha çözeltisi (sülfürik asit ve hidrojen peroksit çözeltisi) uygulamasına göre yüzey pürüzlülüğünü daha fazla artırdığını gözlemlemişlerdir. Buna rağmen bağlanma dayanımı sülfürik asit ve piranha çözeltisinin uygulandığı gruplarda daha yüksek bulunmuştur. Araştırmacılar bunun nedenini kumlama işleminde rezin-taglerin oluşmamış olmasına ve yüzey topografisinin bağlanma dayanımını yüzey pürüzlülüğünden daha çok etkilemesinden olabileceğini öne sürmüşlerdir. Yapılan bir başka çalışmada yine PEEK yüzeyine uygulanan yüzey işlemlerinin ıslanabilirliğe ve kompozitle bağlanma dayanımına etkisi incelenmiş, en yüksek bağlanma dayanımı sülfürik asitle pürüzlendirilen örneklerde ölçülmüş, en yüksek yüzey pürüzlülüğü ise 110 µm boyutundaki Al_2O_3 partikülleri ile kumlama yapılan PEEK örneklerde gözlemlenmiştir (71).

Sülfürik asitle yüzey pürüzlendirme işlemi bağlanma dayanımını arttırmak için kumlamadan daha iyi sonuçlar verse de klinikte ve laboratuvarlarda daha güvenli olması sebebiyle kumlama ile pürüzlendirme yöntemi daha sıklıkla kullanılmaktadır (96).

2.6.1.2. Plazma ile Yüzey Modifikasyonu

Soğuk plazma işlemi, polimerik materyallerin yüzey özelliklerini modifiye etmek için alternatif metotlardan birisidir (97). Plazma, bir gaza yeterli miktarda enerji verilerek meydana gelen iyonlaşma sürecidir. Bu iyonizasyon süreci, içeri giren moleküllerin elektronlarla çarpışması ve elektromanyetik radyasyonun emilmesi sonucunda oluşur. Plazma işlemi için yaygın olarak oksijen, helyum, argon, nitrojen gazları kullanılır (98). Plazma yüksek derecede uyarılmış atomik, moleküler, iyonik ve radikal türlerden oluşur. Plazma için maddenin dördüncü hali de denilebilir. Plazma ortamında iyonize ve uyarılmış moleküllerin yüksek yoğunluğu nedeniyle PEEK'in yüzey özelliklerini değiştirilebilir ve bu sayede bağlanma dayanımı artırılabilir (99). Plazma işlemiyle aynı zamanda materyalin biyouyumluluğu geliştirilebilir, yüzey temizliği yapılabilir, kimyasal, tribolojik ve optik özellikleri de değiştirilebilir (100).

Yapılan bir çalışmada CFR-PEEK yüzeyine plazma işlemi uygulanmış ve işlem bağlanma dayanımını arttırmak için argon, oksijen ve nitrojen gazları ile plazma prosedürü iyi bir alternatif olarak gösterilmiştir (101). Yang ve ark. (102) yaptıkları bir çalışmada PEEK yüzeyine atmosferik basınçlı plazma işlemi uygulamış, materyalin yüzey enerjisi özelliklerinin geliştiği ve epoksi ile bağlanma dayanımının arttığını rapor etmişlerdir. Başka bir çalışmada düşük basınçlı plazma kullanılmış, PEEK'in hidrofil özelliğini, kristallik derecesini ve dolayısıyla mikro sertliğini arttırdığını gözlemlemişlerdir. Araştırmacılar PEEK yüzeyinde en etkili plazma işleminin 2/1 oranında H/O atmosferi olduğunu öne sürmüşlerdir (103).

2.6.1.3. Asitlerle Pürüzlendirme

Polietereterketon inert, düşük su emme özelliği gösteren, organik ve inorganik kimyasallara karşı dirençli bir materyaldir (104). Bu özelliklerine rağmen en çok sülfürik asit (H_2SO_4) olmak üzere hidroflorik asit (HF), nitrik asit (HNO_3) gibi güçlü asitlerle çözünebilir (89). PEEK'in yüzey pürüzlülüğünü değiştirmek amacıyla asitler sıklıkla kullanılır. PEEK materyaline sülfürik asit uygulaması yapıldığında sülfonasyon reaksiyonu meydana gelir, bunun sonucunda sülfonat grubu ($-SO_3$) polimer zincirine katılır (105). Oluşan sülfonat grupları MMA içerikli adezivlerle kimyasal çapraz bağlar yaparlar (90, 105, 106). Sülfürik asit benzen halkaları arasındaki fonksiyonel eter ve karbonil gruplarına etki eder, asitle yüzeyin muamele edilmesi PEEK'in yüzeyinde fonksiyonel karbonil-oksijen gruplarının artması ile sonuçlanır (105).

İdeal yüzey pürüzlülüğü ve adezyon elde edebilmek için sülfürik asidin hangi konsantrasyonda kullanılması gerektiğini inceleyen pek çok çalışma yapılmıştır. Chaijareenont ve ark. (82) farklı sülfürik asit konsantrasyonlarının PEEK'in kompozitle bağlantısına etkisini araştırmışlardır. Çalışmada %70,80,85,90 ve 98'lik konsantrasyonlar karşılaştırılmış olup, bağlanma dayanımı değerleri en yüksek %90 ve %98 lik sülfürik asit gruplarında bulunmuştur. Yüksek konsantrasyon asit uygulanan gruplarda uygulama sonrası rezin tag oluşumu ve aynı zamanda daha fazla yüzey pürüzlülüğü sağlandığı gözlemlenmiştir ve bu sonuçlar daha önce yapılan çalışmalarla birbirini destekler niteliktedir (82, 92). PEEK yüzeyini modifiye etmek için uygun asit konsantrasyonunu belirlemeye yönelik yapılan çalışmalar %98'lik sülfürik asit kullanımını önermişlerdir (12, 13, 92, 107, 108). Uhrenbacher ve ark (90) yaptıkları bir çalışmada PEEK kronların retansiyonunu arttırmak için simantasyondan önce 60 sn. %98'lik sülfürik asitle veya 50µm alüminyum oksitle kumlama yapılmasını önermişlerdir(90).

PEEK yüzey işleminde kullanılan bir başka asit piranha çözeltisidir. Piranha çözeltisi %98'lik sülfürik asidin (H_2SO_4) ve %30'luk hidrojen peroksidin (H_2O_2) 10/3 oranında karışımıyla elde edilir (109). Çözelti içerisindeki hidrojen peroksit ve sülfürik asidin reaksiyonu sonucu oksijen açığa çıkar (95). Bu oksijen PEEK materyalindeki benzen ile reaksiyona girerek aromatik halkanın açılmasına ve foksionel grupların meydana gelmesine neden olur (14). Hallman ve ark. (95) PEEK yüzeyine kumlama, piranha çözeltisi ile pürüzlendirme ve tribokimyasal silika kaplama uygulamalarının kompozit rezin ile bağlanma dayanımına etkisini incelemişlerdir. Piranha solüzyonu ve 50 µm alüminyum oksit partikülleri ile yapılan pürüzlendirmenin PEEK'in adeziv özelliklerini geliştirdiğini rapor etmişlerdir (95). Yapılan başka bir çalışmada piranha çözeltisi bir grupta tek başına uygulanırken, başka bir grupta adeziv ajanla beraber uygulanmış, yapılan yüzey işlemlerinin pürüzlülük ve bağlanma dayanımına etkisi değerlendirilmiştir. Sadece piranha çözeltisi uygulanan grup ile kontrol grubu arasında anlamlı bir fark bulunamamıştır (92).

PEEK'in yüzey modifikasyonunda sülfürik asit ve piranha çözeltisi gibi güçlü asitler ile başarılı sonuçlar elde edilmesine rağmen, bu kimyasalların hasta başı uygulamalarda kullanılması önerilmemektedir (79). Yüksek konsantrasyonda sülfürik asidin (%98) ciltle veya mukozayla teması halinde ciddi hasarlara neden olabileceği göz önünde bulundurulmalıdır. Asit uygulamaları laboratuvarında oldukça dikkatli bir şekilde, prosedürlere uyarak gerçekleştirilmelidir (71).

2.6.1.4. Lazer ile Pürüzlendirme

“Light Amplification by Stimulated Emission of Radiation” kelimelerinin kısaltması olan lazer “uyarılmış elektromanyetik ışınım yayan ışık yükseltici” anlamına gelmektedir (110). Işık dalga şeklinde veya partikül halinde bir enerji formudur ve en temel birimi fotondur. Kararlı durumda bulunan bir atom bir foton tarafından uyarıldığında elektron bir üst seviyeye çıkar ve tekrar kararlı hale dönerken foton salınır. Elektron foton salınımını kendiliğinden yaparsa fotonun yönü rastgeledir. Elektron başka bir fotonla etkileşime girerek kararlı hale gelirse salınan fotonun yönü ve fazı geçişe etki eden fotonla aynı olur buna uyarılmış salınım denir. Lazer, bir ışık kaynağından uyarılmış radyasyon emisyonu ile üretilen yoğun ışınlardır. Bir ışık demeti belirli bir ortamdan geçtiğinde, atomların ışığı ortamla aynı yönde ve orijinal ışın ile aynı dalga boyunda aktarması için uyarılmasıyla lazer ışını meydana gelir (111). Fotonun dalga hızı (velocity), dalga yüksekliği (amplitude) ve dalga boyu (wavelength) olmak üzere 3 temel özelliği vardır. Lazer olmayan ışıklar içerisinde pek çok dalga boyunda fotonlar barındırırken, lazer kaynağının ürettiği ışın tek bir dalga boyuna sahiptir. Lazer ışını monokromatik (tek dalga boyuna sahip), koherent (birbirine yapışık) ve kolimatif (birbirine paralel) özelliklerine sahip fotonlardan oluşur (112).

Lazerlerin Kullanım Parametreleri

Lazer uygulamasının etkinliği lazer ışınının gücüne, atım süresine, dalga boyuna, uygulandığı materyalin fiziksel özelliklerine ve uygulama süresine bağlı olarak değişmektedir (112, 113).

Lazer ünitesinde her atım için enerji birimi milijoule (mj)’dür. Lazerin güç birimi watt (W)’dır ve güç belli bir zaman içerisinde tamamlanan işin ölçüsüdür (114). Güç yoğunluğu birim alandaki güç miktarı olarak tanımlanır ve W/cm^2 cinsinden ifade edilir. Uygulama alanı ile ters orantılı olduğundan, alan küçüldükçe daha derin ablasyon meydana gelir (115). Her fotonun sahip olduğu bir dalga boyu vardır ve lazer ışınında tüm fotonların dalga boyu eşittir. Dalga boyu, lazer ile materyal arasındaki etkileşimin kalitesini ve reaksiyon tipini belirlemektedir. Frekans, birim saniyede meydana gelen atım sayısıdır ve dalga boyu ile ters orantılıdır. Frekans Hertz (Hz) ile ifade edilir (116). Lazer atımının zaman içindeki yayılma süresine atım genişliği denir ve milisaniye (ms), mikrosaniye (μs), nanosaniye (ns), femtosaniye (fs) gibi birimlerle ifade edilmektedir (115).

Lazerlerin Sınıflandırılması

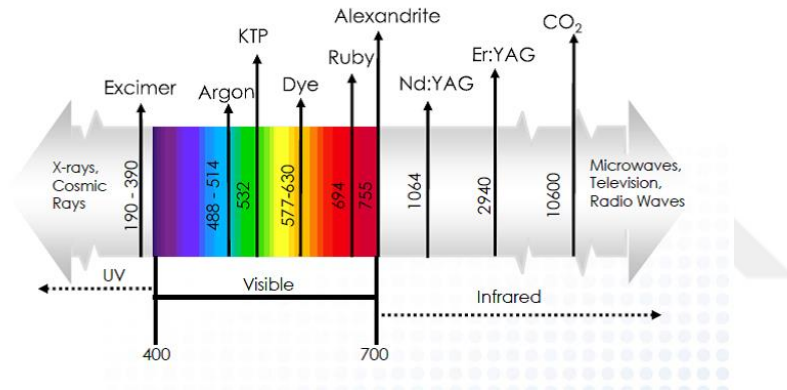
Tablo 1: Lazer sistemlerinin sınıflandırılması (112, 114, 117)

Sınıflandırma Kriteri	Çeşidi	Örnekler
Aktif Ara Maddeye Göre	Katı Maddeler İçeren Lazerler	Nd: YAG, Ho: YAG, Er, Cr: YSGG, Er: YAG
	Gazlar İçeren Lazerler	CO ₂ , Argon, HeNe
	Uyarılmış Asal Gaz Halojenleri İçeren Lazerler (Excimer Lazer)	ArF, KrF, XeCl, XeF
	Boya Tanecikleri İçeren Lazerler	Rodamin 6G boya tanecikli lazer
	Yarı İletken Lazerler (Diyot Lazerler)	GaAlAs, InGaAs
Lazer Işını Hareketlerine Göre	Devamlı Işın Veren	Ti: Sapphire Lazer
	Nabızsal Şekilde Işın Veren	Excimer Lazer
	Dalgalı Şekilde Işın Veren	Q- switch Lazer
Dalga Boyuna Göre	Ultraviyole (140-400 nm)	Excimer
	Görünen Işık (400-700 nm)	Argon
	Enfraruj (700 nm ve üstü)	Nd: YAG, Er: YAG
Kullanım Alanlarına Göre	Tip I Lazer	Argon Lazer (rezin polimerizasyonu, diş beyazlatma)
	Tip II Lazer	Argon Lazer (rezin polimerizasyonu, diş beyazlatma, yumuşak doku lazeri)
	Tip III Lazer	Nd: YAG, CO ₂ , Diode (yumuşak doku lazeri)
	Tip IV Lazer	Er: YAG (sert doku lazeri)
	Tip V Lazer	Er, Cr: YSGG (sert doku, yumuşak doku, diş beyazlatma)

Uygulama Şekline Göre	Kontakt Lazerler	Nd: YAG lazer (Kontakt mod)
	Non-Kontakt Lazerler	Nd: YAG lazer (Nonkontakt mod)

PEEK Materyalinin Yüzey Pürüzlendirilmesinde Kullanılan Bazı Lazer Sistemleri ve Genel Özellikleri

Lazerlerin özellikleri dalga boyuna bağlıdır ve dalga boyu lazerin hem klinik uygulamalarını hem de tasarımını etkiler. Tıpta ve diş hekimliğinde kullanılan lazerlerin dalga boyu genellikle 193 nm'den 10600 nm'ye kadar değişir (118, 119).



Şekil 3. Elektromanyetik spektrum (Jozef'den, 134)

Bir materyalin yüzey özelliklerini değiştirmek için lazer uygulandığında önce serbest elektronlar oluşur. Oluşan serbest elektronlar, lazer enerjisini absorbe ederek hızlanır ve yeni serbest elektronların oluşmasına neden olur. Ortamda bulunan serbest elektronlar belli bir düzeye ulaştığında sıcak plazma gibi davranırlar ve bu enerji materyalin moleküllerine ve atomlarına aktararak yüzey modifikasyonu meydana gelmiş olur (120).

Lazer, çalışma hızının yüksek olması, düşük maliyete sahip olması ve uygulandığı materyalin kütleini değiştirmemesi nedeniyle PEEK'in yüzey pürüzlülüğünü arttırmak amacıyla kullanılan yöntemlerden bir tanesidir (121). PEEK yüzeyini modifiye etmek için Nd:YAG, Er:YAG, CO₂, Er, Cr: YSGG, fiber lazer gibi çeşitli lazerler kullanılmaktadır (79, 122–124).

Erbium: İttriyum Alüminyum Garnet (Er: YAG) ve Erbium: Chromiyum Yttrium Skandiyum Galyum Garnet (Er, Cr: YSGG) Lazer

Er, Cr: YSGG lazer erbiyum ve kromiyum katılmış yttrium, skandium, galyum, garnet kristali içerir. Dalga boyu 2790 nm'dir ve katı ortamlı lazerdir (113). Er: YAG lazerler katı itriyum, alüminyum ve garnet kristalinden oluşan aktif maddeye erbiyum katılmasıyla oluşturulmuştur. Er:YAG lazerlerin dalga boyu 2940 nm'dir (125). Fiber lazerlere kıyasla daha geniş çaplara sahiptir. Hidroksiapatite yüksek afiniteye sahip olan bu lazerlerin su absorpsiyonu diğer lazerlere göre daha yüksektir (116). Diş sert dokusunda su içeriği fazla olduğundan diş dokusunda kesim yapabilmek mümkündür (113). Bu lazerlerle çürük temizleme işlemi yapılırken su soğutmayla beraber çalışılması gereklidir. Yumuşak dokuda da su içeriği fazla olduğundan her iki lazer de yumuşak dokuda etkin bir şekilde kullanılır ama hemostatik özellikleri sınırlı kalmaktadır (126).

Er, Cr: YSGG lazer ve Er: YAG lazer ile yapılan cerrahi işlemler diğer cerrahi yöntemlere göre daha hızlı bir şekilde iyileşir (113). Tedavi sırasında ısı ve mekanik etkileri minimum olduğundan anestezi yapılmadan işlem yapma imkanı sunmaktadır (127).

PEEK yüzeyinde, Er: YAG ve Er, Cr: YSGG lazerler kullanılarak yüzey pürüzlendirme işlemleri gerçekleştirilmektedir. Jahandideh ve ark. (123) yaptıkları bir çalışmada PEEK yüzeyine CO₂ lazer ve Er:YAG lazer ile uygulaması yapmışlar, pürüzlülük ve bağlanma dayanımı değerlerine etkisi değerlendirmişlerdir. Çalışmada Er:YAG lazer ile pürüzlendirilen grubun bağlanma dayanımı değeri, CO₂ lazer uygulanan gruptan daha yüksek bulunmuştur (123).

Fiber Lazerler (Ultra hızlı Lazerler)

Fiber lazerler isimlerini ışının içinden geçmiş olduğu fiber kablodan almaktadır. Ultra hızlı olarak tanımlanan fiber lazerlerin atım süreleri femtosaniye (fs) seviyesinde olduğu için femtosaniye lazerler olarak da bilinmektedir. Atım sürelerinin çok kısa olması lazerin uygulandığı materyal yüzeyinde güç yoğunluğunun çok yüksek değerlere ulaşmasını sağlamaktadır (128). Piyasada bulunan fiber lazerler dengeli salınımlı modu, verimlilik ve düşük bakım maliyetleri gibi özellikleriyle diğer lazer teknolojilerine göre önemli avantajlar sağlamaktadır (129). Fiber lazerlerin yansıtma özelliği olmaması nedeniyle bakır, alüminyum gibi kesimi zor ve yansıma yapan materyalleri kolay kesme imkânı sunar (130).

Fiber lazerler enerjiyi materyale çok kısa zaman aralığında, termal difüzyon olmadan transfer edebilmesi nedeniyle, minimum seviyede mekanik ve termal hasar oluşturur (131).

Fiber lazerler ile yüzey pürüzlendirme işlemleri yapılırken, materyal yüzeyinde ısı birikimi olmadan, materyalin buharlaşmasını sağlanmaktadır (128, 132). Atım süresi kısa olduğundan materyallerin ısı iletkenlikleri bu kadar kısa sürede bu oluşan ısı enerjisini iletme için yeterli olmaz, bu nedenle ısı iletimi atım süresince ihmal edilebilir. Bu da fiber lazerlerin soğuk çalışma avantajlarının olmasını sağlamaktadır (133).

Fiber lazerlerin dalga boyu 1030-1080 nm'dir ve bu özelliği ile yakın dalga boyuna sahip olan ve diş hekimliğinde uzun yıllardır kullanılan Nd: YAG lazerlere alternatif olmaktadır. Yb (Ytterbium) atımlı fiber lazerler tıpta kardiyovasküler, jinekoloji, cerrahi ve diş hekimliği gibi çeşitli alanlarda kullanılmaktadır (134). Ultrahızlı fiber lazerler diş hekimliğinde daha çok implantların üretim aşamasında yüzeylerinin pürüzlendirilmesi amacıyla kullanılmaktadır (129, 135). Diş hekimliğinde kullanılan materyallerin pürüzlendirilmesi amacıyla farklı lazer sistemleriyle çalışmalar yapılmıştır. Korkmaz ve Aycan (136) yaptıkları bir çalışmada titanyum ve akrilik rezin arasındaki bağlanma dayanımına fiber lazerin etkisini değerlendirmişlerdir. Çalışmada farklı grup örneklerle kumlama, metal primer, 10W ve 20W fiber lazer, 10W ve 20W fiber lazer ve metal primer uygulaması yapılmış ve en yüksek bağlanma dayanımının metal primer uygulanan grupta olduğu görülmüştür. Bu çalışmaya göre fiber lazer uygulamasının kumlama alternatif bir metot olarak değerlendirilebileceği görülmüştür (136). Ateş ve ark. (80) yaptıkları çalışmada titanyum ile rezin siman arasındaki bağlanma dayanımına fiber lazer uygulamasının etkisini değerlendirmişlerdir. Çalışmaya göre kumlama ile fiber lazer uygulanan gruplar benzer sonuçlar gösterirken, her iki grupta elde edilen bağlanma dayanımı değerleri kontrol grubundan anlamlı şekilde yüksek bulunmuştur (80).

Türkkal (137) yaptığı tez çalışmasında PEEK materyaline femtosaniye lazer ve Nd:YAG lazer ile yüzey pürüzlendirme işlemi uygulamış ve kompozitle bağlanma dayanımına etkisini araştırmıştır. PEEK materyalinde yüzey pürüzlülüğünü arttırabilmek amacıyla standart prosedürlere alternatif olarak femtosaniye lazer kullanımını önermiştir (137). Yapılan başka bir çalışmada PEEK materyaline aseton uygulaması, sülfürik asitle pürüzlendirme işlemi, Al_2O_3 partikülleri ile kumlama uygulaması, lazerle pürüzlendirme işlemi yapılmış ve elde edilen yüzey pürüzlendirme işlemleri karşılaştırılmıştır. Çalışmaya göre Yb:PL (Pulsed ytterbium lazer) lazer uygulanan grubun yüzey pürüzlülüğü değerleri karşılaştırılan diğer gruplardan daha yüksek bulunmuştur (124).

Neodmiyum: Yitriyum-Alüminyum-Garnet (Nd: YAG) Lazer

Diş hekimliğinde tanıtılan ilk lazerler olup, yaygın olarak kullanılmaktadır. Katı aktif ortamlı lazerlerden olan Nd: YAG lazerin dalga boyu 1064 nm'dir. Nd: YAG lazerlerin pigmente dokular tarafından absorpsiyonu yüksektir (138). Genellikle hemostatik özelliği iyi olan dental yumuşak dokuların kesimi ve koagülasyonunda kullanılır. Nd:YAG lazerler diş hekimliğinde frenektomi, yumuşak doku cerrahisi, periodontal tedaviler, ağız ülserlerinin tedavisi, aşırı dentin hassasiyetinin tedavisi, kavite ve kök kanal sterilizasyonunda ve post operatif ağrının azaltılmasında kullanılır (112). Nd: YAG lazerler dental materyallerde yüzey pürüzlülüğünün artırılarak bağlanma dayanımının geliştirilmesi amacıyla da kullanılırlar. Nd: YAG lazerin PEEK'in yüzey modifikasyonunda etkili bir yöntem olduğu ve bağlanma dayanımını artırdığı Wilson ve ark. (122) tarafından yapılan çalışmayla da bildirilmiştir.

CO₂ Lazer

İçi boş tüp benzeri yapısıyla devamlı ya da aralıklı atımlı modda kullanılan CO₂ lazerlerin dalga boyu 1060 nm'dir. Gaz aktif ortamlı olan bu lazerlerin su ve hidroksiapatit tarafından absorpsiyonu iyidir (139). Yumuşak dokuyu ilgilendirendiren cerrahi işlemlerde aktif olarak kullanılabilir. Ağız içinde; frenektomi, gingivektomi, gingivoplasti, dişeti pigmentasyon tedavisi, insizyonel ve eksizyonel biyopsi, granülasyon dokularının tedavisi, aftöz ülser ve herpetik lezyonların tedavisi gibi uygulamalarda kullanım alanı bulmuştur (123, 139). Jahandideh ve ark. (123) PEEK ve kompozit rezin arasındaki bağlanma dayanımına Er:YAG ve CO₂ lazerin etkisini araştırdıkları çalışmalarında, her iki lazerin de bağlanma dayanımını artırdığını ama Er:YAG lazerin CO₂ lazerden daha etkili olduğunu bildirmişlerdir.

2.6.2. Kimyasal Bağlantı Oluşturan Adeziv İşlemler

PEEK materyali ile kompozit rezinler arasındaki retansiyonu sağlayabilmek amacıyla adeziv uygulamaların yapılması gerekmektedir. Bu amaçla kullanılan adeziv sistemlerin kimyasal içeriğinde fonksiyonel monomer içeren primerlar bulunmaktadır (140). Kullanılan bu primerların PEEK polimerine afinitesi yüksek olup bu şekilde PEEK ile kompozit rezinler arasındaki bağlanma dayanımını artırmada önemli rol oynamaktadır. Yapılan çalışmalarda bu amaçla kullanılan ve başarı oranının yüksek olduğu gözlemlenen metil metakrilat (MMA) monomerinin PEEK yüzeyini şişirerek aktif bir yüzey oluşturduğu ve bağlanma dayanımını artırdığı rapor edilmiştir (71, 90). Stawarczyk ve ark. (15) yapmış

oldukları çalışmada PEEK ile kompozit rezinler arasındaki bağlanma dayanımına çeşitli yüzey işlemlerinin ve adeziv ajanların etkisini değerlendirmişlerdir. Çalışmaya göre sülfürik asitle pürüzlendirilen grupta en yüksek çekme bağlanma dayanımı değerleri elde edilirken, MMA içerikli adeziv ajanla yapılan yüzey işleminin de bağlanmayı dayanımını artırdığını belirtmişlerdir (15). Lümekemann ve ark. (141) yaptıkları çalışmada PEEK ile çeşitli veneer kompozitleri arasındaki bağlanma dayanımına çeşitli adeziv ajanların ve opakların etkisini değerlendirmişlerdir. Tüm örnekler Al_2O_3 ile kumlama işlemine tabii tutulduktan sonra rastgele 9 gruba ayrılmış ve her bir gruba ayrı adeziv ajan uygulaması yapılmıştır. En yüksek bağlanma dayanımı değerinin MMA içerikli bir adeziv ajan olan visio.link (Bredent, Almanya) kullanılan gruplarda elde edildiğini rapor etmişlerdir (141).

PEEK materyalinde kimyasal adezyonu sağlamak amacıyla da kullanılan bir başka monomer MDP (10-metakriloksidesil dihidrojen fosfat)' dir. Metal oksitlerin bağlantısında kullanılmak amacıyla üretilen MDP'nin, içeriğindeki aktif fosfat sayesinde kompozit rezinlerin içerisindeki monomerler ile kopolimerize olarak bağlanma dayanımını artırdığı düşünülmektedir (142). Yapılan bir çalışmada MDP içerikli farklı primerlerin veneer kompoziti ve PEEK arasındaki bağlanma dayanımına etkisi incelenmiş, farklı bağlanma değerleri elde edilmesi sonucunda MDP'nin PEEK'in bağlanma dayanımı üzerinde anahtar rol olmadığı öne sürülmüştür (141). Başka bir çalışmada farklı içerikli primerlerin PEEK ve kompozit rezin arasındaki bağlanma dayanımına etkisi araştırılmış ve MDP içerikli primer uygulanan örneklerde düşük bağlanma değerleri elde edildiği rapor edilmiştir (71, 90, 95). Elde edilen bu düşük bağlanma dayanımı değerleri iki fonksiyonel grup içeren MDP'nin bir fonksiyonel grubunda PEEK/kompozit rezin ile kimyasal reaksiyona giremeyen fosfat grubu bulunması nedeniyle olduğu düşünülmektedir (71).

2.6.3. Hem Kimyasal Hem Mekanik Bağlantı Oluşturan İşlemler

Tribokimyasal Silika Kaplama

Tribokimyasal silika kaplama işlemi, materyalin yüzeyini silika ile kaplamak amacıyla silika partiküllerinin materyal yüzeyine püskürtülmesiyle aynı zamanda yüzeyin pürüzlendirilmesini de sağlayan sistemdir. Hem laboratuvar (Rocatec, 3M Espe) hem klinik (Co-Jet, 3M Espe) kullanıma uygun türleri mevcuttur (74, 94). Laboratuvarda kullanılan Rocatec sisteminde önce 110 μm kum, sonrasında 110 μm silisyum oksit kumu, 2.5 bar basınçla restorasyon yüzeyine uygulanır. Bu şekilde mikroskobik düzensizlikler oluşturularak mekanik tutuculuğun sağlanması amaçlanır (12, 143). Co-Jet uygulaması ise

linik kullanıma uygun olup, kaplayıcı- aşındırıcı kum ve silandan oluşmaktadır. Silikasilikle modifiye edilmiş 30-110 µm büyüklüğünde Al₂O₃ partikülleri 90° açı ve 2-3 bar basınçla uygulanır. Yüksek enerjili silika kaplı Al₂O₃ partiküllerinin yüzeye çarpmasıyla silika PEEK yüzeyine 15 µm kadar gömülür ve PEEK yüzeyi silanla bağ kurmaya uygun hale gelir. Tribokimyasal silika kaplama uygulaması sonucunda yüzey alanının artırılması ile mikromekanik tutuculuk, silan uygulaması ile kimyasal tutuculuk sağlandığı düşünülmektedir (144).

2.7. Protezlerin Astarlanması

Hareketli bölümlü protezlerin ve obtüratörlerin yapımında uzun yıllardır akrilik rezin kullanılsa da barındırdığı birçok avantaj sayesinde PEEK'in de bu protezlerin yapımında kullanılması gündeme gelmiştir.

Bu protez tiplerinde kullanıma bağlı olarak zamanla doku uyumu bozulabilmektedir (152). Bu durumda ya protezin yeniden yapılması ya da dokuya bakan yüzeylerin akrilik rezin ile astarlanması tercih edilmektedir. Kullanım esnasında yumuşak dokuda travma oluşması sonucunda protezin dokuya bakan yüzeylerinin astar materyalleri ile desteklenmesi hem protezin doku uyumunu artırmakta hem de protezin yaralayıcı etkisinin azaltılmakta oldukça etkilidir (21). Bu amaçla kullanılacak üç çeşit materyal bulunmaktadır;

1. Sert Astar Materyalleri
2. Doku Düzenleyiciler
3. Yumuşak Astar Materyalleri

2.7.1. Sert Astar Materyalleri

Sert astar materyalleri hareketli bölümlü protez kullanan hastalarda mukoza ile kaide plağı arasındaki uyum bozulduğunda, uyumun yeniden sağlanması amacıyla kullanılmaktadır (21). Soğuk akrilikler sınıfına dahil edilen bu materyaller, toz-likit formunda piyasada bulunurlar ve 2 alt tipe ayrılırlar. İki materyal tipi arasındaki en büyük fark likit içeriğidir; bunlardan ilki likit olarak metil metakrilat monomeri içerirken, diğeri bütül metakrilat içermektedir. Astarlama işlemi öncesinde protezden çok fazla aşındırma yapılırsa, bu iki alt tip materyal de düşük cam geçiş sıcaklığına sahip olması nedeniyle (T_g) protezin boyutsal stabilitesinde bozulmalara neden olabilmektedir. Bu materyalin hazırlanması sırasında toz ve likit karıştırılırken hava kabarcıklarının karışımın içinde hapsolmesinden dolayı porözlü bir görünüm oluşmaktadır ve bu durum da materyalin çoğu hasta tarafından kabul edilebilirliğini düşürmektedir (145).

2.7.2. Doku Düzenleyiciler

Doku düzenleyici materyaller kısa süreli kullanılan yumuşak astar materyalleridir. Genel olarak dokular düzenlinceye kadar 2-3 günde bir yenilenmesi önerilmekte olup uzun kullanımlar sonucunda materyal yumuşaklığını kaybederek dokularda daha fazla basınca yol açmaktadır (146). Yumuşak dokularda protez travmasına bağlı ödem ve enflamasyon olduğu durumlarda, eğer hastanın protezi bir süre kullanmayı bırakması mümkün değilse doku düzenleyici materyallerden faydalanılması önerilmektedir (147).

Doku düzenleyici materyaller akrilik esaslı olmalarına rağmen metakrilat monomeri içermezler ve polimerizasyon esnasında çapraz bağlanma reaksiyonu meydana getirmezler. Genel olarak toz- likit formunda piyasada bulunan bu materyallerin tozu polietilmetakrilat (PEMA) polimeri içerirken, likiti etil alkol, aromatik ester karışımı ve plastizerden oluşmaktadır. Polimerizasyon, likitin toz monomerleri arasına penetre olmasıyla başlar ve benzil salisilat ile toz monomerleri arasındaki etkileşim sonucu boyutsal değişiklik meydana gelerek jel form oluşur. Karışım 15-20 dakika sonra final jelasyona ulaşır ardından etanol, su ve plastizerleri kaybederek, plastik yapının kademeli olarak elastik hale geçişi tamamlanır (146). Doku düzenleyici materyaller stabil olmayan polimer içerikleri nedeniyle ağız içerisinde su absorbe edip şişerek elastik özelliklerini kaybederler (148). Kullanım süresine bağlı olarak kontamine olabilir ve sertleşmeleri nedeniyle de mukozayı irrite edebilirler. Bu materyallerin poröz bir yapıda olmaları nedeniyle mantar üremesi açısından uygun bir ortam oluşturmaları da olumsuz özellikleri arasında gösterilmekte ve tüm bu nedenlerden dolayı yalnızca geçici bir süre için kullanımı önerilmektedir (149).

2.7.3. Yumuşak Astar Materyalleri

Hastaların yaşına, sistemik hastalıklarına ve dişsiz kalma sürelerine bağlı olarak zaman içerisinde rezidüel kretin rezorbsiyonu artabilmektedir. Aşırı rezorbe rezidüel kret varlığında mukoza kalınlığında da azalma görülür (150). Hastaya protez kenarları uygun uzunlukta olan, stabilitesi ve tutuculuğu tatminkâr olan ve oklüzyonu ideal protez yapılmasına rağmen kalınlığı azalan mukozanın şok absorbe etme yeteneği de azaldığı için hasta çiğneme hareketleri esnasında kaide altındaki dokularda ağrı hissedebilir, mukozada irritasyonlar ve lezyonlar oluşabilir (151) Bu durumda protezin dokuya bakan yüzeylerini mukozaya benzer yumuşaklıkta bir materyalle astarlamak hastanın şikayetlerinin azalmasına yardımcı olur (152). Yumuşak astar materyalleri ile astarlama yapıldığında çiğneme

kuvvetlerinin bir kısmı astar materyali tarafından absorbe edilerek, okluzal kuvvetler mukozaya daha az ve daha dengeli bir şekilde iletilir (153).

2.7.3.1. Yumuşak Astar Materyallerinin Endikasyonları

Yumuşak astar maddelerinin endikasyonları (148, 149);

- İleri derecede senilatrofik alt tam protez vakalarında,
- Bilateral kemik andırkatlarında protezin tutuculuğunun artırılması ve protezin rahat girişinin sağlanmasında,
- Alveol kemiğinin özellikle kret tepesi bölgesinde keskin kenarlar ve sivri çıkıntılar varlığında,
- Mukozanın ince olduğu maksiller ve mandibuler torusların varlığında,
- Maksillofasiyal cerrahi sonrası obtüratörlerde, travmaya bağlı gelişmiş oral defektlerde, dudak damak yarıklı hastalarda, kemik andırkatlarından protezin tutuculuğunu arttırmak amacıyla faydalanılması istenen vakalarda,
- Sert palatal rafe varlığında,
- Bıçak sırtı kretlerde,
- Tek tam protez vakalarında yüksek çiğneme kuvvetine bağlı oluşan aşırı basıncın azaltılmasında,
- Bruksizm vakalarında aşırı basınç nedeniyle kemik rezorbsiyonlarının önlenmesinde,
- Baş ve boyun bölgesi radyoterapisi alan hastalarda tükürük salgısının azalmasıyla meydana gelen ağız kuruluğu nedeniyle mukozadaki rahatsızlığın azaltılmasında ve kuvvet dağılımının dengelenmesinde.

Kullanım sürelerine göre yumuşak astar materyalleri kısa süreli (3-30 gün) kullanılan doku düzenleyiciler ve geçici yumuşak astar materyalleri, uzun süreli (6 ay- 5 yıl) kullanılan daimi yumuşak astar materyalleri olarak ikiye ayrılır. Günümüzde kullanılmakta olan yumuşak astar materyalleri farklı zamanlarda farklı araştırmacılar tarafından kimyasal yapılarına göre şu şekilde sınıflandırılmıştır (149, 154, 155).

2.7.3.2. Daimi Yumuşak Astar Materyalleri

1. Yumuşak akrilikler

- a. Oda ısısında polimerize olan akrilik esaslı yumuşak astar materyalleri
- b. Isı ile polimerize olan akrilik esaslı yumuşak astar materyalleri

2. Silikon elastomerler

- a. Oda ısısında polimerize olan silikon esaslı yumuşak astar materyalleri
- b. Isı ile polimerize olan silikon esaslı yumuşak astar materyalleri

3. Polifosfazinler

1. Yumuşak Akrilikler

Plastizör eklenmesiyle elastomerik olan bu rezinler polimerize olma şekillerine göre ikiye ayrılırlar;

1. Isı ile polimerize olan akrilik esaslı yumuşak astar materyalleri
2. Oda ısısında polimerize olan akrilik esaslı yumuşak astar materyalleri

Oda ısısında Polimerize Olan Akrilik Esaslı Yumuşak Astar Materyalleri

Bu materyallerin toz içeriğinde polimetil veya polietil metakrilat bulunurken, likit içeriği ise %60-80 oranında dibütil fitalat gibi plastizerler ve %6-40 oranında etil alkolden oluşmaktadır (156). Oda ısısında polimerize olan yumuşak astar materyalleri ağız içerisinde birkaç hafta ile birkaç ay arasında kullanılabilir. Klinik pratiğinde tek seansta kullanılması avantajlı bir durum olsa da yüksek miktarda artık monomer içeriği en önemli dezavantajları arasında yer almaktadır (20). Piyasada bulunan Nissin Soft Reverse (Nissin, Japonya) oda ısısında polimerize olan akrilik esaslı yumuşak astar materyallerinden biridir.

Isı ile Polimerize Olan Akrilik Esaslı Yumuşak Astar Materyalleri

Piyasada genellikle toz-likit sistemleri halinde bulunurlar. Toz içeriğinde polietil veya polibütil metakrilat polimerleri, peroksit başlatıcı ve pigment bulunur, likit içeriği ise bütülmetakrilat monomeri ve fitalat esterinden oluşan plastizerden meydana gelmektedir (157). Monomerin sertleşmeye geçiş sıcaklığı materyal içeriğindeki plastizer oranıyla doğrudan ilişkilidir. Eğer sertleşmeye geçiş sıcaklığı (Tg) düşük monomer kullanılırsa, materyal içerisindeki plastizerin miktarı azaltılabilir. Materyalin yumuşaklığını ayarlamak için ilave edilen plastizerlerin miktarı arttıkça materyalin su emiciliği artar ve sonuç olarak materyalin distorsiyona uğrama oranı da artar, plastizerler çözüldükçe materyalin elastikiyeti azalır ve zamanla sertleşir. Bunun önüne geçebilmek için polimerize olan plastikleştiriciler kullanılabilir (149). Bu tip astar materyallerinde su emiciliğinin yüksek olmasıyla birlikte ortaya çıkan bir diğer dezavantaj ise bakteriyel kontaminasyon gibi bir problemle karşılaşılabilmesidir. Ancak PMMA akrilik rezin kaidesine çok iyi bağlanabilmesi sayesinde en çok tercih edilen yumuşak astar materyalleri arasında yer

almaktadır. Piyasada bulunan Vertex Soft (Vertex, Hollanda) ısı ile polimerize olan akrilik esaslı yumuşak astar materyallerinden biridir.

2. Silikon Esaslı Yumuşak Astar Materyalleri

En sık kullanılan yumuşak astar materyalleri olan silikon esaslı yumuşak astar materyalleri yapısında (poli) dimetil siloksan ve (poli) etil silikat barındırmaktadır. Yapısında doldurucu olarak bulunan ince grenli silika, materyalin polimerizasyon sonrası dayanıklılığını artırırken boyutsal sabilitesini olumsuz olarak etkilemektedir (149). Ağız ortamında yumuşak olma özelliklerini plastizlerden almayıp, kendi yapılarından kaynaklanmakta ve bu sayede rezilient özelliklerini uzun süre koruyabilmektedirler (157). Kullanımı kolaydır, su emicilikleri akrilik esaslı yumuşak astar materyallerine göre daha azdır ve alerji yapmazlar. Bu avantajlarının yanında zımparalanması ve cilalanması zordur ve bu da materyal yüzeyinin pürüzlü özellik göstermesine neden olur (21). Varolan pürüzlü yüzeylerin gıda artıkları ile kontamine olması ve silikonun porlu yapıda olması, candida albicans gibi mantar ve fungal kolonilerin oluşumuna sebebiyet vermektedir (158). Aynı zamanda akrilik rezin kaide plağı ile bağlantısının zayıf olması adeziv kullanımını gerekli hale getirmektedir (2). Günümüzde kullanılan silikon esaslı yumuşak astar materyallerinin adezivlerle bağlanma dayanımı geliştirilse de halen tam yeterlilikte değildir (21). Molloplast B (Detax, Almanya), Ufi Gel SC (Voco, Almanya), Mollosil (Detax, Almanya), Tokuyama Sofreliner S (Tokuyama, Japonya), Mucopren Soft (Kettenbach, ABD) ve GC Reline Soft (GC, ABD) piyasada bulunan silikon esaslı yumuşak astar materyallerine örnek olarak sayılabilir.

Oda Isısında Polimerize Olan Silikon Esaslı Yumuşak Astar Materyalleri

Günümüz diş hekimliği pratiğinde en sık kullanılan yumuşak astar materyalleridir (149). Hasta memnuniyeti oldukça yüksek olan bu materyallerin en büyük dezavantajı adeziv kullanılmasına rağmen PMMA kaide plağıyla olan bağlantısının zayıf olmasıdır (159). Temizleme ve polisaj zorluğunun yanı sıra candida albicans tutulumu çok olmaktadır. Elastik özelliğini uzun süre koruyabilmeleri en büyük avantajıdır (21). İki tip oda ısısında polimerize olan silikon esaslı yumuşak astar materyali bulunmaktadır. Bunlar kondanse tip ve ilave tip silikonlardır. Kondanse tip silikonlar genel olarak pat ve likitten oluşmaktadırlar. Pat içeriğinde (poli) dimetil siloksan ve doldurucu bulunmaktadır. Likit içeriği ise, tetra etil silikat gibi çapraz bağlayıcı ajan ile dibütil kalay dilaurate gibi katalizörden meydana gelir. Pat ile likidin karıştırılması ile alkol açığa çıkar ve çapraz bağlayıcı ajan patın lastiğe

dönüşümünü sağlar (154, 157). Ufi Gel SC (Voco, Almanya) piyasada bulunan kondanse tip oda ısısında polimerize olan silikon esaslı yumuşak astarlara örnektir.

İlave polimerizasyonlu silikonların yapısal özellikleri ve sertleşme reaksiyonları ölçü alma işleminde kullanılan materyallere benzerlik göstermektedir. Piyasada iki pat halinde bulunan bu materyaller eşit şekilde karıştırılmalıdır, bunun için kartuş/tabanca sistemleri sıklıkla kullanılmaktadır (154). Tokuyama Sofreliner S (Tokuyama, Japonya) yumuşak astar materyali oda ısısında polimerize olan ilave tip silikon yumuşak astar materyallerinden biridir.

Isı ile Polimerize Olan Silikon Esaslı Yumuşak Astar Materyalleri

Günümüz diş hekimliği pratiğinde kullanılan ideal özelliklere en yakın yumuşak astar materyalleridir (20). Isı ile polimerize olan silikon esaslı yumuşak astar materyalleri tek pat halinde bulunur. Patın yapısında (poli) dimetil siloksan polimeri, çapraz bağlanma ajanı olarak alkil-silan bileşiği içermektedir. Benzoil peroksit katalizör olarak materyalin içeriğine ilave edilmiştir. Diğer silikonlara göre PMMA rezin kaideye adezyonu daha iyidir ve silikon esaslı astar materyallerine göre candida tutulumuna daha az izin vermektedir (154). Bu materyalin en büyük dezavantajı yırtılma direncinin düşük olmasıdır (149). Molloplast B (Detax, Almanya) piyasada bulunan ısı ile polimerize olan silikon esaslı yumuşak astar materyallerinden biridir.

3. Polifosfazin Floroelastomerler

Floroalkil monomerlerinin vinilin flororid /tetrafloroetilen /hekzafloroetilen kopolimerleri ile kombinasyonu sonucu oluşan yumuşak astar materyalidir. Florineated kopolimerler, piyasada yaprak formunda bulunur ve akrilik rezine iyi adezyon gösterirler. Kimyasal olarak stabildir, su absorpsiyonu minimaldir. Viskoelastik özellikleri iyidir. Bu materyaller yaygın olarak kullanılmamakla beraber, özelliklerini detaylı olarak bildiren az sayıda kaynak bulunmaktadır (149, 160). Piyasada bulunan Novus (Novus, Hollanda) yumuşak astar materyali polifosfazin floroelastomerlere bir örnektir.

2.7.3.3. Yumuşak Astar Materyalinin Klinik Uygulaması

Yumuşak astar materyalleri direkt metodla ağız içinde uygulanabileceği gibi indirekt metodla laboratuvar da uygulanabilir. Direkt metodun uygulaması kolay ve ucuzdur, tek seansta uygulanır ve ağız içerisinde uygulandığından hata payı daha azdır. Direk metodun dezavantajı materyalin eşit ve yeterli kalınlıkta olmasının sağlanma zorluğu ve fiziksel

özelliklerin indirekt metod uygulamasına göre daha kötü olmasıdır (149). İndirekt metotta kalınlık ve form kontrolü daha kolaydır ama ilave seans gereksinimi vardır (21).

Direkt Metodla Uygulama

Direkt metodla uygulama yapabilmek için oda ısısında polimerize olan yumuşak astar materyali kullanılmalıdır. Protezin dokuya bakan yüzeyinden astar materyaline yer açabilmek için 2 mm aşındırma yapılmalı ve protez yüzeyi artıklardan arındırmak için alkolle temizlenmelidir. Silikon esaslı astar materyali kullanılıyorsa protez yüzeyine adeziv sürülür ve firma talimatlarına göre karıştırılan astar materyali doku yüzeyine uygulanır. Protez ağza yerleştirilir ve hasta sentrik ilişkide ağzını kapatır, bir süre beklendikten sonra dudak, yanak ve dil hareketleri yapılarak hareketler protez yüzeyine yansıtılır. Sertleşme tamamlanmadan 1-2 dakika önce protez çıkarılarak bisturi ile fazlalıklar temizlenir ve sertleşmenin tamamlanması için tekrar ağza yerleştirilir. Sonrasında aşındırma ve cila işlemleri frezlerle tamamlanır ve cila likidi uygulanır, hastaya protezin teslimi yapılır (161).

İndirekt Metodla Uygulama

İndirekt uygulama 2 şekilde yapılabilir;

1. Protezin bitimi yapılırken muflalama esnasında akrilik ve astar materyalinin aynı anda tepimi yapılır.
2. Protezin bitiminden sonra alınan fonksiyonel ölçü ile laboratuvar da astar uygulaması yapılır.

İndirekt uygulama için hem oda sıcaklığında polimerize olan hem de ısı ile polimerize olan astar materyalleri tercih edilebilir.

Birinci yöntemle;

Protezin muflalama aşamasında mum uçurulduktan sonra muflanın alt parçasında kalan model üstüne ince bir tabaka mum uygulanır ve üstüne spacer yerleştirilir. Bu uygulanan mum yumuşak astar materyali için yer tutucu görevi üstlenecektir. Kalan üst parçaya akrilik hamuru yerleştirilir ve preslenip fazlalıklar alındıktan sonra üretici firmanın talimatları doğrultusunda polimerizasyonun tamamlanması beklenir. Polimerizasyon ardından spacer çıkarılarak mum tarafından sağlanan boşluğa ısı ile sertleşen yumuşak astar materyali yerleştirilir ve mufla kapatılarak uygun şekilde polimerizasyon tamamlanır. Gereken aşındırma ve cila prosedürleri ile protezin bitimi yapılır (162).

İkinci Yöntemle;

Isı ile polimerize olan yumuşak astar maddesinin uygulanabilmesi için öncelikle protezin dokuya bakan yüzeyinden 2 mm aşındırma yapılmalıdır. Aşındırma işlemi ardından protezle beraber hastadan silikon esaslı bir ölçü maddesiyle fonksiyonel ölçü alınır ve laboratuvara gönderilir. Laboratuvarda muflalama işleminde sonra ölçü maddesi çıkarılır ve oluşturduğu boşluğa yumuşak astar materyali yerleştirilir. Uygulama öncesi varsa protezle olan bağlantı kuvvetini arttırmak amacıyla adeziv uygulanır. Firma önerisi doğrultusunda polimerizasyon tamamlanır (163).

2.7.3.4. Yumuşak Astar Maddelerinin Avantajları

- Protezin tutuculuğunu arttırmaya yardımcı olurlar.
- Protez kaidesi altındaki aşırı basınç gelen bölgelerde basıncı absorbe ederek, rezidüel kret rezorbsiyonunu azaltırlar.
- Destek dokularda hücrel faaliyetlerin normal olarak devamını sağlar.
- Destek dokular üzerinde vibromasaj etkisiyle kan dolaşımını uyararak sağlığını kaybetmiş dokuların iyileşmesine yardımcı olur.

2.7.3.5. Yumuşak Astar Materyallerinde Karşılaşılan Sorunlar

Kaide Plağı ile Bağlantıda Başarısızlık

Yeterli adezyonun sağlanamaması yumuşak astar maddesi uygulaması sonrasında görülen en önemli başarısızlık nedenlerinden biridir. Akrilik esaslı yumuşak astar materyali monomerinin, yüksek yoğunluğa sahip çapraz bağlı akrilik kaide polimeri içerisinde ilerleyememesi nedeniyle bağlanma dayanımının düşük olduğunu gösteren çalışmaların yanında; materyalin kimyasal yapısının benzer olması nedeniyle bağlanma dayanımının yüksek olduğunu savunan çalışmalar da mevcuttur (164, 165).

Silikon esaslı yumuşak astar materyallerinin bağlanma başarısını arttırmak için adeziv ajanlarla beraber uygulanması gereklidir (166).

Literatürde bağlanma başarısızlıkları şu şekilde sınıflandırılmıştır: (167, 168)

1. Koheziv Başarısızlık: Astar maddesinin kendi bünyesinde kopmasını ifade eder. Bu durumda yumuşak astar maddesi ile kaide plağı arasındaki bağlanma dayanımı, astar materyalinin kendi bünyesindeki bağlanmasından daha büyük demektir. Bağlanma dayanımı testinde koheziv kopma meydana

gelmesi, bağlantı dayanımının doğru şekilde ölçülmesinden ziyade materyalin kendi bünyesi konusunda fikir vermektedir.

2. Adeziv Başarısızlık: Yumuşak astar maddesinin kendi molekülleri arasındaki bağlantı direncinin, yumuşak astar materyali ile kaide materyali arasındakinden daha kuvvetli olduğunu gösterir.
3. Adeziv-Koheziv Başarısızlık: Yumuşak astar ve kaide materyali arasındaki bağlantının yumuşak astar maddesinin kendi molekülleri arasındaki bağlantıya yakın değerde olduğunu gösterir.

Protezlerin Kırılması

Yumuşak astar materyalinin optimum özelliklerini sergileyebilmesi için 2-3 mm kalınlıkta olması istenmektedir. Yumuşak astar materyaline gerekli yeri açabilmek için protez kaidesi bir miktar inceltilmektedir ancak hem bu inceltilmeye bağlı olarak hem de kullanılan akrilik esaslı yumuşak astar monomeri ve silikon adezivlerin kaide materyali üzerinde çözücü etki oluşturmaları sonucunda kaide materyalinin dayanıklılığı ve direnci azalmaktadır (21, 149, 169)

Materyalin Yumuşaklığını Kaybetmesi

Akrilik esaslı yumuşak astar materyallerinin kullanımla birlikte içeriğindeki plastizerleri kaybetmesine bağlı olarak yumuşaklığını kaybederek sertleştiği bilinmektedir (170). Silikon esaslı yumuşak astar maddeleri ise plastizer içermezler, yumuşaklığı sağlamak için doldurucu ilave edilmiştir. Bu doldurucular zamanla su absorbe ederek materyale daha fazla yumuşaklık kazandırır (171) Yapılan çalışmalar sonucunda silikon esaslı yumuşak astar materyallerinin, akrilik esaslı olanlara göre kullanım sonrasında sertliklerinde daha az değişiklik olduğu bildirilmiştir (149, 159).

Renk Stabilitesi

Yumuşak astar materyalleri zamanla kullanılan protez temzileycileri, gıdalar ve sigara nedeniyle renk değişimine uğrayabilmektedirler (172). Akrilik esaslı yumuşak astar materyallerinde içeriğinde bulunan plastizerlerin uçması nedeniyle kahverengi beyaz renk değişimi silikon esaslı olanlara göre daha fazla görülmektedir (159, 173).

Mikroorganizma Kolonizasyonu

Protez kaidesinin dokuya bakan yüzeylerinin tükürük tarafından temizlenememesi bölgede mikroorganizma kolonilerinin oluşmasına sebebiyet verir (174). Bölgede yeterli

hijyen koşulları sağlanamamasına, yumuşak astar maddelerinin porlu ve pürüzlü yapısı da eklendiğinde mantar kolonizasyonuna sık rastlanmaktadır (175). Silikon esaslı yumuşak astar materyallerinde Candida gelişimi daha sık görülmektedir ve en fazla gözlenen candida türü Candida Albicans'tır (158).

Temizleme Zorluğu

Yumuşak astar materyallerinin temizliğinde hem mekanik hem de kimyasal yöntemler kullanılmalıdır. Yumuşak bir diş fırçası yardımıyla yapılan mekanik temizliğe ilave olarak efervesan tabletler de protez temizleme rutinine ilave edilmelidir (176). Kimyasal protez temizleyicilerin içeriğinde peroksit, hipoklorit ve asit gibi aktif bileşenler olması nedeniyle yumuşak astar materyallerinin yüzey özelliklerinde bozunmaya neden olabilmektedir (177, 178).

Maliyet ve Uygulama Problemleri

Yumuşak astar materyallerinin laboratuvar işlemleri zaman alıcı ve komplekstir. Yumuşak astar materyali uygulanan protezin maliyeti akrilik kaide materyalinden üretilen bir proteze göre daha yüksektir. Cilalanma problemleri olan astar materyallerinin proteze uyumlanması esnasında kaide ve astar materyaline zarar verilme riski vardır (21).

2.7.3.6. Yumuşak Astar Materyallerinin Kaide ile Bağlantısı

Yumuşak Astar Materyallerinin Kaide ile Bağlantısını Değerlendirilmesinde Kullanılan Kavramlar

Adezyon ve Kohezyon

Birbirleri ile temasta olan farklı materyallerin molekülleri ve atomları arasında oluşan çekim kuvvetine adezyon; tek bir materyalin kendi molekülleri ve atomları arasında oluşan çekime ise kohezyon denir. İki materyali birbirine bağlayan adeziv elemanların gücü viskozite, ıslatılabilirlik ve yüzey pürüzlülüğüne bağlıdır (179). Adeziv bağlantı mekanik, kimyasal veya her ikisinin kombinasyonu şeklinde meydana gelebilir. Mekanik bağlantıda adeziv ajan bağlanan yüzeylerde bulunan girinti ve çıkıntılara tutunurken; fiziksel bağlantıda çift kutuplar arasında meydana gelen çekim kuvveti sonucunda Van der Waals bağları oluşur. Kimyasal adezyon en güçlü bağlantı şekli olmakla birlikte bağlanma kovalent ve iyonik bağlar yardımıyla meydana gelir (180).

Gerilim ve Gerinim

Bir cisme dışarıdan bir kuvvet uygulandığında, cisimde meydana gelen eşit şiddette ve zıt yöndeki kuvvetlere gerilim (stress) denir. Bu yük cisimde hareket veya şekil değişikliğine neden olur. Gerilim birim alana uygulanan kuvvet ile ölçülür (N/mm^2). Gerilimin birimi Pascal (P)'dır. Uygulanan kuvvetin yönüne göre 3 farklı tipte gerilim oluşur.

1. Çekme gerilimi: Cisimde uzamaya neden olacak yöndeki yük nedeniyle meydana gelebilecek deformasyona karşı koyan iç kuvvettir.
2. Basma gerilimi: Cisimde sıkışmaya veya kısalmaya neden olacak yükün neden olduğu deformasyona karşı gelen kuvvettir.
3. Makaslama gerilimi: Cismin bir parçasının diğer parçası üzerinde kayma hareketi yapmasına sebep olacak yöndeki kuvvetin neden olduğu deformasyona karşı koyan iç kuvvettir (22, 180).

Bir cisme kuvvet uygulandığında uzunlukta meydana gelen değişimin birim uzunluğa oranına "gerinim" denir. Yüzde ile ifade edilir. Gerilim ve gerinim, etki ve tepki olarak düşünülebilecek şekilde birbiri ile ilişkilidir. Gerilim ve gerinim arasındaki ilişki çekme gerilimini ölçen cihazlarla saptanır. Cisme bir kuvvet uygulanıp ardından kuvvet ortadan kaldırıldığında cismin boyutları ilk haline dönüyorsa elastik deformasyon, dönmüyorsa plastik deformasyon olarak adlandırılır (22, 180, 181).

Elastiklik Limiti ve Orantı Sınırı

Orantı sınırı, materyalin gelen kuvvetler karşısında başarısızlık gösterdiği ilk noktayı tanımlar. Elastiklik limiti elastik deformasyonun olabildiği en tepe noktayı tanımlar (22, 180, 181).

Reziliens

Materyalin elastik deformasyona uğraması için elastik limite ulaşana kadar absorbe etmesi gereken enerji miktarıdır. Yüksek reziliens özelliğe sahip materyaller, enerjiyi absorbe eder ve kuvvet ortadan kalktığında enerjiyi dışarı vererek yeniden eski haline döner (19, 20).

Bağlantı Dayanımı

Kaide materyali ile yumuşak astar maddesi arasındaki bağlantıyı ortadan kaldırmak için gereken maksimum gerilmeye “direnc” denir. Direnc, gerilme cinsine göre çekme direnci, basma direnci veya makaslama direnci şeklinde ifade edilir. Bağlantı direnci, materyale uygulanan kuvvetin yüzey alanına bölünmesi (N/mm^2) ile bulunur (19, 20).

Yumuşak Astar Materyallerinin Protez Kaidesi ile Bağlantısının Değerlendirilmesinde Kullanılan Test Yöntemleri

Yumuşak astar materyalinin kaide plağı ile arasındaki bağlanma dayanımı değerlendiren çalışmalarda farklı astar materyalleri, farklı test (soyma, çekme ve kesme) yöntemleri ve farklı uygulama metotları ile test edilmiştir.

Çekme Bağlantı Dayanımı Testi (Tensile Bond Strength Test)

Çekme dayanımı, bir materyalin çekme gerilimine uğradığı süre boyunca sahip olduğu en yüksek dayanımı gösterir. Çekme testi esnasında meydana gelen uzama değerleri materyalin elastikliğini göstermekte olup protez kullanımında ortaya çıkan stresler karşısında yüksek uzamaya sahip olan materyaller tercih edilir (182, 183). Çekme testi için önerilen çekme hızı $0,75 \pm 0,3$ mm/dk. olup çalışmalarda genellikle 1 mm/dk. olarak uygulanmaktadır. Örnek hazırlamanın zorluğu ve test aşamasında düzensiz gerilimlere bağlı olarak koheziv kopmaların meydana gelmesi çekme testinin dezavantajları olarak sıralanabilmektedir (184, 185)

Sıyırılma Bağlantı Dayanımı Testi (Peel Bond Strength Test)

En az birinin esnek olduğu birbirine yapıştırılan iki materyalin belirli şartlar altında, birinin diğerine göre 180° ’lik açıyla çekilmesiyle uygulanır. Sıyırılma ve çekme bağlanma dayanımı testleri uygulanan kuvvetlerin farklı alanları etkilemesi ve astar materyalinde oluşturduğu stres dağılımının farklı olmasıyla birbirinden ayrılır (175). Çekme bağlanma dayanım testinde oluşan gerilim bütün alanı etkilerken sıyırılma bağlanma dayanım testinde gerilimler bir çizgi üzerinde toplanır. Çekme bağlanma dayanım testinde uygulanan gerilim eş zamanlıyken sıyırılma bağlanma dayanım testinde ayrılma çizgisi test boyunca yer değiştirir (186). Sıyırılma testi materyallerin kalınlıkları, bağlanma hataları ve materyallerin uyumundan etkilenir (187).

Makaslama Bağlanma Dayanımı Testi (Shear Bond Strength Test)

Test örneklerine aynı düzlemde ama zıt yönde yük uygulanarak makaslama bağlanma dayanım testi gerçekleştirilir. Makaslama bağlanma dayanımı testi için adeziv alanın en az 3 mm² olması gereklidir (188). Makaslama testi kolay uygulanabilen bir test olmasına rağmen bağlanma yüzeyinde homojen olmayan stresler oluşturmaları dezavantajıdır (189).

2.8. Materyallerin Yüzeylerini İncelemek Amacıyla Kullanılan Yüzey Analiz Yöntemleri

2.8.1. Profilometre ile Yüzey Pürüzlülüğü Ölçümü

Profilometre, materyalin yüzey pürüzlülüğünü iki boyutlu olarak ölçmeye yarayan yüzey analiz yöntemlerinden birisidir. Cihazda bulunan elmas tarayıcı uç, incelenen materyalin üzerinde gezinirken elde edilen değerler dijital olarak hesaplanır ve kaydedilir (190). Profilometre cihazında Ra, Rz, Rpm ve Rz/Rpm olmak üzere pek çok parametre kullanılır. Ra değeri yüzeyin ortalama pürüzlülüğü olarak tanımlanır. Tüm pürüzlülük mesafesinin merkez çizgiye göre uzaklığı ölçülerek elde edilen değerlerin aritmetik ortalamasının alınmasıyla hesaplanır (191).

2.8.2. Stereomikroskop

Stereomikroskop, bir örneğin düşük büyütme altında incelenmesini sağlamak amacıyla nesnenin içinden iletilmek yerine yüzeyinden yansıyan ışığı kullanarak çalışan bir çeşit optik mikroskoptur. Standart ışık mikroskoplarında açısız farklılık meydana gelmeden her iki göz de aynı görüntüyü görmektedir. Stereomikroskop üzerinde iki objektif ve iki oküler içeren ki ayrı optik yol bulunur. Bu şekilde sağ ve sol gözlere farklı görüş açıları kazandırılarak incelenen numunenin üç boyutlu görüntüsü elde edilir (192).

2.8.3. Taramalı Elektron Mikroskobu (TEM)

Yüksek enerjili elektronların küçük bir alana odaklanarak yüzeyi taraması prensibiyle çalışan TEM, diğer görüntüleme yöntemleri ile karşılaştırıldığında odak derinliği, ayırım gücü, görüntü birleştirme gibi birçok olumlu özelliğinden dolayı araştırmalarda sıklıkla tercih edilmektedir (193). TEM işleminden önce örneklerin belirli kurallarla hazırlanması gereklidir. Örnekler ilk olarak kakodilat tamponunda sabitlendikten sonra etanol içinde dehidratasyon işlemi yapılır ve bu şekilde kimyasal kurutma sağlanır. Bu işlemler sonrasında örnekler altın püskürtme cihazıyla ince bir altın tabakasıyla kaplanır

(194). TEM’de görüntü oluşması için örneğe iletilen elektron demetinin geri yansıması ve bu yansıyan sinyallerin algılanması gerekir. Örneklerin yüzeyine elektron demeti gönderilir ve satır satır taranır. Yüzeye çarpan elektronlardan sekonder elektron olarak isimlendirilen elektronlar saçılır ve bu saçılan elektronlar detektörlerle yakalanır. Yakalanan elektronlar elektrik akımına çevrilir ve bilgisayarda incelenen örneğin görüntüsü oluşmuş olur (195). Yakalan elektronların sayısı ne kadar fazla ise taranan bölge o kadar parlak görünürken, ne kadar az olursa o kadar karanlık görünür. Bu şekilde taranan örneğin yüzey topografisi gri tonlarda kaydedilmiş olur.

2.9. Yapay Yaşlandırma Yöntemleri

Dental materyallerin etkinliğini değerlendirmek ve deney sonucunda ağız ortamındaki performansı ile uyumlu sonuçlar elde etmek için deney düzeneğine ağız ortamında materyalin etkileneceği koşulların yansıtılması gereklidir (196). Laboratuvar koşullarında ağız ortamını taklit edebilmek amacıyla materyallere statik, dinamik, döngüsel veya bunların kombinasyonu kullanılarak yaşlandırma yöntemleri uygulanmaktadır (197). Statik yaşlandırma metotları; distile suda bekletme, kaynar suda bekletme, asitte bekletme gibi yöntemleri içerirken dinamik yaşlandırma yöntemleri; termal siklus ve çiğneme simülatörü şeklinde sıralanabilir (197–200)

2.9.1. Termal Siklus

Ağızda bulunan restoratif materyallerin sürekli ısı değişimine maruz kalmaları nedeniyle termal siklus sıklıkla kullanılan yaşlandırma yöntemlerinden birisi haline gelmiştir. Tekrarlanabilir ve standardize edilebilir bir yöntem olan termal yaşlandırma işlemi için banyolarda kullanılan sıcaklık, bekletme süresi ve döngü sayısı olmak üzere üç önemli parametre bulunmaktadır (201). ISO 11405 standartlarına göre uygulanan sıcaklığın 5-55 °C arasında olması gereklidir. Pek çok araştırmacı da bu sıcaklık değerlerini in- vivo şartların simüle edilebilmesi için yeterli olarak kabul etmişlerdir (201, 202). Yapılan bir in-vivo çalışmada su içinde 5-55 °C arasında yapılan 1000 siklusün 1 yıllık oral fonksiyona karşılık geldiğini bildirmişlerdir (203).

2.9.2. Mekanik Siklus

Dental materyallerin yorulma özelliklerinin değerlendirilmesi amacıyla çiğneme simülatörleri geliştirilmiştir (204, 206). Klinik kullanım şartlarını gerçeğe en yakın şekilde simüle edebilmek amacıyla tek eksenli veya çok eksenli bir hareket içinde ve çeşitli ısırma

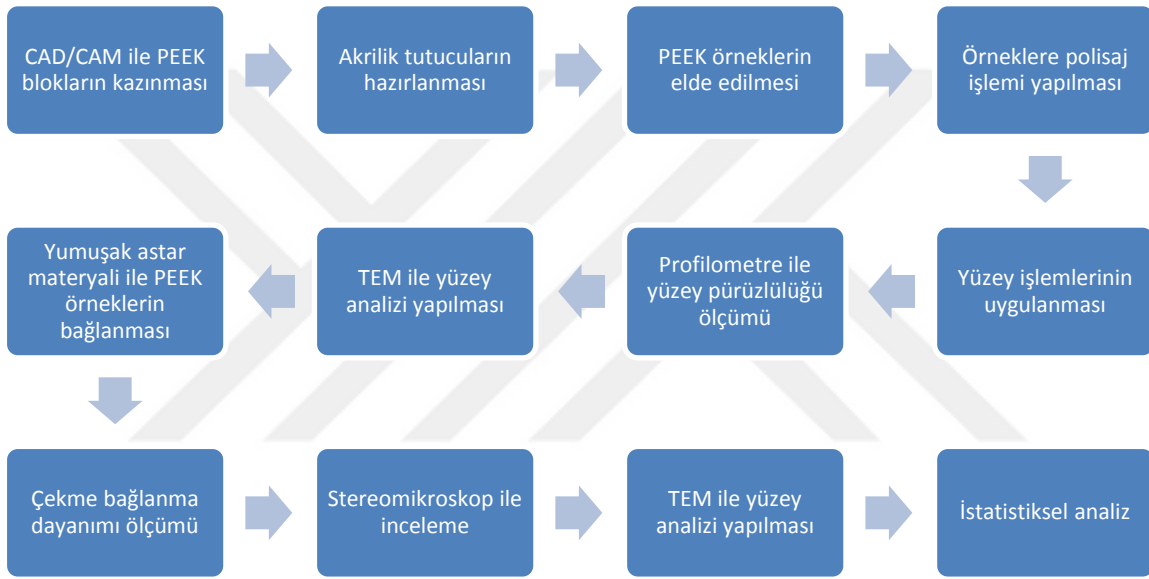
kuvvetleri ile döngüsel yükleme yapabilme yeteneği çığneme simülatörleri için temel gerekliliktir (208).

Literatüre göre klinik şartlarda bir yıllık kullanım, çığneme simülatöründe ortalama 250000 devire denk gelmektedir. 1.3- 1.8 Hz lik çığneme frekansı ile her 0.6-1.1 saniyede bir siklus fizyolojik sınırlar içerisinde kabul edilir ve tüm bu değerler bir monitör yardımıyla izlenir (210, 212).



3. GEREÇ ve YÖNTEM

Bu tez çalışması Karadeniz Teknik Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi, Karadeniz Teknik Üniversitesi Makine Mühendisliği Anabilim Dalı Laboratuvarı, Karadeniz Teknik Üniversitesi Merkez Araştırma Laboratuvarı, Recep Tayyip Erdoğan Üniversitesi Merkez Laboratuvarı, Recep Tayyip Erdoğan Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Araştırma Laboratuvarı, Ankara Fiberlast Fiber Lazer Sistemleri ile çalışılarak yürütüldü. Çalışmamızda kullanılan materyaller Tablo 2’de, kullanılan cihazlar Tablo 3’te gösterilmiştir.



Şekil 4. Tez çalışmasına ait iş akış şeması

Tablo 2. Çalışmada kullanılan materyaller

Materyal	Ticari İsim	Kimyasal İçerik	Üretici Firma
PEEK	BioHPP PEEK	%20 seramik doldurucu ilave edilmiş polietereeterketon	Bredent GmbH & Co, Almanya
Yumuşak Astar Materyali	Tokuyama Sofreliner Tough S	α , ω -divinil polidimetilsiloksan, dimetil hidrojen polisiloksan, silikon dioksit, platin katalizör	Tokuyama Dental Corporation, Japonya

		Primer: Etil asetat, MMA içerikli adeziv polimer	
Sülfürik Asit %98 (H₂ SO₄)	Tekkim Sülfürik Asit	%95-98 Sülfürik asit	Tekkim Kimya, Türkiye
Alüminyum Oksit (Al₂ O₃)50 µm	Renfert Cobra Abrasive	50µm Alüminyum oksit (Al ₂ O ₃) kumu (%99.5 Al ₂ O ₃ - %0.05 SiO ₂)	Cobra; Renfert GmbH, Almanya
Alüminyum Oksit (Al₂ O₃) 110 µm	Metoxide	110µm Alüminyum oksit (Al ₂ O ₃) kumu (%99.6 Al ₂ O ₃ - %0.04 SiO ₂)	Metoxide, Ankara, Türkiye

MMA: Metil metakrilat

Tablo 3. Çalışmada kullanılan cihazlar

Kullanılan Cihazlar	Üretici Firma
Bilgisayar Destekli Tasarım/ Bilgisayar Destekli Üretim (CAD/CAM) Cihazı	iMes- iCore Coritec 250i, Almanya
Hassas Kesme Cihazı	Micracut 125 Low Speed Precision Cutter Metkon, Türkiye
Polisaj Cihazı	Beta Grinder Polisher, Buehler, ABD
Ultrasonik Temizleme Cihazı	CleanEx-N 1011, Everest Makine, Türkiye
Kumlama Cihazı	Easy Sand, Silfradent, İtalya
Er, Cr: YSGG Lazer Cihazı	Waterlase MD, Biolase Technology, California, ABD
Ultrahızlı Fiber Lazer Cihazı	FiberLAST Inc., Türkiye
Profilometre Cihazı	MarSurf PS 10, Mahr, Almanya
Termal Siklus Cihazı	Gökçeler Makine, Türkiye
Universal Test Cihazı	Model 3343, Instron Corporation, ABD
Stereomikroskop	Leika MZ12, Bensheim, Almanya
Yüzey Kaplama Cihazı	SPI Module Sputter Coater, SPI Supplies, ABD
Taramalı Elektron Mikroskobu (TEM)	EVO LS10, Zeiss, Oberkochen, Almanya
Enerji Dağılım Spektrometresi	JEOL, JSM- 6610, Akishima, Japonya

3.1. PEEK Örneklerin Hazırlanması

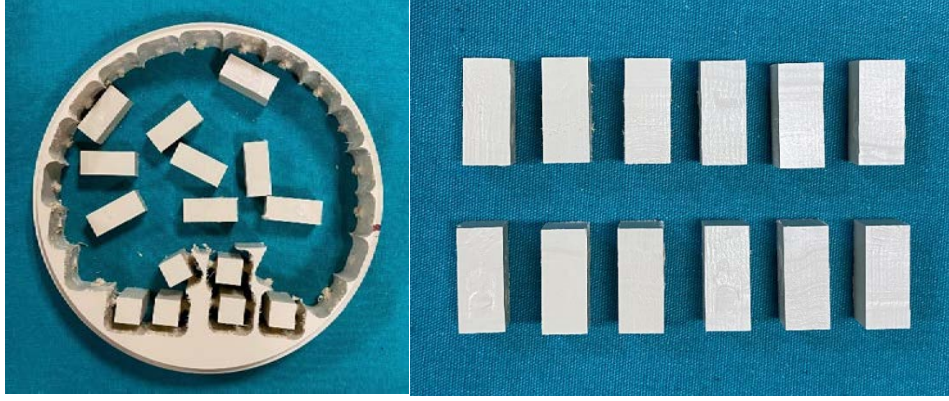
PEEK blokların CAD-CAM (Coritec 250i, İmes-icore, Almanya) ile üretiminde ilk olarak boyutları 7x7x16 mm olacak şekilde dikdörtgen şeklinin bilgisayar ortamında -stl formatında tasarımı yapıldı. Yazılım programında (3D Shape, Spagna, Italya) örneklerin tasarımının yapılmasının ardından CAD-CAM cihazı yardımıyla kazınarak PEEK örnekler elde edildi. PEEK örneklerin hazırlanmasında, üretici firmadan temin edilmiş Ø 98,5*16 mm boyutunda BioHPP (Bredent, Senden, Almanya) PEEK bloklar kullanıldı.



Resim 1. Çalışmamızda kullanılan BioHPP PEEK blok



Resim 2. PEEK örneklerin hazırlanmasında kullanılan CAD/CAM cihazı



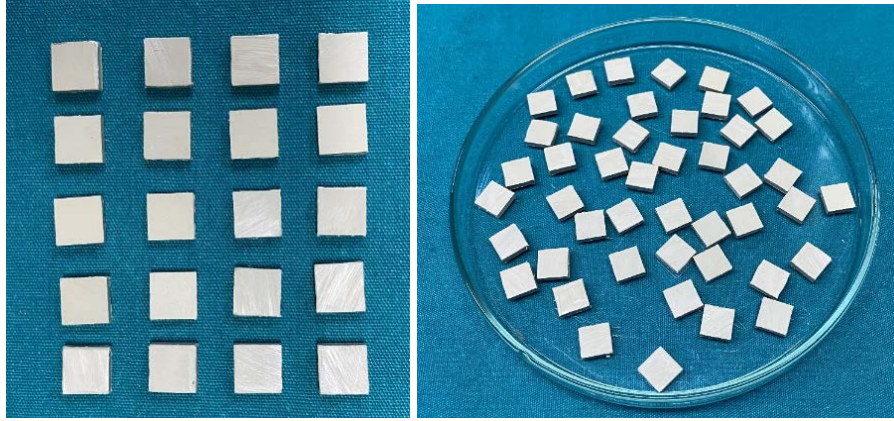
Resim 3. CAD/CAM cihazı yardımıyla elde edilen PEEK örnekler

3.1.1. PEEK Örneklerin Kesilmesi

7x7x16 mm boyutlarında dikdörtgen şeklindeki PEEK bloklardan, Micracut 151 hassas kesim cihazı ile (Metkon Instruments Inc. Bursa Türkiye) su soğutması altında, 500 devir/dk. hızla elmas kesici diskin (DIMOS Diamond Cutting Wheels, Metkon, Bursa, Türkiye) kalınlığı da hesaba katılarak 104 adet 7x7x2 mm boyutlarında örnekler hazırlandı.



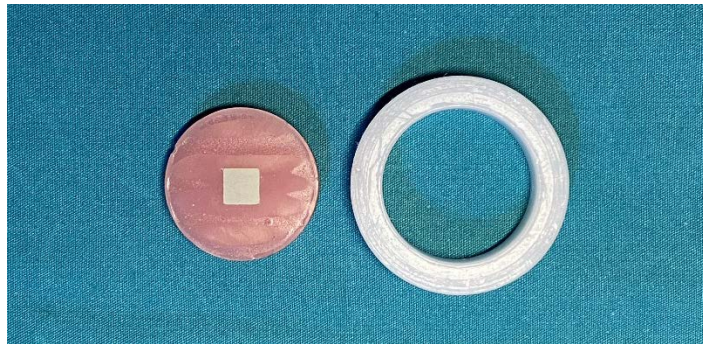
Resim 4. Micracut 151 hassas kesim cihazı



Resim 5. Hassas kesim cihazı ile 7x7x2 mm boyutlarında hazırlanan PEEK örnekler

3.1.2. PEEK Örneklerin Akrilik Silindirlere Gömülmesi ve Son Polisaj İşlemlerinin Yapılması

PEEK örnekler, 3 cm çapında ve 1 cm yüksekliğinde hazırlanan plastik kalıpların tabanına yerleştirildi ve kalıpların içerisinde kalan boşluk otopolimerizan akrilik rezin (Meliodent Rapid Repair, Heraeus Kulzer, Almanya) ile doldurularak örnekler sabitlendi. Yüzey standardizasyonun sağlanabilmesi amacıyla tüm örnekler; 800, 1200, 1500 ve 2000 gridlik silisyum karbür (SiC) zımpara kağıtları (Klingspor, Kocaeli, Türkiye) sırasıyla kullanılarak 25 N basınç altında, her bir zımpara kâğıdı 15 sn. uygulanacak şekilde otomatik polisaj cihazında (Beta Grinder Polisher, Buehler, Illinois, ABD) parlatıldı. Sonrasında tüm örnekler, ultrasonik temizleme cihazında (CleanEx-N 1011, Everest Makine, Türkiye) distile su ile 5 dk. boyunca temizlendi ve hava ile kurutularak uygulanacak yüzey işlemlerine hazır hale getirildi.



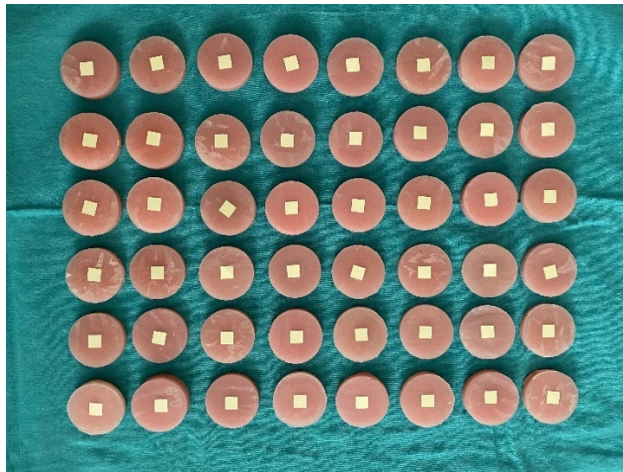
Resim 6. Otopolimerizan akrilik rezine gömülmüş PEEK örnekler



Resim 7. Çalışmamızda kullanılan polisaj cihazı



Resim 8. Çalışmamızda kullanılan ultrasonik temizleme cihazı



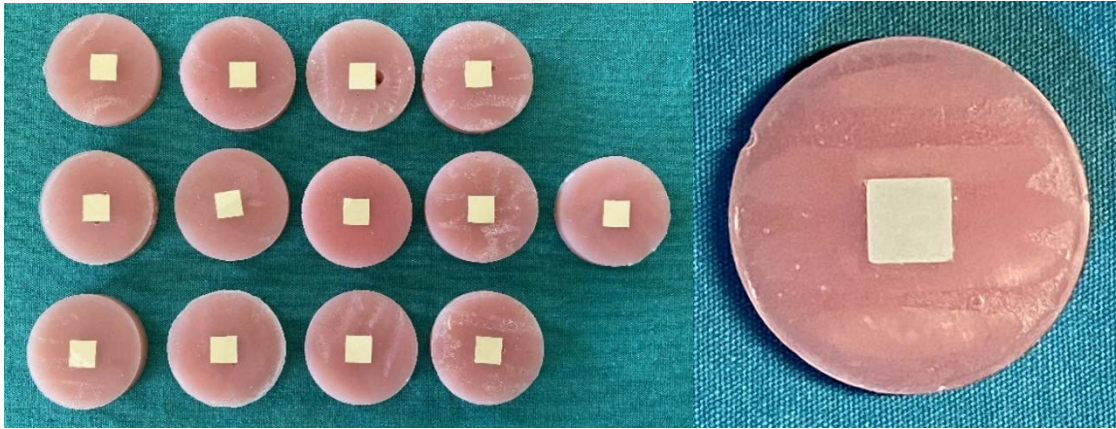
Resim 9. Polisaj cihazı ile yüzey standardizasyonu yapılan PEEK örneklerin görüntüsü

3.2. PEEK Örneklerin Yüzey Pürüzlendirme İşlemleri

BioHPP PEEK bloklardan elde edilen örnekler her grupta 12 adet olmak üzere uygulanacak yüzey işlemine göre rastgele 8 ayrı gruba ayrıldı (n=12).

- 1.grup; Yüzey işlemi uygulanmayan (Kontrol grubu)
- 2.grup; %98'lik sülfürik asitle pürüzlendirme
- 3.grup; 50 μm Al_2O_3 partikülleri ile kumlama
- 4.grup; 110 μm Al_2O_3 partikülleri ile kumlama
- 5.grup; Er, Cr: YSGG lazer sistemi ile pürüzlendirme (2W, 20 Hz)
- 6.grup; Er, Cr: YSGG lazer sistemi ile pürüzlendirme (3W, 20 Hz)
- 7.grup; Ultrahızlı fiber lazer ile pürüzlendirme (5W, 40 Hz)
- 8.grup; Ultrahızlı fiber lazer ile pürüzlendirme (10W, 40 Hz)

1.Grup (Kontrol): Kontrol grubundaki örneklere son polisaj işlemleri sonrasında herhangi bir yüzey işlemi uygulanmadı.

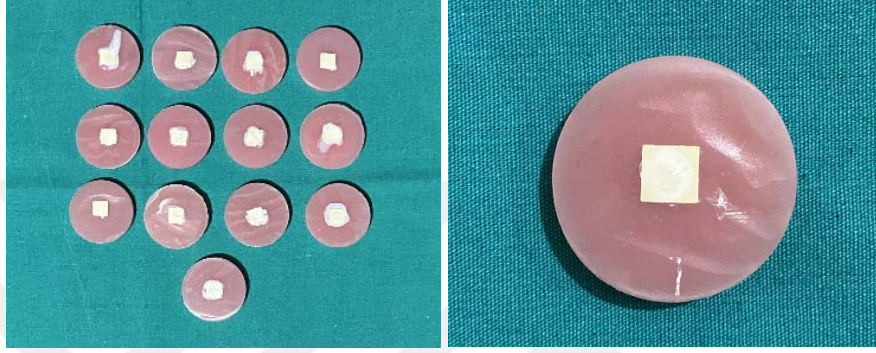


Resim 10. Herhangi bir yüzey işlemi uygulanmayan PEEK örnekler

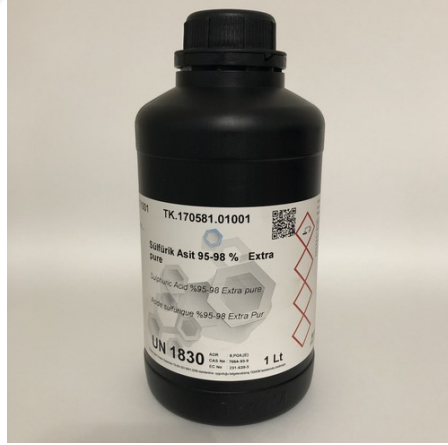
2. Grup (Sülfürik Asit): Bu gruptaki her bir örneğin bağlantı yüzeyine mikropipet yardımıyla 100 μl %98'lik H_2SO_4 (Tekkim Sülfürik Asit, Tekkim Kimya, Türkiye) solüsyonu 1 dk. süreyle uygulandı. Ardından örnekler 30 sn. boyunca distile su ile yıkanmış yıkandı ve hava ile kurutuldu.



Resim 11. Mikropipet yardımıyla %98'lik sülfürik asit uygulaması



Resim 12. Sülfürik asit uygulanmış PEEK örnekler

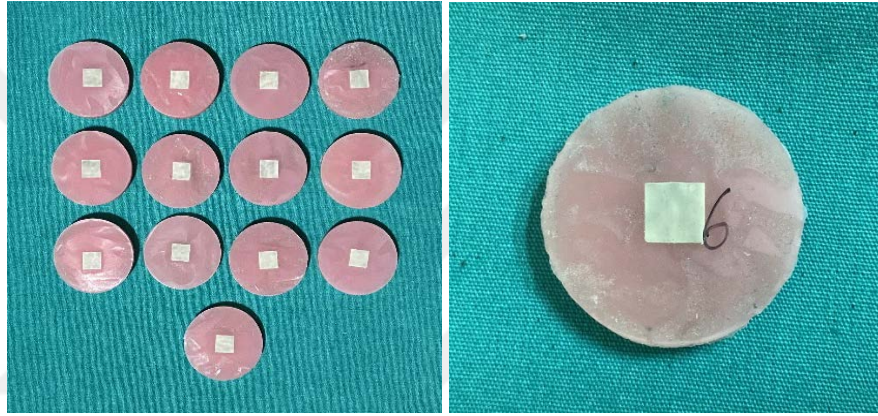


Resim 13. Çalışmamızda kullandığımız %98'lik sülfürik asit

3. Grup ($50\ \mu\text{m}\ \text{Al}_2\ \text{O}_3$ partikülleri ile kumlama): Örneklerin yüzeyine partikül boyutu $50\ \mu\text{m}$ olan $\text{Al}_2\ \text{O}_3$ partikülleri (Renfert Rollablast, Hilzingen, Almanya) ile laboratuvar tipi kumlama cihazında (Easy Sand, Silfradent, İtalya) 3,5 bar basınçla yaklaşık 10 mm uzaklıktan 10 sn. süreyle kumlama uygulandı. Kumlama işlemi aynı araştırmacı tarafından dikey yönde tüm yüzey taranacak şekilde uygulandı.



Resim 14. Çalışmamızda kullanılan 50µ Al_2O_3 kum ve kumlama cihazı

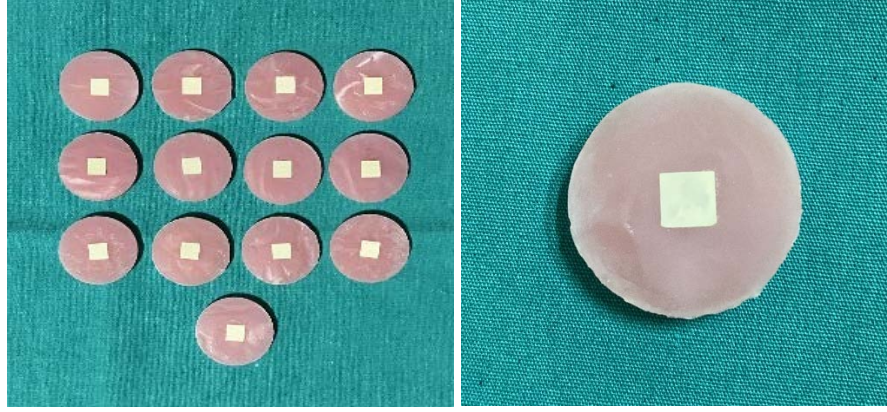


Resim 15. 50µ Al_2O_3 kum ile kumlama yapılan örnekler

4. Grup (110 µm Al_2O_3 partikülleri ile kumlama): Örneklerin yüzeyine partikül boyutu 110 µm olan Al_2O_3 partikülleri (Metoxide, Ankara, Türkiye) ile laboratuvar tipi kumlama cihazında (Easy Sand, Silfradent, İtalya) 3. gruptaki örneklerle aynı parametreler ve süreyle kumlama işlemi uygulandı.



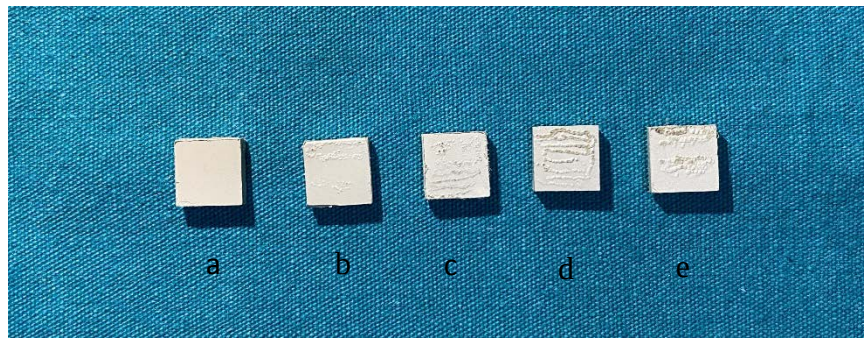
Resim 16. Çalışmamızda kullanılan 110µ'lik Al_2O_3 kumu



Resim 17. 110µ'lik Al₂O₃ kumu ile kumlama yapılan örnekler

Er, Cr: YSGG Lazer ile Pürüzlendirme Ön Çalışması

Yapılan literatür araştırmasında Er, Cr: YSGG lazerin PEEK yüzeyinin pürüzlendirilmesi amacıyla kullanıldığı bir çalışmaya rastlanamamıştır. Bu nedenle optimum lazer parametrelerini belirleyebilmek amacıyla, Er, Cr: YSGG lazerin PMMA, poliamid ve zirkonyum gibi diğer materyallerde etkisinin değerlendirildiği çalışmalar (1, 205) referans alınarak benzer parametrelerin değerlendirildiği bir ön çalışma planlandı. Bu amaçla PEEK örneklerle 2780 nm dalga boyunda, 140-200 µs atım süresi ve 20 Hz tekrarlama hızı ile 1W, 1.5W, 2W, 3W ve 4W çıkış gücü ile Er, Cr: YSGG lazer uygulanmıştır. Bu ön çalışmadan elde edilen verilere göre; 1W ve 1.5W ile pürüzlendirilen örneklerde yeterli pürüzlendirme sağlanamadığı görülmüş, 4W ile pürüzlendirilen örnekte ise PEEK yüzeyinde bozulma ve renk değişimi gözlenmiştir. Yapılan ön çalışma sonucunda, PEEK yüzeyi için Er, Cr: YSGG lazerin optimum çıkış gücünün 2W ve 3W olduğu görülmüştür.



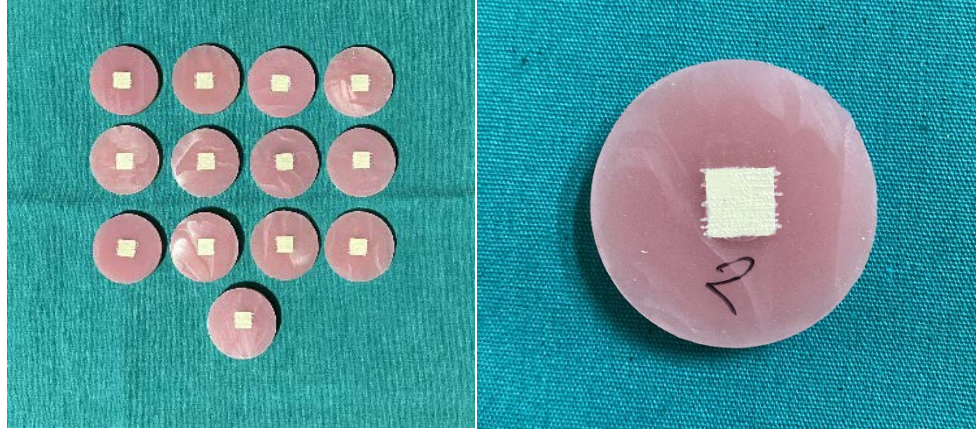
Resim 18. Farklı çıkış güçleri ile Er, Cr: YSGG lazer uygulanan ön çalışma örnekleri a:1W b:1.5W c:2W d:3W e:4W

5. Grup (Er, Cr: YSGG lazer sistemi ile pürüzlendirme, 2W):

PEEK örneklerin bağlantı yüzeyi Er, Cr: YSGG lazer (Waterlase MD, Biolase Technology, California, ABD) ile pürüzlendirildi. Uygulama yapılırken PEEK örneklerde kullanıma uygun MX5 Turbo lazer ucu kullanıldı. Örnek ile lazer aleti ucu arasındaki mesafe yaklaşık 1 mm olarak ayarlanmaya çalışıldı. Lazer parametreleri; maksimum ortalama çıkış gücü 2W, tekrarlama hızı 20 Hz olarak ayarlandı. Lazerle pürüzlendirme işlemi aynı kullanıcı tarafından cihazın handpiece'i yüzeye dik olacak şekilde ve tüm yüzey yatay yönde taranarak uygulandı.



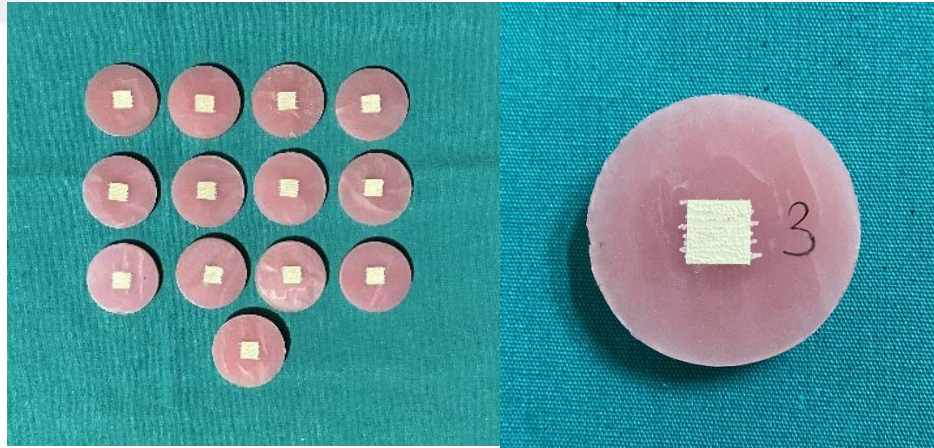
Resim 19. Çalışmamızda kullanılan Er, Cr: YSGG lazer



Resim 20. Er, Cr: YSGG lazer (2W) uygulanan PEEK örnekler

6. Grup (Er, Cr: YSGG lazer sistemi ile pürüzlendirme, 3W):

PEEK örneklerin bağlantı yüzeyi Er, Cr: YSGG lazer (Waterlase MD, Biolase Technology, ABD) ile MX5 Turbo lazer ucu kullanılarak pürüzlendirildi. Bu grup örnekler 5. gruptaki örneklerden farklı olarak lazer cihazının çıkış gücü 3W olacak şekilde uygulandı, geri kalan lazer parametreleri değiştirilmedi.



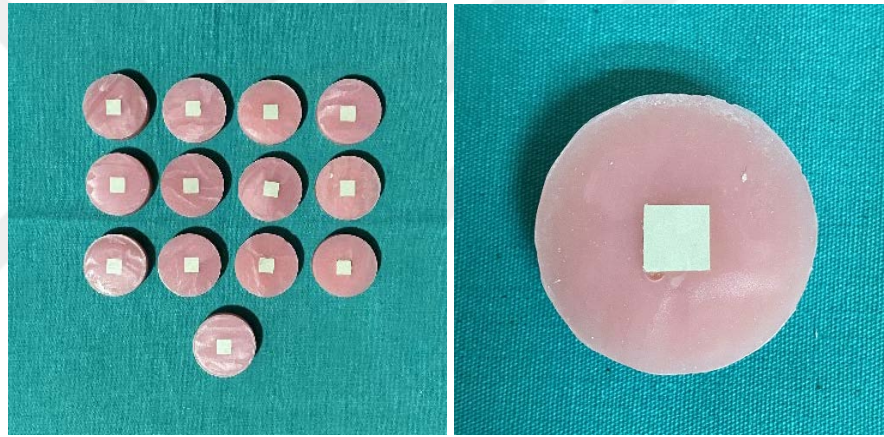
Resim 21. Er, Cr: YSGG lazer (3W) uygulanan PEEK örnekler

7. Grup (Ultrahızlı fiber lazer ile pürüzlendirme, 5W):

Ultrahızlı fiber lazer uygulaması için Ytterbium fiber lazer (FiberLAST Inc. Ankara, Türkiye) sistem cihazı kullanıldı. 1064 nm dalga boyuna sahip bu lazer cihazı için tekrarlama hızı 40 Hz, maksimum ortalama çıkış gücü 5W, tarama sıklığı 0.03 mm ve tarama hızı 500 mm/sn olacak şekilde ayarlandı. Tüm parametreler yazılım programına kaydedildi. Bu gruptaki PEEK örneklerin her biri yatay düzlemde bir tur tarandı.



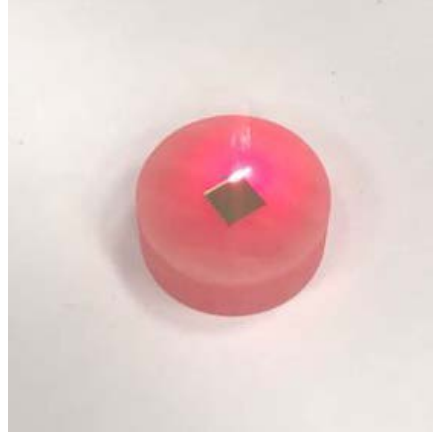
Resim 22. Çalışmamızda kullanılan ultrahızlı fiber lazer cihazının görüntüsü



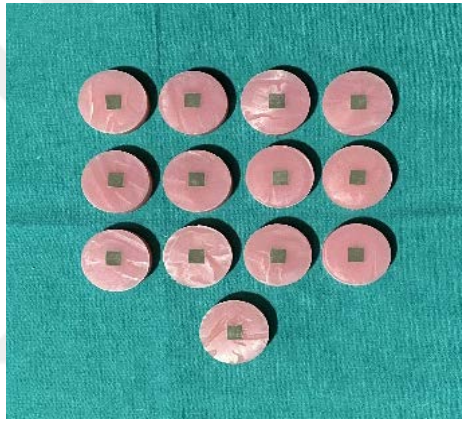
Resim 23. Ultrahızlı fiber lazer (5W) uygulanan PEEK örnekler

8. Grup (Ultrahızlı fiber lazer ile pürüzlendirme, 10W):

PEEK örneklerin bağlanma yüzeyi Ytterbium fiber lazer (FiberLAST Inc. Ankara, Türkiye) ile pürüzlendirildi. Bu grupta 7. gruptaki örneklerden farklı olarak lazer cihazının çıkış gücü 10W olacak şekilde ayarlandı, geri kalan tüm lazer parametreleri sabit bırakılarak uygulama yapıldı.



Resim 24. Ultrahızlı fiber lazerin 10W çıkış gücüyle PEEK örneğe uygulanması

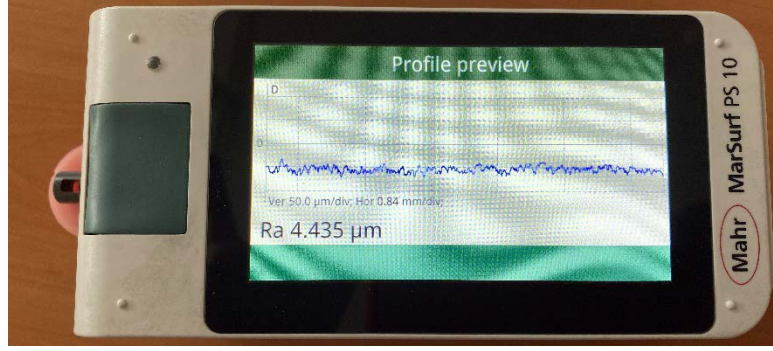


Resim 25. Ultrahızlı Fiber lazer (10W) uygulanan PEEK örnekler

3.3. Yüzey İşlemleri Yapılan Örneklerde Yüzey Analizleri

3.3.1. Profilometre ile Yüzey Analizi

Çalışmamızda yüzey işlemi uygulanmış örneklerin ortalama yüzey pürüzlülüğü (Ra) ölçümü mekanik bir profilometre (MarSurf PS 10, Mahr GmbH, Almanya) kullanılarak yapıldı. Ölçümlerden önce kalibrasyon işlemi yapıldı. Profilometrenin okuyucu ucu örneklerle 90° olacak şekilde yerleştirildi ve 5 mm'lik izlem yolu kullanılarak ölçümler yapıldı. Her örnek için iki ölçüm yapılarak elde edilen Ra değerlerinin ortalaması alınıp μm cinsinden kaydedildi.



Resim 26. Çalışmamızda kullanılan profilometre cihazı

3.3.2. Taramalı Elektron Mikroskobu (TEM) Analizi

Yüzey işlemleri bittikten sonra her bir gruptan temsilen birer örnek seçildi. Örneklerin iletkenliğini sağlamak amacıyla yüzey kaplama cihazı (SPI Module Sputter Coater, SPI Supplies, ABD) kullanılarak yaklaşık 150 sn. boyunca argon gazı ortamında %99 saflıkta altın ile kaplandı. Kaplanan örnek yüzeyi taramalı elektron mikroskobu (EVO LS10, Zeiss, Oberkochen, Almanya) altında görsel olarak incelendi. Yüzey topografisini daha detaylı inceleyebilmek için örneklerin TEM görüntüleri x500 ve x2000 büyütmelerde alındı.



Resim 27. Çalışmamızda kullanılan yüzey kaplama cihazı



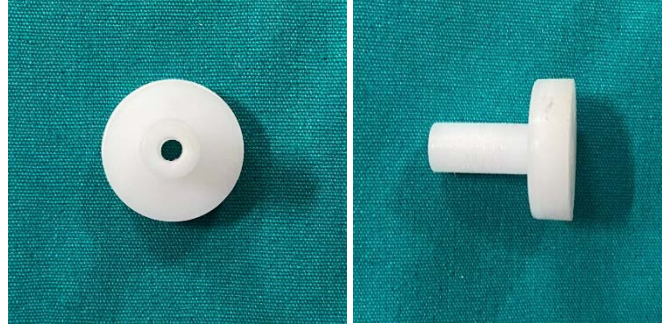
Resim 28. Çalışmamızda kullanılan TEM analiz cihazı

5.4. Hazırlanan Örnekler Üst Yapıların Oluşturulması

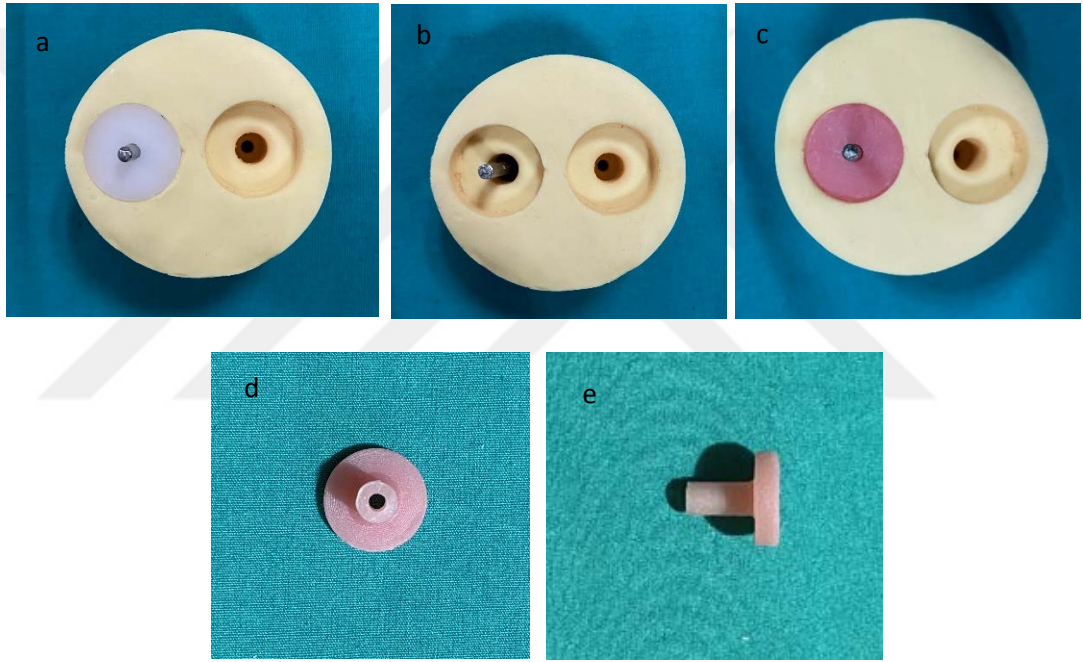
5.4.1. Test Düzeneginin ve Yumuşak Astar Materyali için Tutucu Parçaların Hazırlanması

Çalışmamızda yüzey işlemlerinin PEEK ile yumuşak astar materyali arasındaki bağlanma dayanımına etkisini değerlendirmek için çekme test yönteminin kullanılmasına karar verildi. Bu test yönteminde kullanılacak örnek boyutlarının belirlenmesi ve test düzeneğinin hazırlanması için yapılan literatür incelemesinde Stawarczyk ve ark.'nın (13, 15) yapmış olduğu çalışmalar referans alındı.

Öncelikle yumuşak astar materyalinin PEEK yüzeyine bağlanmasını sağlayacak ve çekme testi yapılırken ona bir kalıp vazifesi görecektir akrilik rehberlerin üretimi yapıldı (Resim 30). Bu amaçla iç çapı 2.9 mm olan tüp şeklinde üretilen plastik silindirler ve 2.9 mm çaplı bir paslanmaz çelik tel kalıp olarak kullanıldı. Birinci adım olarak plastik silindirlerin içindeki boşluğa aynı çaplı tel yerleştirildi. Bu haliyle her bir plastik silindir kondanse tip silikon ölçü materyalinin (Optosil Comfort, Heraeus Kulzer, Almanya) içine gömüldü (Resim 30a). Elde edilen negatif boşluğun merkezine 2.9 mm çaplı paslanmaz çelik tel koyuldu ve tel etrafına lak sürülerek izole edildi (Resim 30b). Kalan boşluğa otopolimerizan akrilik tepildi ve polimerizasyon gerçekleştirildi (Resim 30c). Bu şekilde toplam 96 adet akrilik rehber elde edildi.

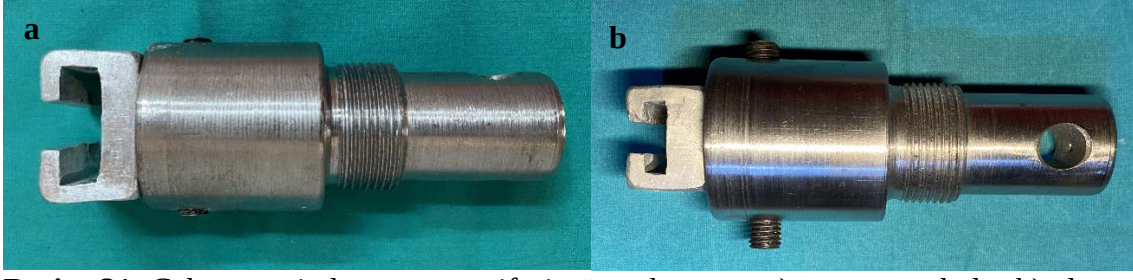


Resim 29. Tüp şeklinde ürettirilen plastik silindirler



Resim 30. Yumuşak astar materyali için tutucu görevi üstlenecek akrilik rehberlerin görüntüsü

Test düzeneğinin hazırlanmasına universal test cihazında kullanılmak üzere çekme test için uygun parçaların üretilmesiyle başlandı. Referans makalelerden elde edilen bilgiler ışığında, PEEK örneklerin gömüldüğü akrilik silindirlerin içerisine yerleştirilebilmesi amacıyla içerisinde 1 cm yüksekliğinde 3 cm çapında boşluğun olduğu alüminyum alt tutucu kol ürettirildi. Yumuşak astar materyaline tutuculuk yapacak akrilik tüpler için çekme testinde kullanılmak üzere üst tutucu kol alüminyumdan ürettirildi.



Resim 31. Çekme testinde tutucu vazifesi görecek aparat a) üst tutucu kolu, b) alt tutucu kolu

5.4.2. Yumuşak Astar Materyali Uygulanması

Tez çalışmamızda kullandığımız yumuşak astar materyali oda ısısında polimerize olan ilave tip silikon esaslı yumuşak astar Tokuyama Sofreliner Soft (Tokuyama Dental Corporation, Japonya) materyalidir. Hem geçici hem daimi astarlama amacıyla kullanılabilir. Materyal iki pastadan oluşmaktadır ve tabanca ile karıştırılmaktadır. PMMA ile adezyonunu arttırmak için astar uygulamasından önce protez kaidesine primer uygulaması gereklidir.

Yüzey işlemleri uygulanan PEEK örneklerin üzerine yumuşak astar materyalinin primer ajanı (Sofreliner Tough S Primer, Tokuyama, Japonya) kutu içeriğindeki fırça yardımıyla sürüldü ve üretici firma talimatına uygun olarak 5 dk. kurumması beklenildi. Ardından hazırlanan akrilik tüpler, bağlanma yüzeyi örneğin merkezine gelecek şekilde PEEK örneklerin üzerine hizalandı ve sabitlendi. Yumuşak astar materyali kartuş karıştırma ucuna Zhermack intra oral uç (Zhermack, Baida Polesine, İtalya) takılarak akrilik tüpün içinden PEEK örneklerin yüzeyinden itibaren yukarı doğru sıkılarak uygulandı. Yumuşak astar materyalinin oda sıcaklığında polimerizasyonu beklenildi.



Resim 32. Çalışmamızda kullanılan yumuşak astar materyali ve intraoral uç

3.5. Termal Yaşlandırma Uygulanması

Yumuşak astar materyali uygulamasından sonra tüm örneklere 5-55°C distile su banyosunda 30 sn. bekleme süresi ve 5 sn. transfer süresi ile 5000 devir boyunca termal yaşlandırma işlemi yapıldı (Gökçeler Makine, Sivas, Türkiye).



Resim 33. Termal yaşlandırma uygulaması

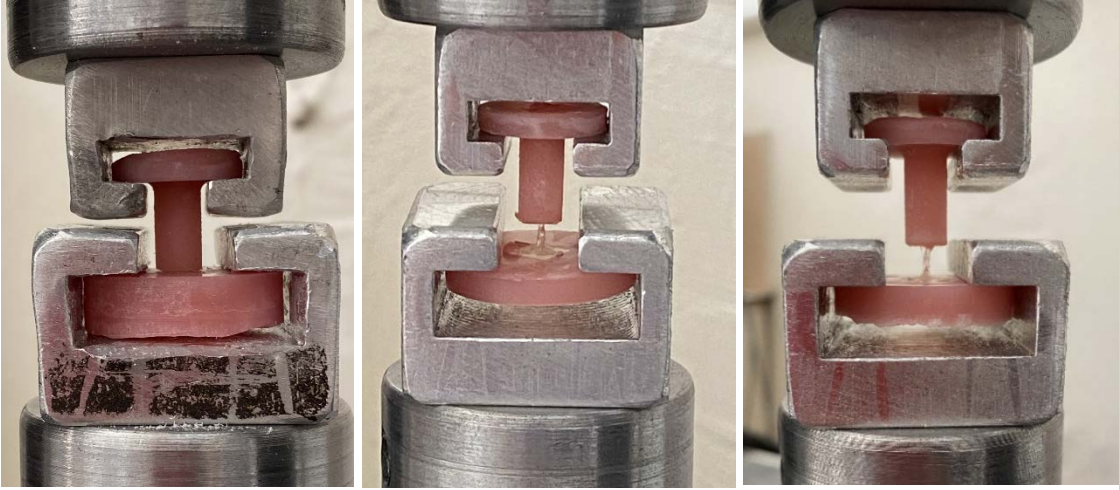
3.6. Çekme Bağlanma Dayanımı Ölçülmesi

Bağlanma dayanımı testi Instron Universal Test cihazı (Model 3343, Instron Corporation, Norwood, MA, ABD) kullanılarak yapıldı. Yapılacak çekme testi için üretilen alt ve üst tutucu parçalar cihaza sabitlendi. Hazırlanan örnekler tutucu parçalara yerleştirildi. Cihazın çekme hızı 1 mm/dk olarak ayarlandı ve tek yönlü çekme işlemi yapıldı. Kopma sırasında meydana gelen kuvvet değeri Newton (N) olarak ölçüldü ve birim alana düşen yük miktarının saptanabilmesi için aşağıdaki formül kullanılarak Newton (N) değerleri Megapaskal (MPa) değerlerine çevrildi.

$$\text{Çekme (Tensile) direnci (MPa)} = \text{Yük (N)} / \text{Alan (mm}^2\text{)}$$

$$= \pi \times r^2$$

$$r = \text{Bağlanma yüzeyinin yarı çapı}$$



Resim 34. PEEK örneğe çekme testinin uygulanması

3.7. Kopma Şekillerinin İncelenmesi

Çekme deneyi sonrasında tüm örneklerin kopma şekilleri stereomikroskopta (James Swift, Prior Scientific Instruments, Londra, İngiltere) incelendi. Yumuşak astarın kendi içinde koptuğu koheziv kopma, yumuşak astarın PEEK altyapıdan tamamen ayrıldığı adeziv kopma ve her iki kırılma tipinin beraber gözlemlendiği miks kopma (adeziv+koheziv) olarak kopma şekilleri 3 gruba ayrıldı.



Resim 35. Çalışmamızda kullanılan stereomikroskop

3.8. Taramalı Elektron Mikroskop (TEM) ve Enerji Dağılım Spektrometresi (EDS) Analizi

Örneklerin kırılması sonrası TEM analizleri Karadeniz Teknik Üniversitesi Merkez Araştırma Laboratuvarında bulunan taramalı elektron mikroskobu (EVO LS10, Zeiss, Oberkochen, Almanya) ile yapıldı. Örneklerin iletkenliğini sağlamak için yüzeyler kaplama cihazı kullanılarak (SPI Module Sputter Coater, SPI Supplies, ABD) yaklaşık 150 sn. boyunca argon gazı ortamında %99 saflıkta altın ile kaplandı. TEM analizi her gruptan birer örneğe uygulandı. Farklı pürüzlendirme işlemlerine tabi tutulan PEEK alt yapıların yüzey pürüzlülüğünü değerlendirmek ve bağlanma dayanımı tespitinden sonra kopma yüzeylerini incelemek için TEM analizi yapıldı. Sonrasında örneklerle EDS analizi yapıldı.



Resim 36. Çalışmamızda kullanılan EDS analiz cihazı

3.9. İstatistiksel Analiz

Deneylerin tamamlanmasının ardından, istatistiksel analizlerde SPSS for Windows 17.0 (Statistical Package for Social Sciences, SPSS Inc, ABD) programı kullanıldı. Tanımlayıcı değişkenler ortalama ve standart sapma olarak verildi. Verilerin normal dağılıma uygunluğu Shapiro Wilk testi ile değerlendirildi. Gruplar arasında karşılaştırmada tek yönlü ANOVA ve Tukey's post hoc testleri kullanıldı ve $p < 0.05$ düzeyi istatistiksel olarak anlamlı kabul edildi.

BULGULAR

1. Yüzey Pürüzlülüğü Testi Sonuçları

Yüzey işlemi yapılan örneklerin yüzeylerinde profilometre cihazı ile yapılan ölçümler sonucu elde edilen ortalama yüzey pürüzlülüğü değerleri (μm) ve standart sapmaları Tablo 4'te gösterilmiştir.

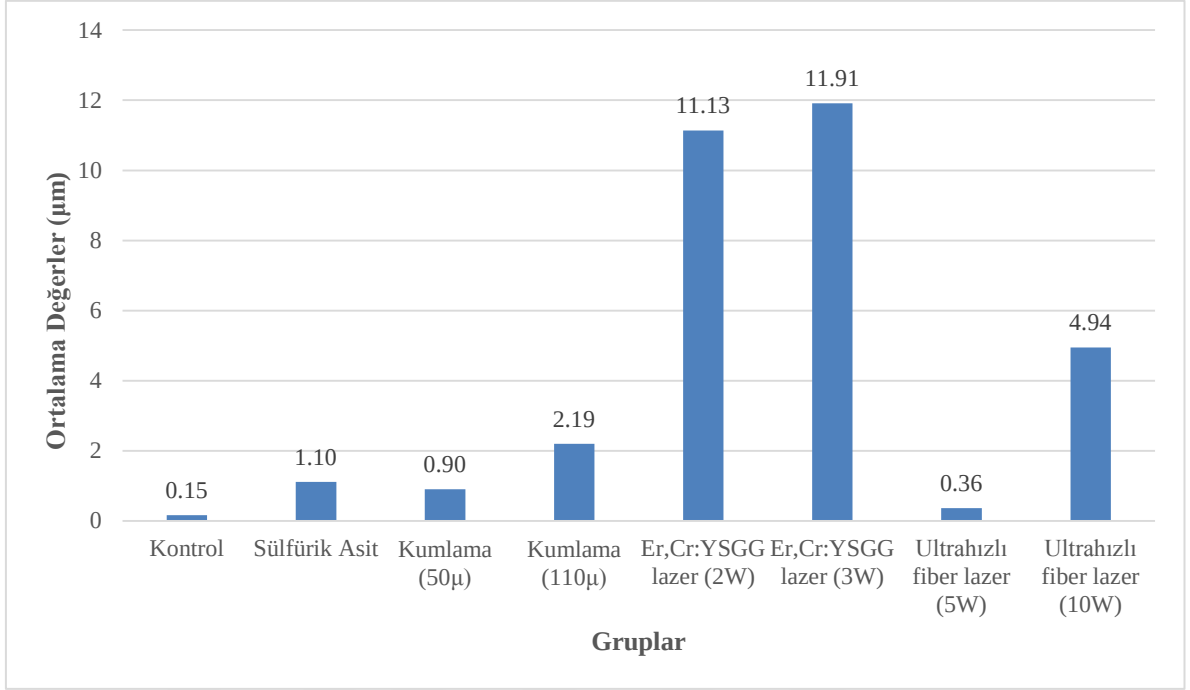
Tablo 4. Gruplara ait yüzey pürüzlülük değerleri

Gruplar (n=13)	Ort $\pm$ Ss
Kontrol	0.15 $\pm$ 0.04 ^A
Sülfürik asit	1.10 $\pm$ 0.12 ^B
Kumlama (50 μm)	0.90 $\pm$ 0.10 ^C
Kumlama (110 μm)	2.19 $\pm$ 0.35 ^D
Er, Cr: YSGG lazer (2W)	11.13 $\pm$ 1.63 ^E
Er, Cr: YSGG lazer (3W)	11.91 $\pm$ 1.34 ^F
Ultrahızlı fiber lazer (5W)	0.36 $\pm$ 0.05 ^G
Ultrahızlı fiber lazer (10W)	4.94 $\pm$ 0.55 ^H

*Gruplar arasında istatistiksel anlamlı farklılıklar vardır.

(A-D, A-E, A-F, A-H, B-E, B-F, B-H, C-E, C-F, C-H, D-E, D-F, D-G, D-H, E-G, E-H, F-G, F-H, G-H için $p < 0.001$, B-D ve C-D için $p < 0.05$). Diğer ikili karşılaştırmalar arasında fark yoktur ($p > 0.05$).

Ort: Ortalama, Ss: Standart Sapma



Şekil 3. Gruplara ait yüzey pürüzlülük değerleri (µm)

Yüzey pürüzlülüğü değerleri incelendiğinde en yüksek ortalama pürüzlülüğü değerinin Er, Cr: YSGG lazerin 3W çıkış gücüyle uygulandığı grupta (11.91 µm), en düşük değerin ise herhangi bir yüzey işlemi yapılmamış olan kontrol grubunda (0.15 µm) olduğu tespit edildi.

Kontrol grubunun yüzey pürüzlülük değerinin (0.15 µm); ultrahızlı fiber lazer 5W (0.36 µm) ile uygulama, sülfürik asit (1.10 µm) ile pürüzlendirme ve 50 µm’luk Al₂ O₃ ile kumlama (0.90 µm) yapılan gruplardan daha düşük olduğu tespit edilmiş ancak bu değerler arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark bulunamamıştır (p>0.05). Kontrol grubunun yüzey pürüzlülüğü değeri, 110 µm Al₂ O₃ ile kumlama (2.19 µm) yapılan grubun yüzey pürüzlülüğü değerinden istatistiksel olarak anlamlı şekilde daha düşük bulundu. (p<0.001). Kumlama yapılan iki grup arasında 110 µm ile uygulama yapılan grubun yüzey pürüzlülüğü değeri, 50 µm ile kumlama yapılan gruba göre istatistiksel olarak anlamlı şekilde yüksek tespit edildi (p<0.05). Sülfürik asit uygulanan grubun yüzey pürüzlülüğü değeri, 110 µm Al₂ O₃ partikülleri ile kumlama yapılan grubun pürüzlülük değerine göre istatistiksel olarak anlamlı şekilde daha düşüktür (p<0.05). Ultrahızlı fiber lazerin 10W (4,94 µm) gücüyle uygulandığı grubun yüzey pürüzlülüğü değeri, 110 µm Al₂ O₃ partikülleri ile kumlama yapılan gruba göre istatistiksel olarak anlamlı şekilde yüksektir (p<0.001). Ultrahızlı fiber lazer uygulaması yapılan iki grup arasında 10W gücüyle pürüzlendirilen örneklerin yüzey

pürüzlülüğü değerleri, 5W (0,36 μm) ile pürüzlendirilen örneklerle göre istatistiksel olarak anlamlı şekilde yüksektir ($p<0.001$). Er, Cr: YSGG lazerin 3W uygulandığı grubun yüzey pürüzlülüğü değeri, Er, Cr: YSGG lazerin 2W uygulandığı grup haricinde tüm gruplardan istatistiksel olarak anlamlı şekilde yüksektir ($p<0.001$).

2. Çekme Bağlanma Dayanım Testi Bulguları

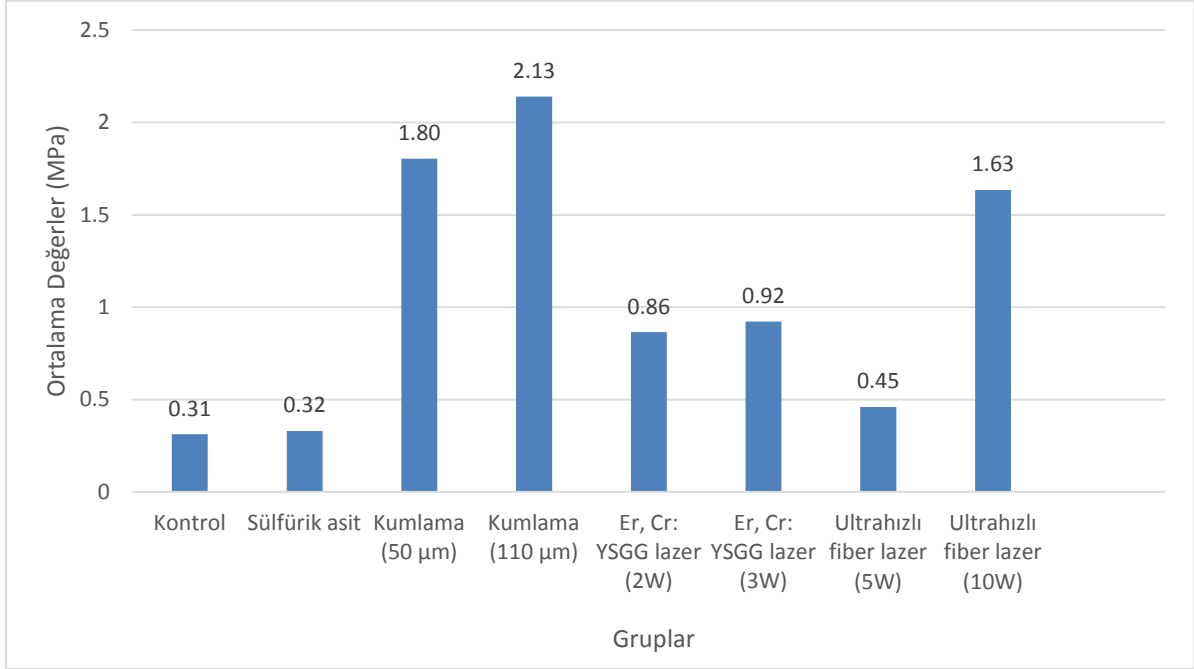
Tablo 5. Gruplara göre çekme bağlanma dayanım testi sonuçları (MPa)

Grup Kısaltmaları	Gruplar (n=12)	Ort $\pm$ Ss
Ko	Kontrol	0,31 $\pm$ 0,06 ^A
Sa	Sülfürik asit (Sa)	0,32 $\pm$ 0,10 ^B
Ku50	Kumlama (50 μm)	1,80 $\pm$ 0,30 ^C
Ku110	Kumlama (110 μm)	2,13 $\pm$ 0,31 ^D
Er2W	Er, Cr: YSGG lazer (2W)	0,86 $\pm$ 0,17 ^E
Er3W	Er, Cr: YSGG lazer (3W)	0,92 $\pm$ 0,12 ^F
Uf5W	Ultrahızlı fiber lazer (5W)	0,45 $\pm$ 0,10 ^G
Uf10W	Ultrahızlı fiber lazer (10W)	1,63 $\pm$ 0,20 ^H

*Gruplar arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılık vardır.

(A-C, A-D, A-E, A-F, A-H, B-C, B-D, B-E, B-F, B-H, C-E, C-F, C-G, D-E, D-F, D-G, D-H, E-G, E-H, F-G, F-H, G-H için $p<0.001$, C-D için $p<0.05$). Diğer ikili karşılaştırmalar arasında fark yoktur ($p>0.05$).

Ort: Ortalama, Ss: Standart Sapma



Şekil 4. Gruplara ait ortalama çekme bağlanma dayanımı değerleri (MPa)

Yapmış olduğumuz çalışmada çekme bağlanma dayanımı değerlerinin $0,31 \pm 0,06$ MPa ile $2,13 \pm 0,31$ MPa değerleri arasında olduğu tespit edilmiştir. En yüksek çekme bağlanma dayanımı değeri $110 \mu\text{m}$ 'luk Al_2O_3 partikülleri ile kumlama yapılan grupta görülmüş olup en düşük çekme bağlanma değeri herhangi bir yüzey işlemi yapılmayan kontrol grubunda izlendi.

Ko grubunun bağlanma dayanımı değeri, Sa ve Uf5W grubundan daha düşük olduğu görülse de bu farklılığın istatistiksel olarak anlamlı olmadığı tespit edildi ($p > 0.05$). Sa grubunun bağlanma dayanımı değeri Ko grubu hariç tüm gruplardan daha düşüktür. Ku110 grubunun bağlanma dayanımı değeri diğer tüm gruplardan anlamlı şekilde yüksek bulundu (Ku50 için $p = 0.002$, diğer gruplar için $p < 0.001$). Ku50 grubunun bağlanma dayanımı değeri, Uf10W grubunun bağlanma dayanımı değerinden yüksek olsa da aradaki fark istatistiksel olarak anlamlı değildir ($p > 0.05$). Ku50 grubunun bağlanma dayanımı değeri, Ko, Sa, Er2W, Er3W ve Uf5W gruplarından istatistiksel olarak anlamlı olacak şekilde yüksek tespit edildi ($p < 0.001$). Er3W grubunun bağlanma dayanımı değeri Er2W grubundan daha yüksek olsa da bu fark istatistiksel olarak anlamlı değildir ($p > 0.05$). Er3W ve Er2W gruplarının bağlanma dayanımı değeri Uf10W, Ku50 ve Ku110 gruplarından istatistiksel olarak anlamlı olacak şekilde daha düşüktür ($p < 0.001$). Uf5W grubunun bağlanma dayanımı değeri Sa grubundan daha yüksek olsa da bu fark istatistiksel açıdan anlamlı değildir ($p > 0.05$). Uf5W

grubunun bağlanma dayanımı değeri Uf10W grubunun bağlanma dayanımı değerinden düşüktür ve bu fark istatistiksel olarak anlamlı bulunmuştur ($p<0.001$).

Failure Mode Bulguları

Tüm örneklerin kırılma şekilleri stereomikroskopta incelendi ve kopma şekillerine göre koheziv tip başarısızlık (yumuşak astar materyalinin tamamen kendi içinde ayrıldığı kopma), adeziv tip başarısızlık (yumuşak astar materyalinin altyapı PEEK'ten tamamen ayrıldığı kopma) ve miks tip başarısızlık (adeziv+koheziv) olarak değerlendirildi. Örneklerin kırılma şekillerinin sonuçları Tablo 6'da verildi.

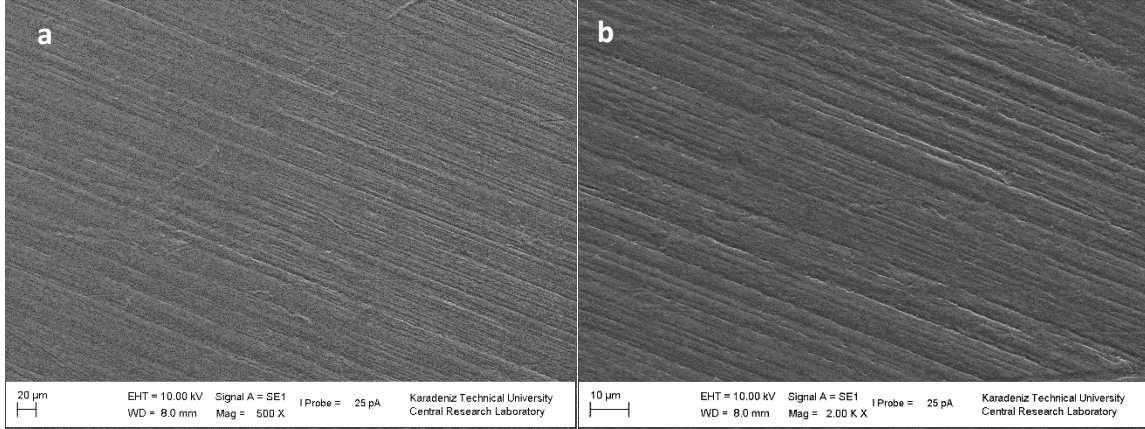
Tablo 6. Gruplardaki örneklerin kopma tiplerinin oranları (%)

	Adeziv	Koheziv	Miks
Kontrol	%33.3	%16.7	%50
Sülfürik Asit	%8.3	%16.7	%75
Kumlama 50 μ m	-	%100	-
Kumlama 110 μ m	-	%83.3	%16.7
Er, Cr: YSGG lazer 2W	-	%41.7	%58.3
Er, Cr: YSGG lazer 3W	-	-	%100
Ultrahızlı fiber lazer 5W	%66.7	-	%33.3
Ultrahızlı fiber lazer 10W	-	%16.7	%83.3

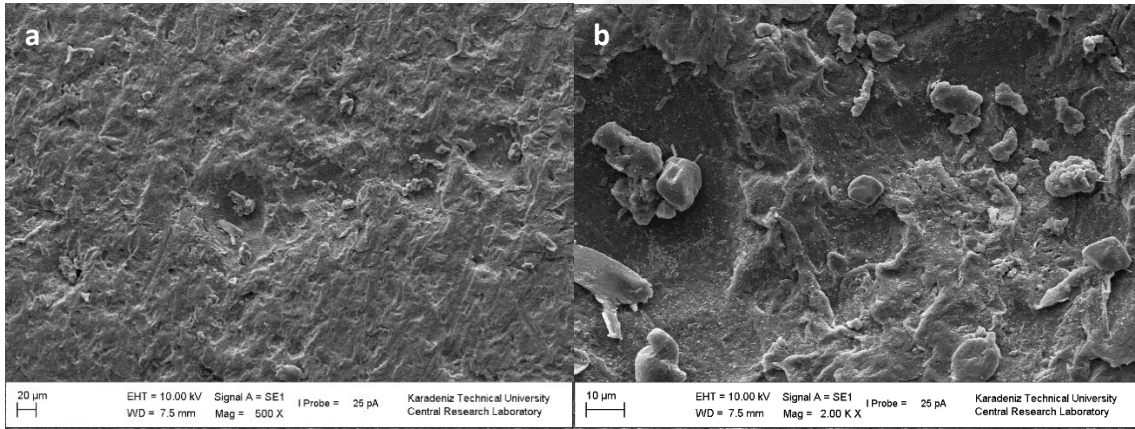
Örneklerin kopma tiplerinin oranları incelendiğinde adeziv kopmanın yalnızca yüzey işlemleri yapılmayan kontrol grubu (%33,3), sülfürik asitle pürüzlendirme (%8,3) yapılan ve ultrahızlı fiber lazerin 5W (%66,7) çıkış gücüyle uygulanarak yüzey işlemleri yapıldığı grupta meydana geldiği tespit edildi. 50 μ m Al₂O₃ partikülleri ile kumlama yapılan grupta sadece koheziv kopma (%100) görüldü. Kumlama yapılan her iki grupta da koheziv kopma oranının daha yüksek olduğu görüldü. Er, Cr: YSGG lazerin 3W çıkış gücüyle uygulandığı grupta sadece miks kopma (%100) tespit edildi. Ultrahızlı fiber lazerin 5W gücüyle uygulandığı grup dışında lazerle yüzey işlemleri yapılan tüm gruplarda miks kopma daha çok izlendi.

Yüzey işlemleri yapılan örneklerin Tarama Elektron Mikroskop (TEM) ile İncelenmesi

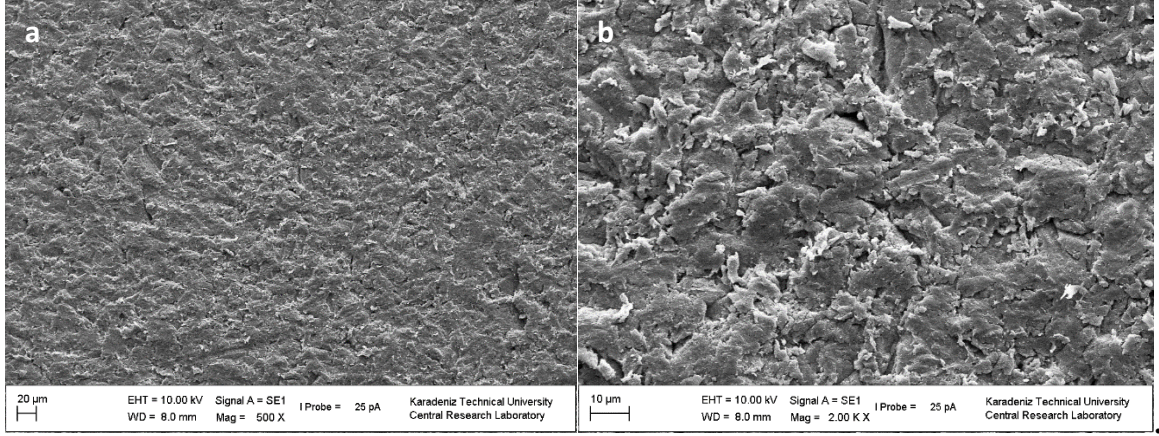
PEEK örneklerine uygulanan yüzey işlemleri sonrasında meydana gelen topografik değişikliklerin incelenmesi için TEM kullanıldı. PEEK materyali iletken olmadığı için incelenecek her bir örnek yüzeyi altın kaplama cihazında kaplandı ve 10 Kv'da inceleme yapıldı. TEM cihazındaki görüntüler x500 büyütme ve x3000 büyütme melerinde incelendi.



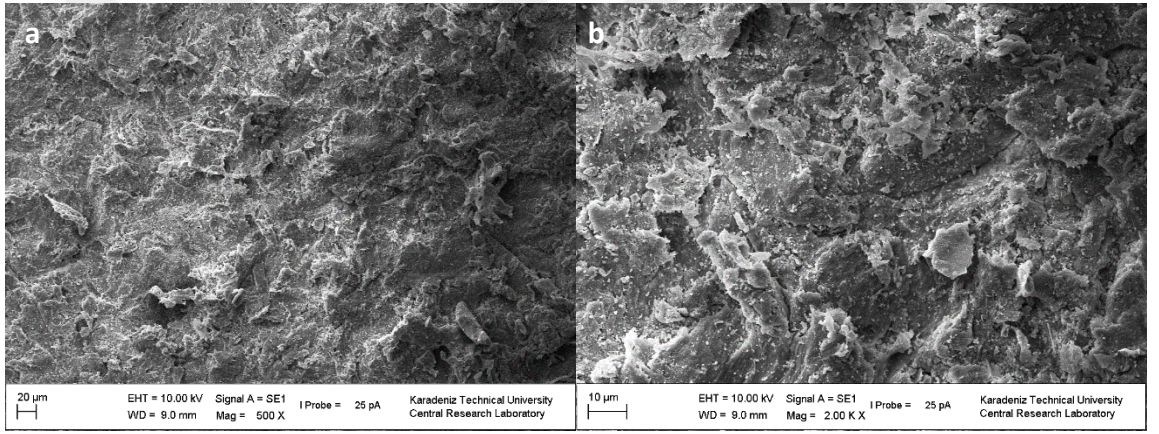
Resim 37. Kontrol grubunun TEM görüntüleri, a. x500 büyütme, b. x2000 büyütme



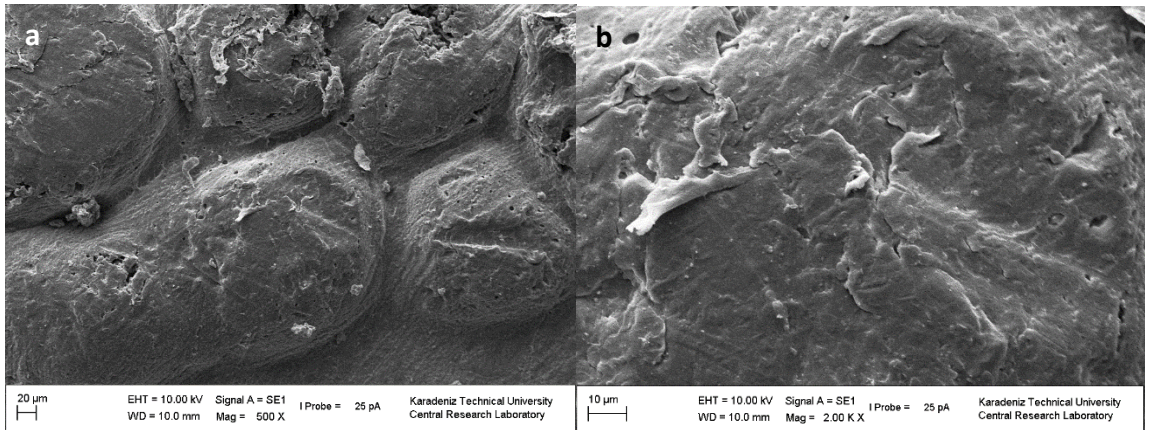
Resim 38. Sülfürik asit grubunun TEM görüntüleri a. x500 büyütme, b.x2000 büyütme



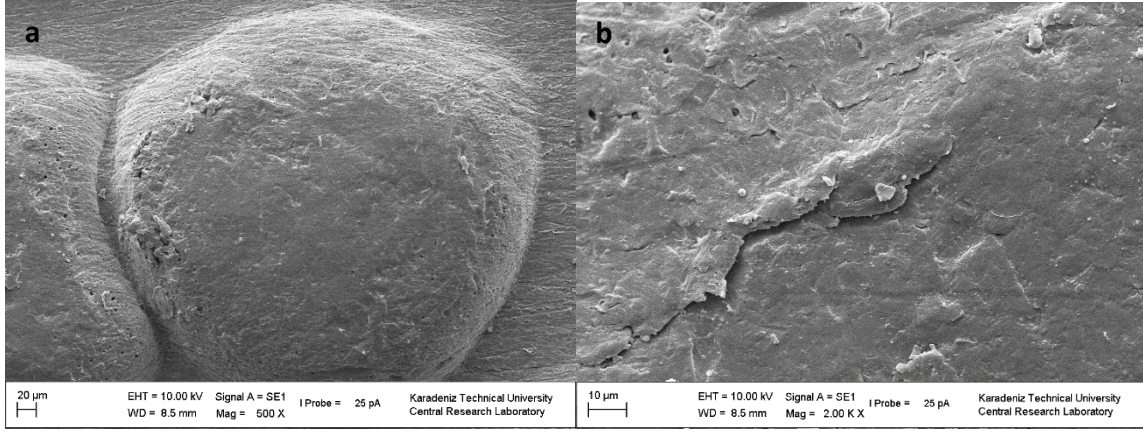
Resim 39. Kumlama 50 µm grubunun TEM görüntüleri a. x500 büyütme, b. x2000 büyütme



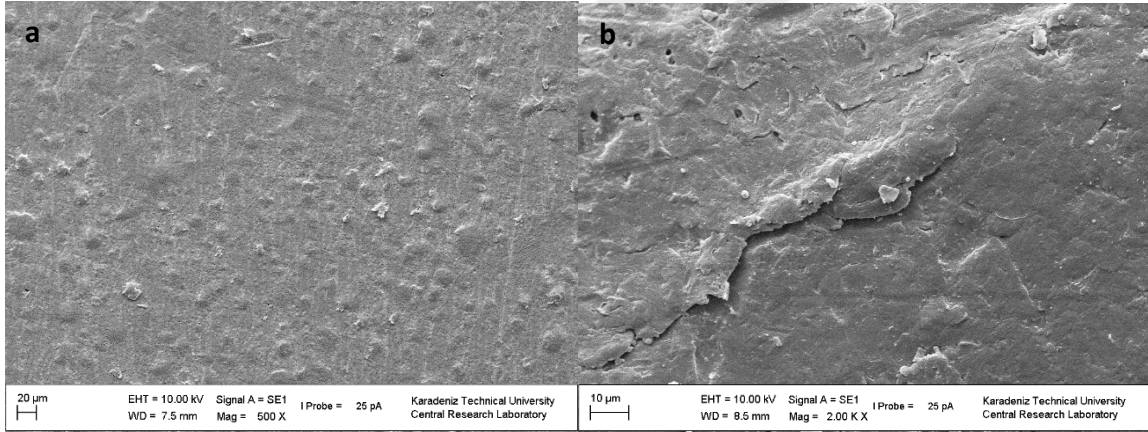
Resim 40. Kumlama 110 µm grubunun TEM görüntüleri a. x500 büyütme, b. x2000 büyütme



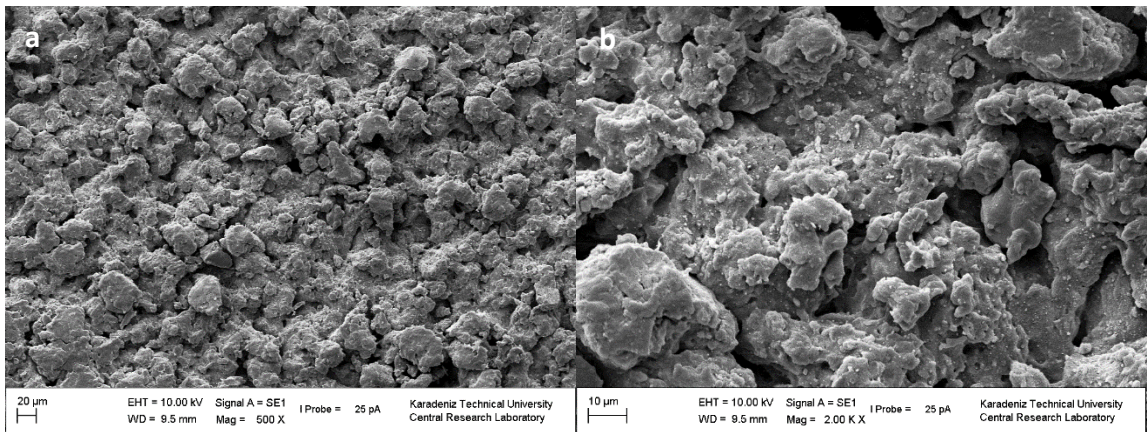
Resim 41. Er, Cr: YSGG lazer 2W grubunun TEM görüntüleri a. x500 büyütme, b. x2000 büyütme



Resim 42. Er, Cr: YSGG lazer 3W grubunun TEM görüntüleri a. x500 büyütme, b. x2000 büyütme



Resim 43. Ultrahızlı fiber lazer 5W grubunun TEM görüntüleri a. x500 büyütme, b. x2000 büyütme



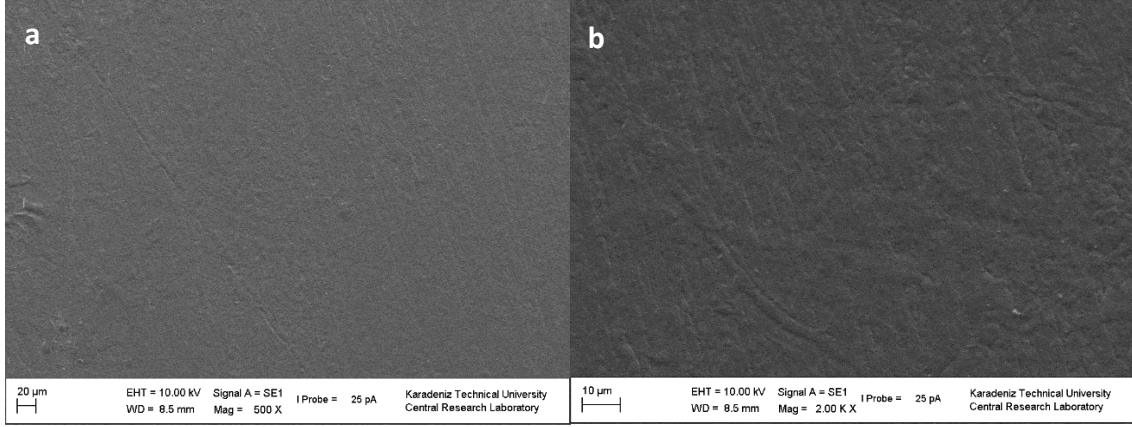
Resim 44. Ultrahızlı fiber lazer 10W grubunun TEM görüntüleri a. x500 büyütme, b. x2000 büyütme

Farklı yüzey işlemi uygulanan gruplarda farklı yüzey morfolojilerinin meydana geldiği yapılan TEM incelemesiyle görülmüştür. Herhangi bir yüzey işlemi uygulanmayan kontrol grubunda yüzeyde küçük çiziklerin olduğu daha pürüzsüz bir yüzey morfolojisi olduğu tespit edilmiştir (Resim 37). Sülfürik asit uygulanan grupta yüzeyde gözenekli ve kabarcıklı bir çözünmenin meydana geldiği, yüzeyde kraterimsi alanlar olduğu ve içerisinde küçük kabarcıkların olduğu ve kabarcık dağılımlarının düzensiz olduğu gözlemlenmiştir (Resim 38). 50 μm Al_2O_3 ile yapılan kumlama işleminin 110 μm ile benzer şekilde yüzeyde homojen ama düzensiz bir pürüzlülük oluşturduğu görülmüştür. 110 μm Al_2O_3 ile pürüzlendirme yapılan grupta oluşan çukurcukların 50 μm Al_2O_3 ile pürüzlendirme yapılan gruba göre daha büyük olduğu gözlemlenmiştir. Kontrol grubuna göre daha büyük olukların olduğu görülmüş ve bu olukların içerisinde kullanılan alüminyum oksit partiküllerinin görüntüsüne rastlanmıştır (Resim 39 ve 40). Er, Cr: YSGG lazerin 2W ve 3W çıkış gücüyle uygulandığı gruplarda yüzeyde kabarcık formasyonunun meydana geldiği ve oluşan bu kabarcıkların üzerinde ve etrafında kraterimsi alanların meydana geldiği gözlemlenmiştir. Er, Cr: YSGG lazer ile oluşan pürüzlülüğün her iki grupta da homojen olmadığı, lazer atışının gelmediği alanlarda yüzey yapısının bozulmamış olduğu tespit edilmiştir (Resim 41 ve 42). Er, Cr: YSGG lazer ile meydana gelen yüzey pürüzlülüğünün oluşan kabarcıklar, lazer ışınından etkilenmeyen alan ve kraterlerin arasında çok fazla yükseklik farkı olması sebebiyle daha yüksek olabileceği düşünülmüştür. Ultrahızlı fiber lazerin 5W uygulandığı grupta kontrol grubuna göre nispeten daha düzensiz bir yüzey yapısı görülürken lazer atışının denk geldiği alanlarda minik kabarcıklar meydana geldiği, bu dağılımın tüm yüzey boyunca homojen olduğu tespit edilmiştir (Resim 43). Ultrahızlı fiber lazerin 5W uygulandığı grupta x2000 büyütmede daha net görülecek şekilde yüzeyde mikro çukurcukların ve olukların olduğu görülmüştür (Resim 43b). Ultrahızlı fiber lazerin 10W çıkış gücüyle uygulandığı grupta yüzey yapısının tamamen bozulduğu, derin çukurcukların ve minik tepeciklerin meydana geldiği gözlemlenmiş olup yüzey yapısının homojen olduğu görülmüştür (Resim 44).

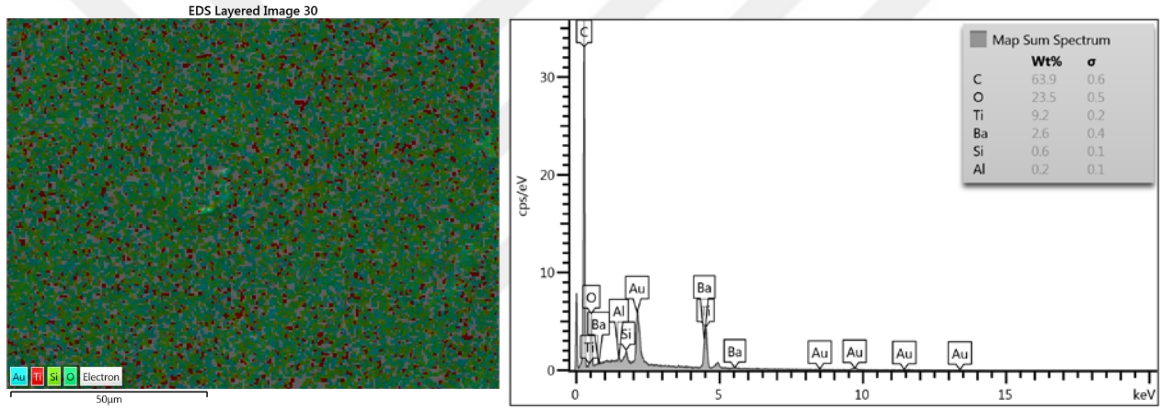
Çekme Bağlanma Deneyi Testi Sonrası Örneklerinin Kopma Yüzeylerinin

Tarama Elektron Mikroskop (TEM) ve Enerji Dağılım Spektrometresi (EDS) Analizi

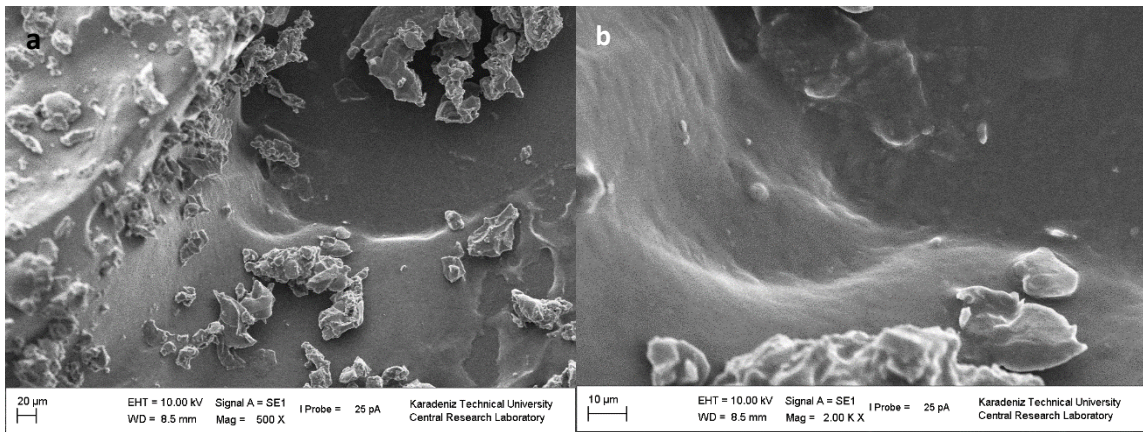
Çekme bağlanma testinden sonra örneklerin yüzeylerinde oluşan kopma bölgeleri üzerinde yapılan incelemede elde edilen TEM görüntüleri ve EDS analizleri doğrultusunda yüzeylerde yaygın adeziv, miks ve koheziv kopmalar meydana geldiği tespit edildi.



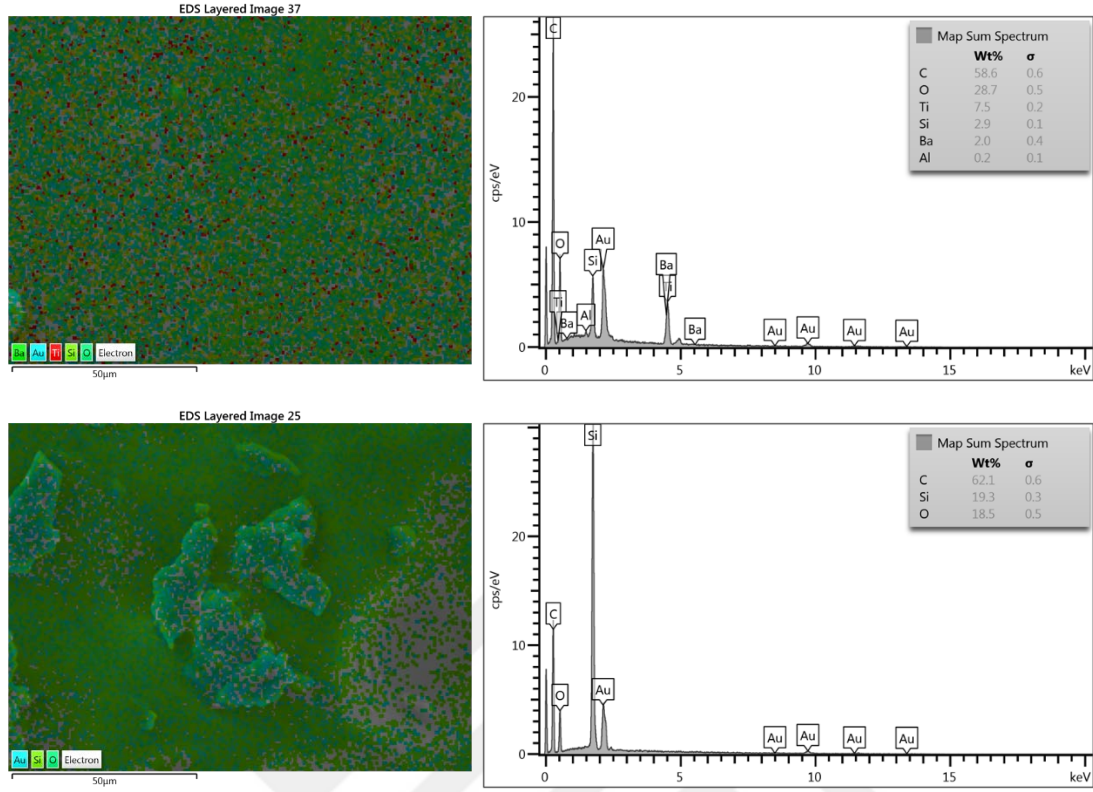
Resim 45. Kontrol grubunun adeziv kopma örneğinin TEM görüntüleri a. x500 büyütme, b. x2000 büyütme



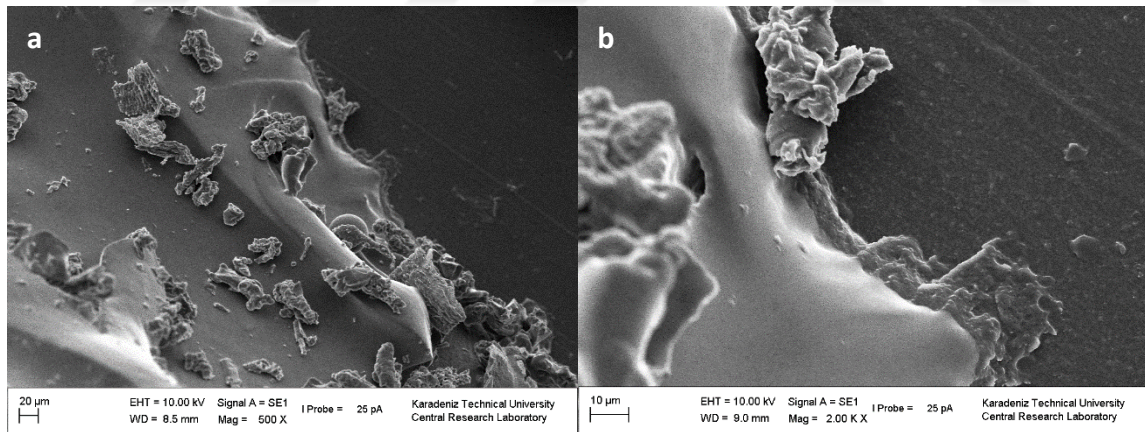
Resim 46. Kontrol grubunun adeziv kopma yüzeyinin EDS analizi sonuçları



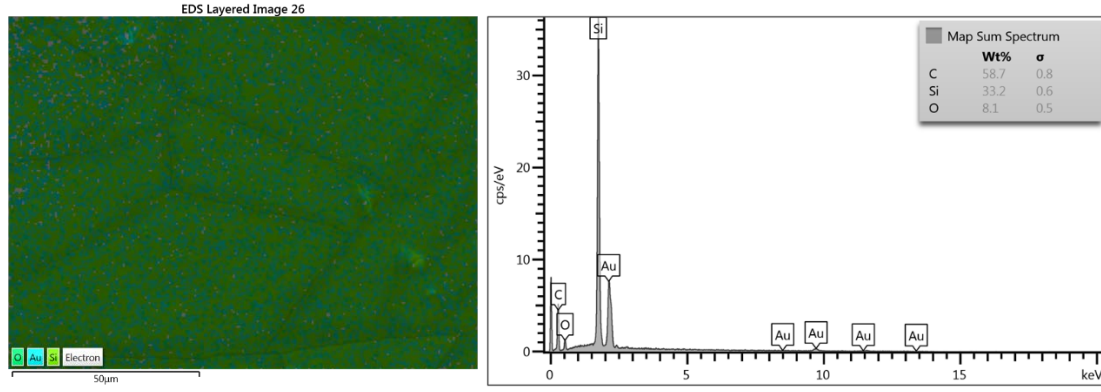
Resim 47. Kontrol grubunun miks kopma örneğinin TEM görüntüleri a. x500 büyütme, b. x2000 büyütme



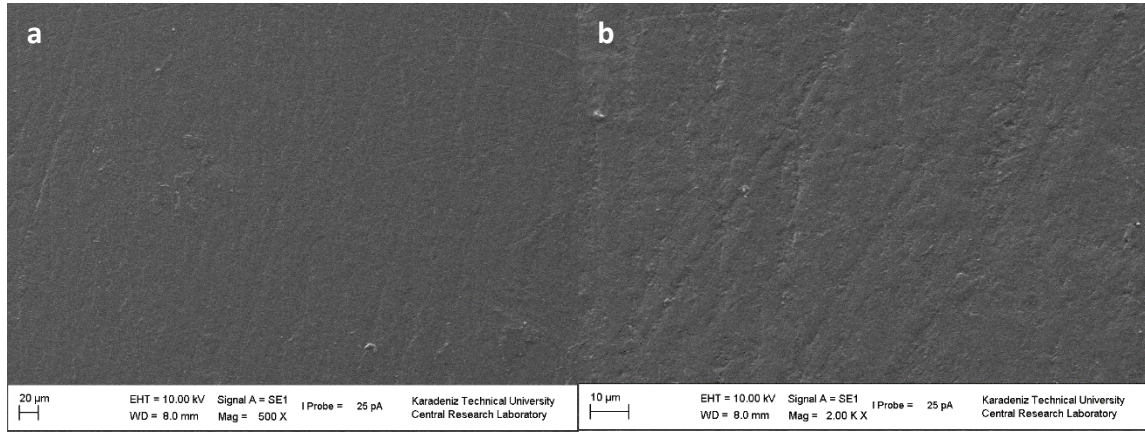
Resim 48. Kontrol grubunun miks kopma yüzeyinin EDS analizi sonuçları



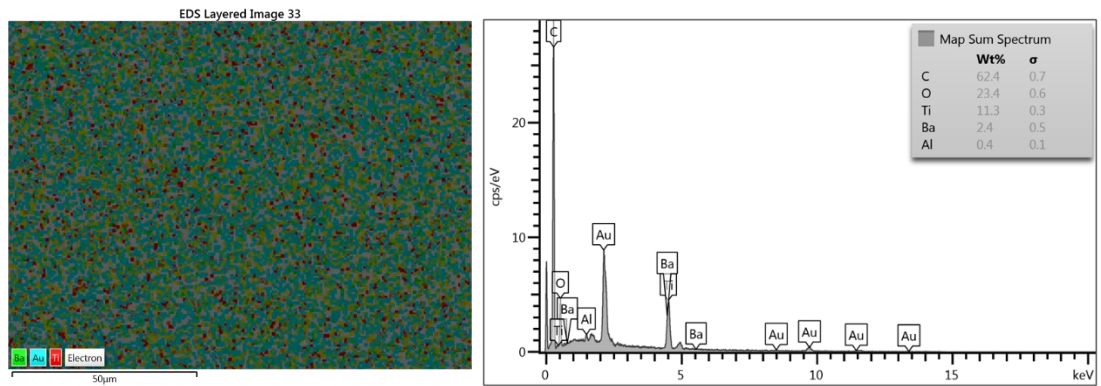
Resim 49. Kontrol grubunun koheziv kopma örneğinin TEM görüntüleri a. x500 büyütme, b. x2000 büyütme



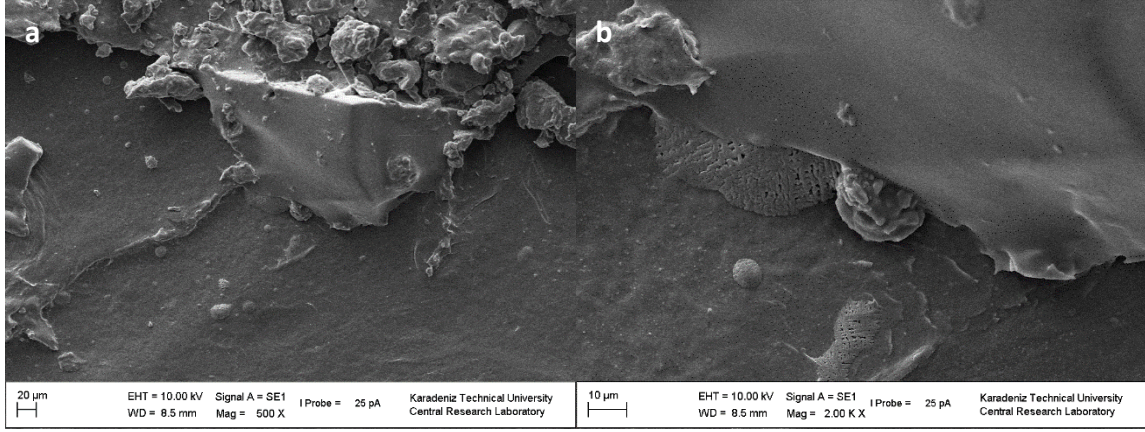
Resim 50. Kontrol grubunun koheziv kopma yüzeyinin EDS analizi sonuçları



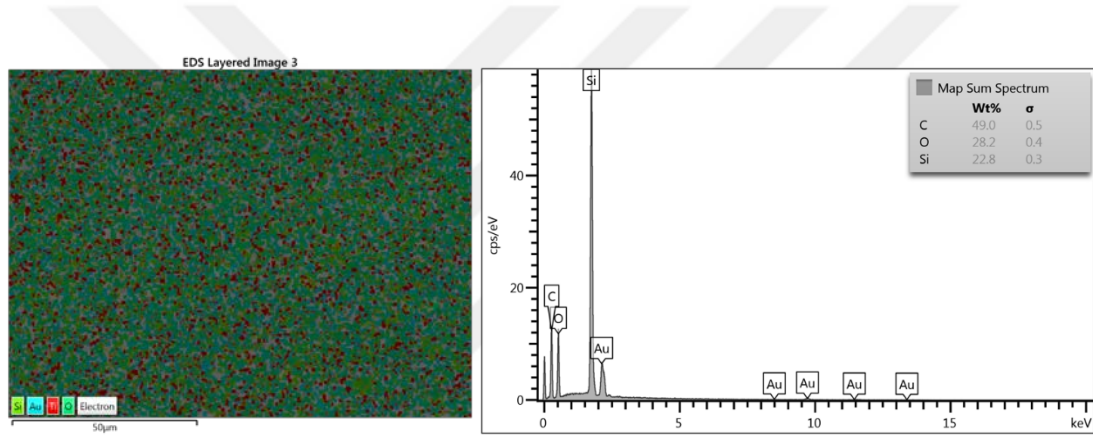
Resim 51. Sülfürik asit grubunun adeziv kopma örneğinin TEM görüntüleri a. x500 büyütme, b. x2000 büyütme



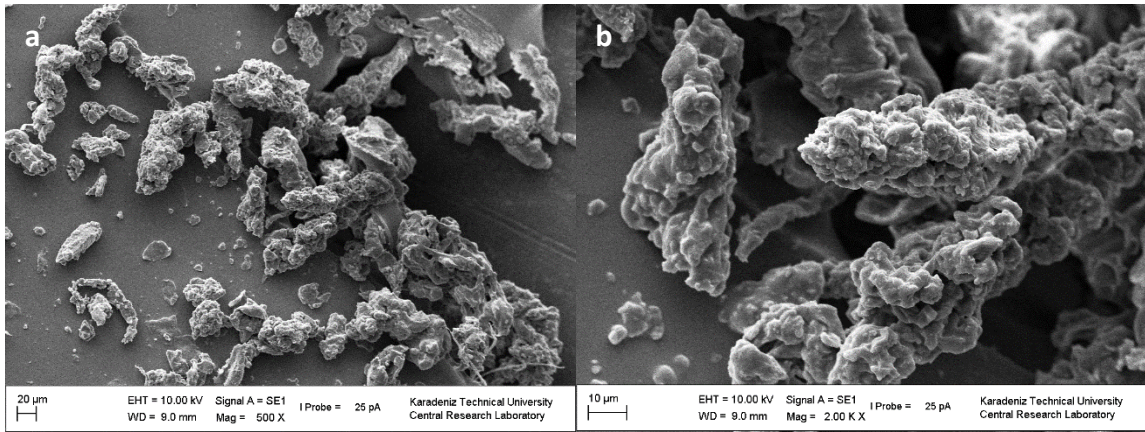
Resim 52. Sülfürik asit grubunun adeziv kopma yüzeyinin EDS analizi



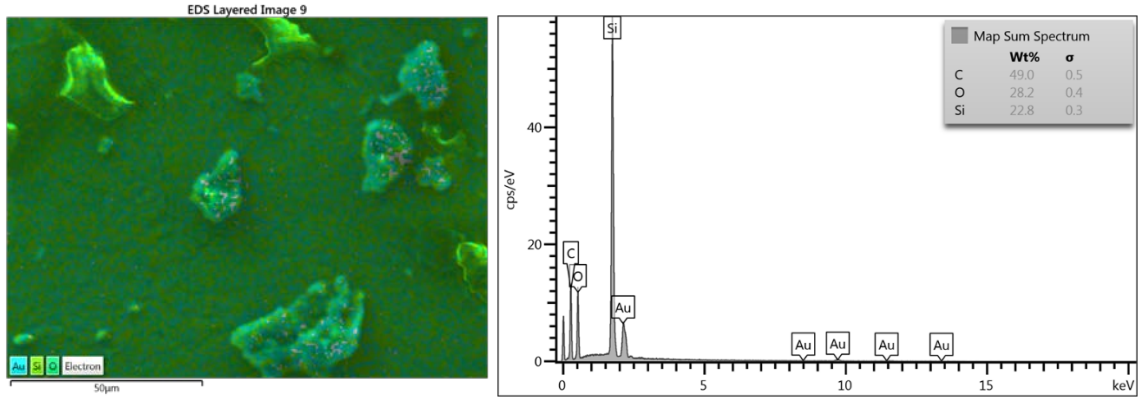
Resim 53. Sülfürik asit grubunun miks kopma örneğinin TEM görüntüleri a. x500 büyütme, b. x2000 büyütme



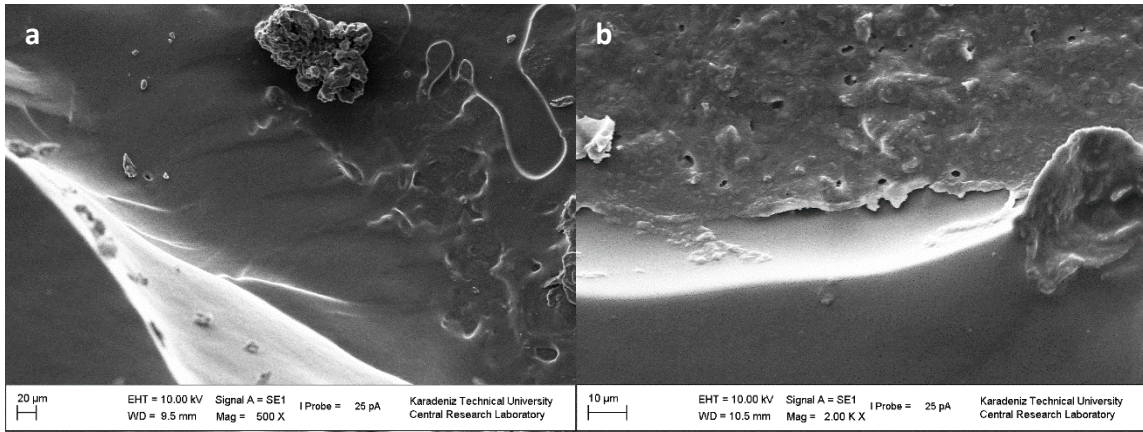
Resim 54. Sülfürik asit grubunun miks kopma yüzeyinin EDS analizi



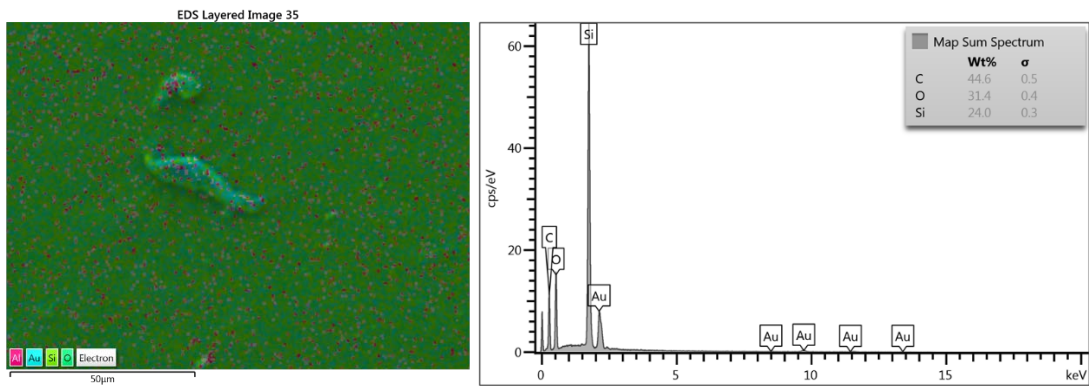
Resim 55. Sülfürik asit grubunun koheziv kopma örneğinin TEM görüntüleri a. x500 büyütme, b. x2000 büyütme



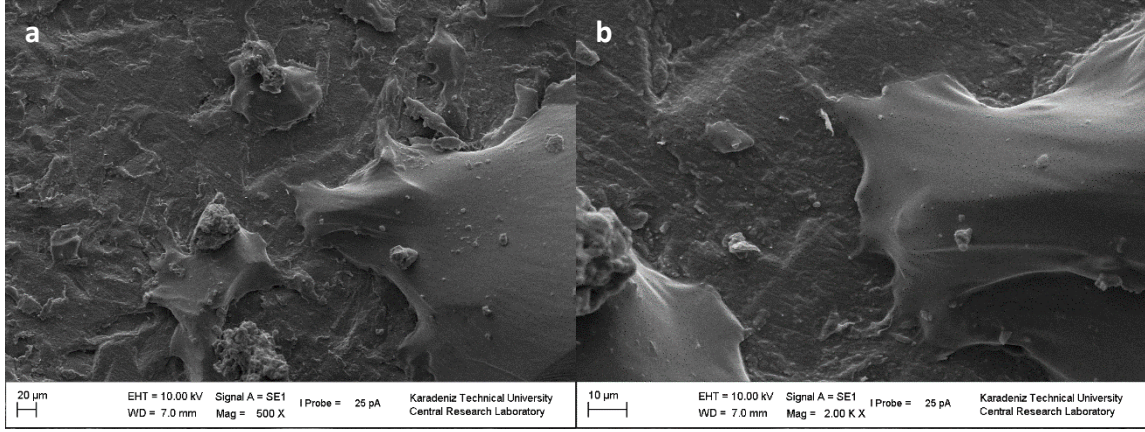
Resim 56. Sülfürik asit grubunun koheziv kopma yüzeyinin EDS analizi



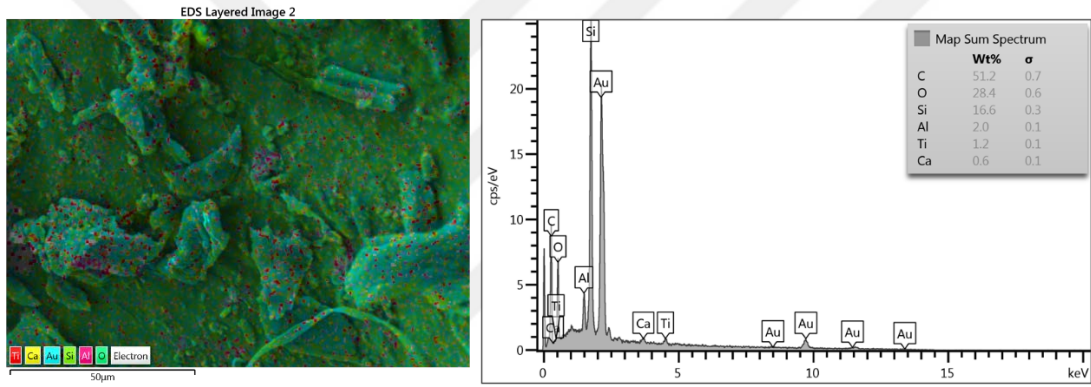
Resim 57. Kumlama 50µm grubunun koheziv kopma örneğinin TEM görüntüleri a. x500 büyütme, b. x2000 büyütme



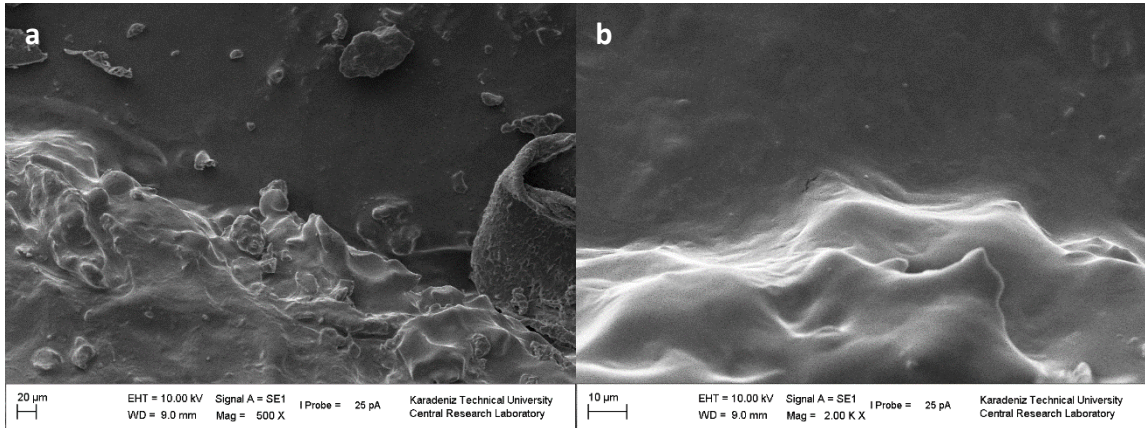
Resim 58. Kumlama 50µm grubunun koheziv kopma yüzeyinin EDS analizi



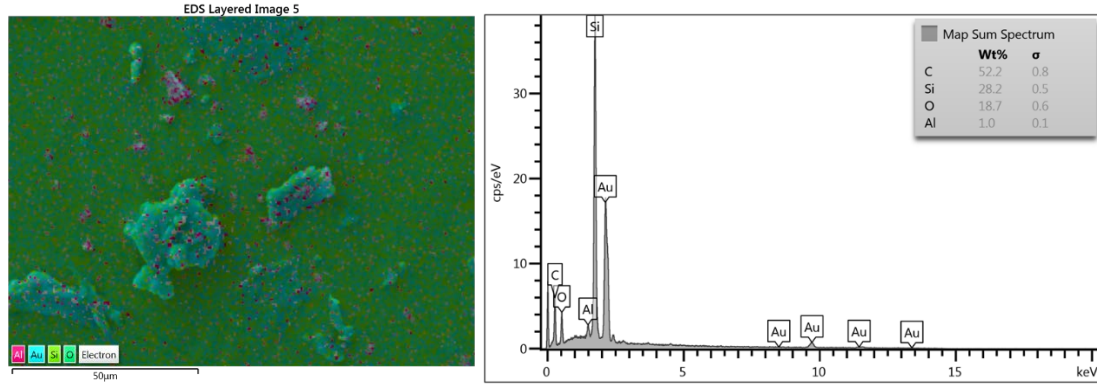
Resim 59. Kumlama 110 μ m grubunun miks kopma örneğinin TEM görüntüleri a. x500 büyütme, b. x2000 büyütme



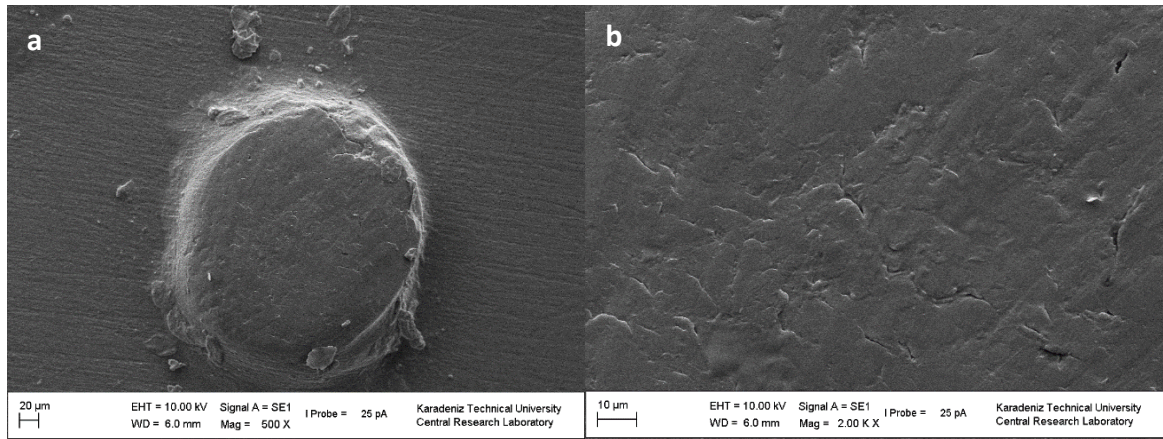
Resim 60. Kumlama 110 μ m grubunun miks kopma yüzeyinin EDS analizi



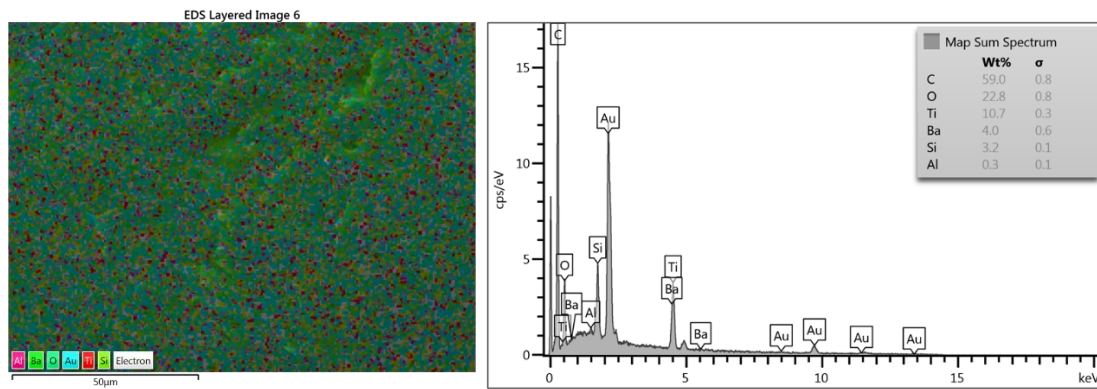
Resim 61. Kumlama 110 μ m grubunun koheziv kopma örneğinin TEM görüntüleri a. x500 büyütme, b. x2000 büyütme



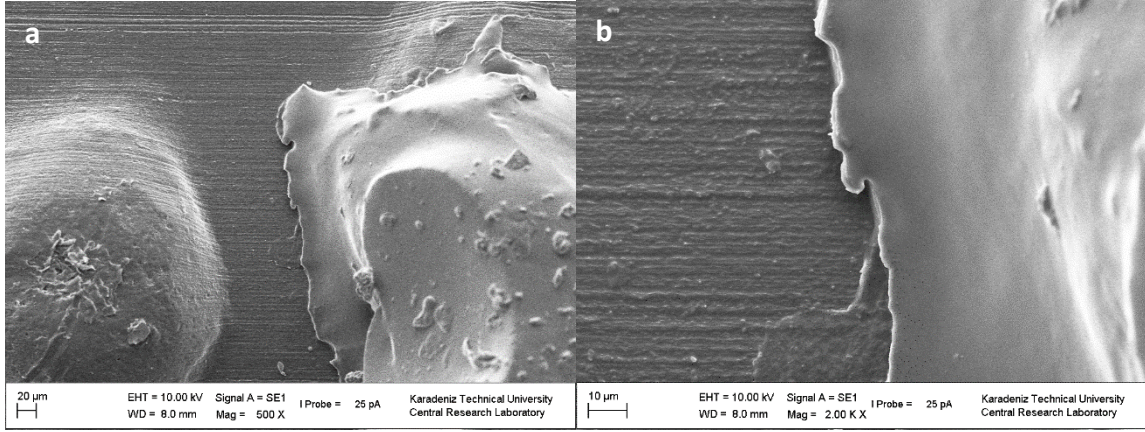
Resim 62. Kumlama 110µm grubunun koheziv kopma yüzeyinin EDS analizi



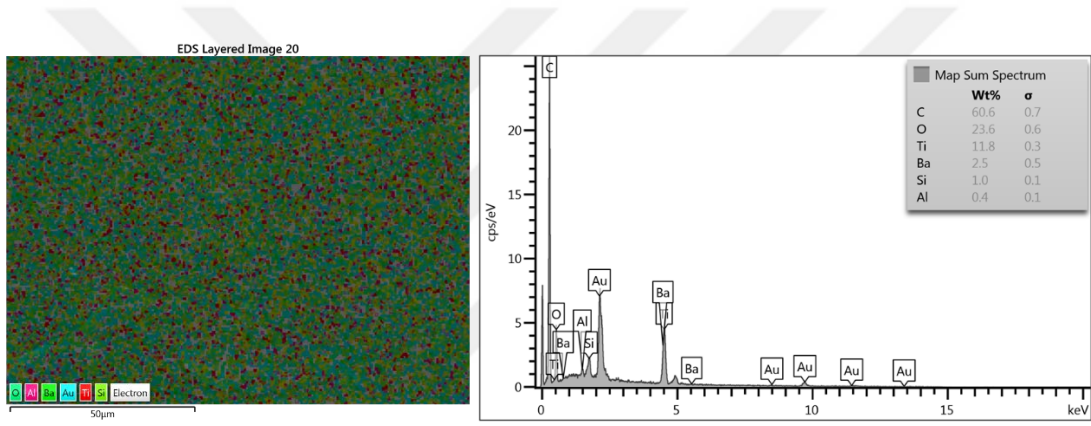
Resim 63. Er, Cr: YSGG lazer 2W grubunun adeziv kopma örneğinin TEM görüntüleri a. x500 büyütme, b. x2000 büyütme



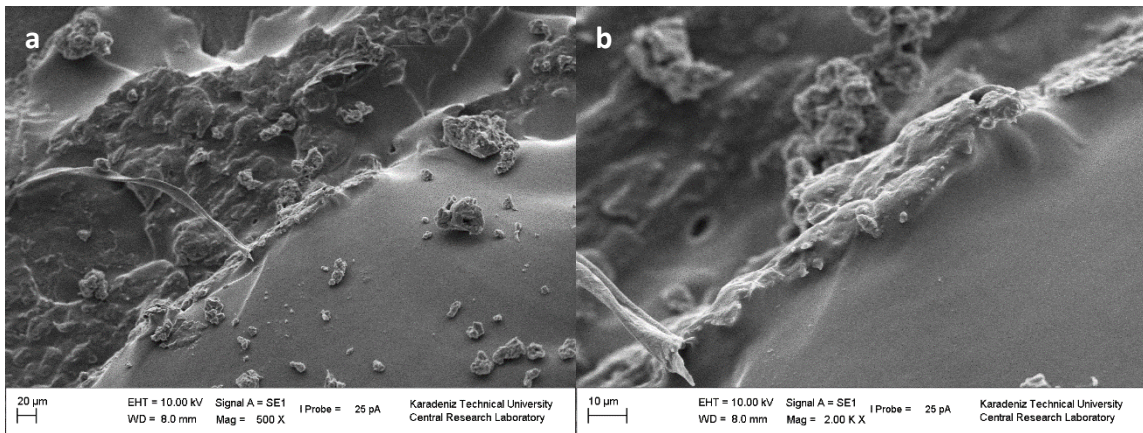
Resim 64. Er, Cr: YSGG lazer 2W grubunun adeziv kopma yüzeyinin EDS analizi



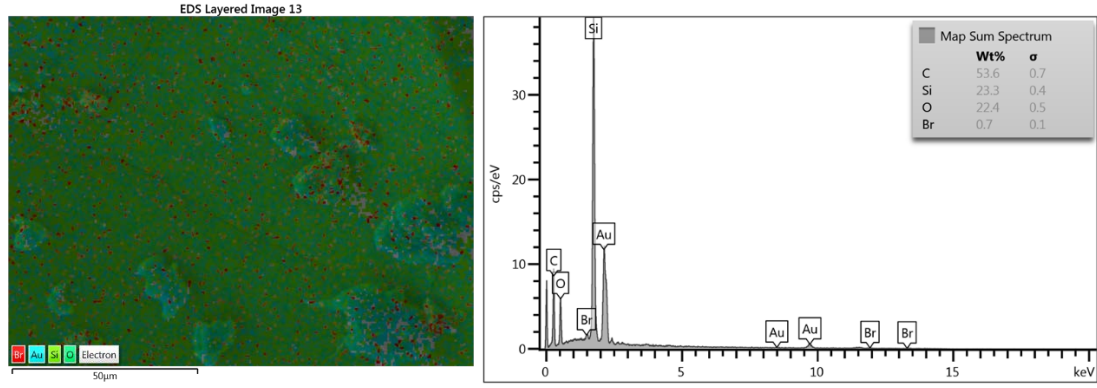
Resim 65. Er, Cr: YSGG lazer 2W grubunun miks kopma örneğinin TEM görüntüleri a. x500 büyütme, b. x2000 büyütme



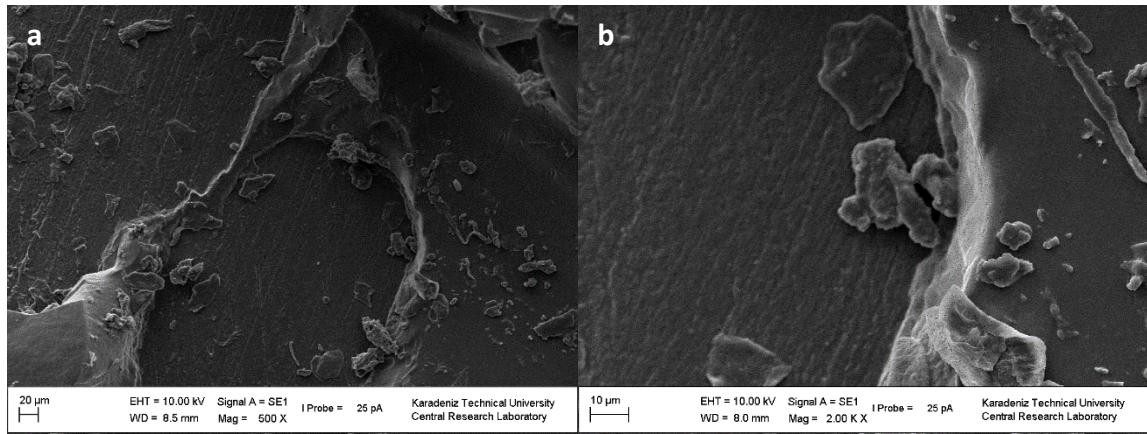
Resim 66. Er, Cr: YSGG lazerin 2W grubunun miks kopma örneğinin EDS analizi



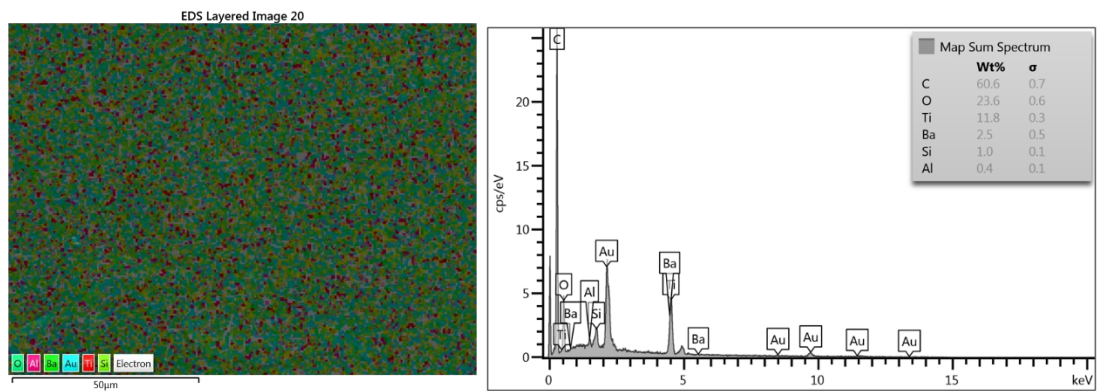
Resim 67. Er, Cr: YSGG lazer 2W grubunun koheziv kopma örneğinin TEM görüntüleri a. x500 büyütme, b. x2000 büyütme



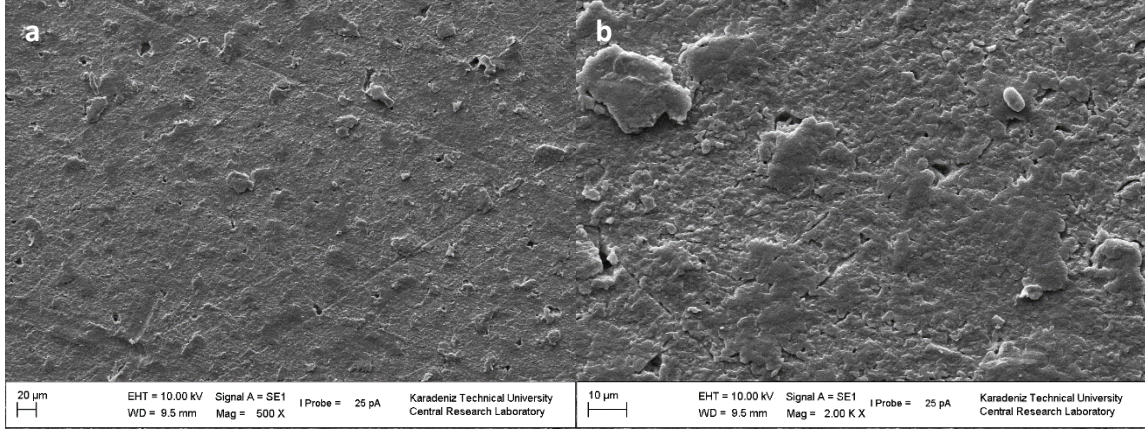
Resim 68. Er, Cr: YSGG lazer 2W grubunun koheziv kopma yüzeyinin EDS analizi



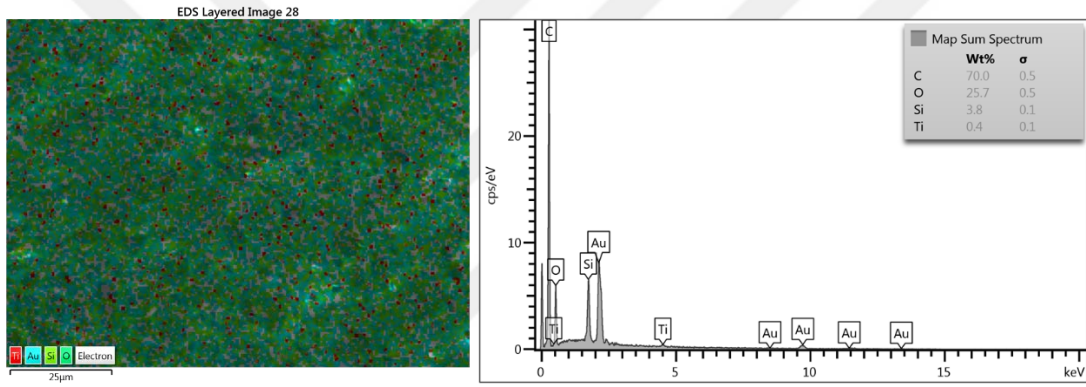
Resim 69. Er, Cr: YSGG lazer 3W grubunun miks kopma örneğinin TEM görüntüleri a. x500 büyütme, b. x2000 büyütme



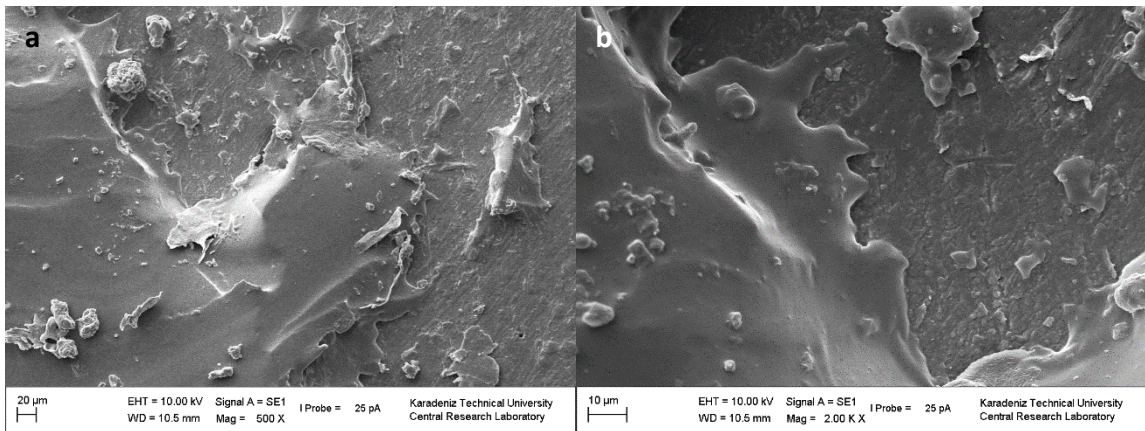
Resim 70. Er, Cr: YSGG lazer 3W grubunun miks kopma yüzeyinin EDS analizi



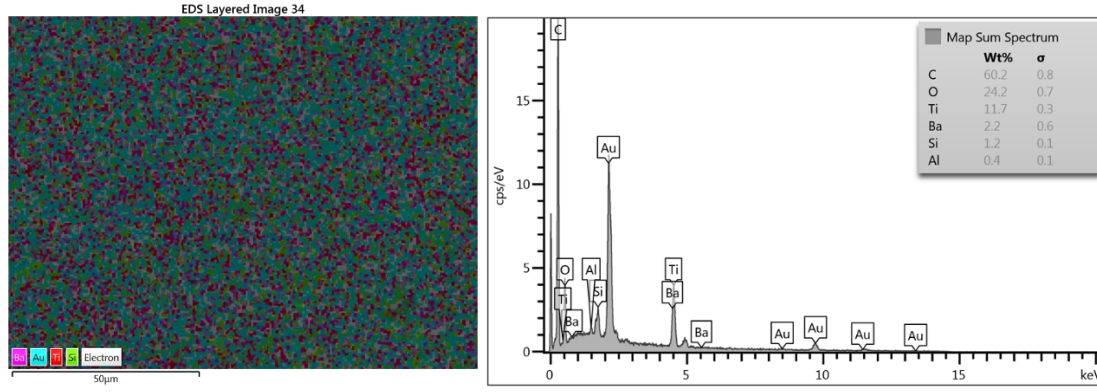
Resim 71. Ultrahızlı fiber lazer 5W grubunun adeziv kopma örneğinin TEM görüntüleri a. x500 büyütme, b. x2000 büyütme



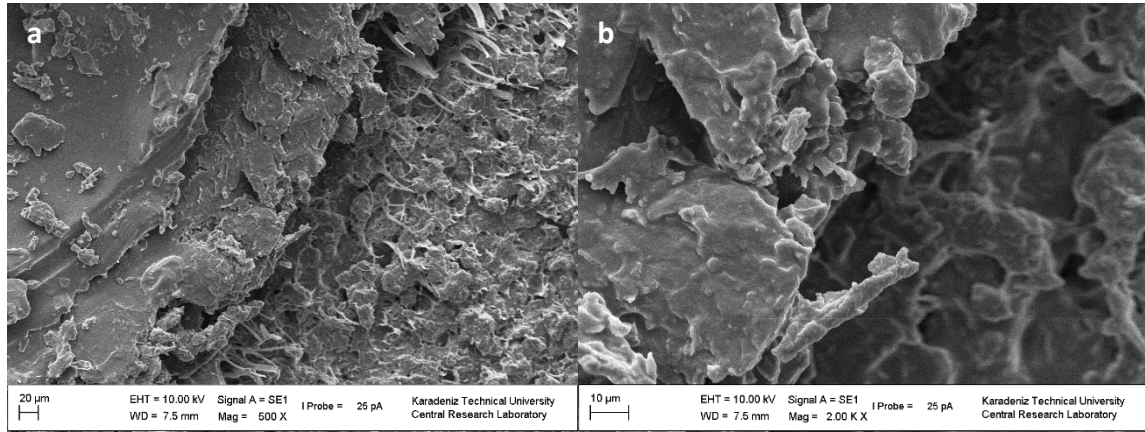
Resim 72. Ultrahızlı fiber lazer 5W grubunun adeziv kopma yüzeyinin EDS analizi



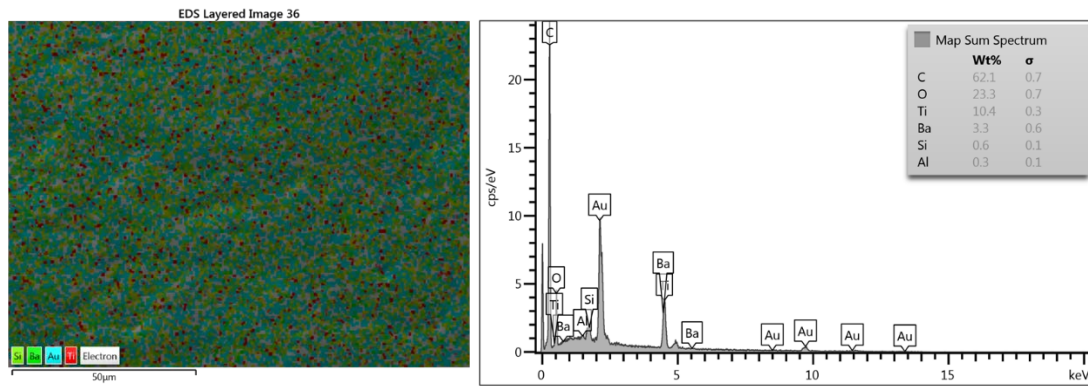
Resim 73. Ultrahızlı fiber lazer 5W grubunun miks kopma örneğinin TEM görüntüleri a. x500 büyütme, b. x2000 büyütme



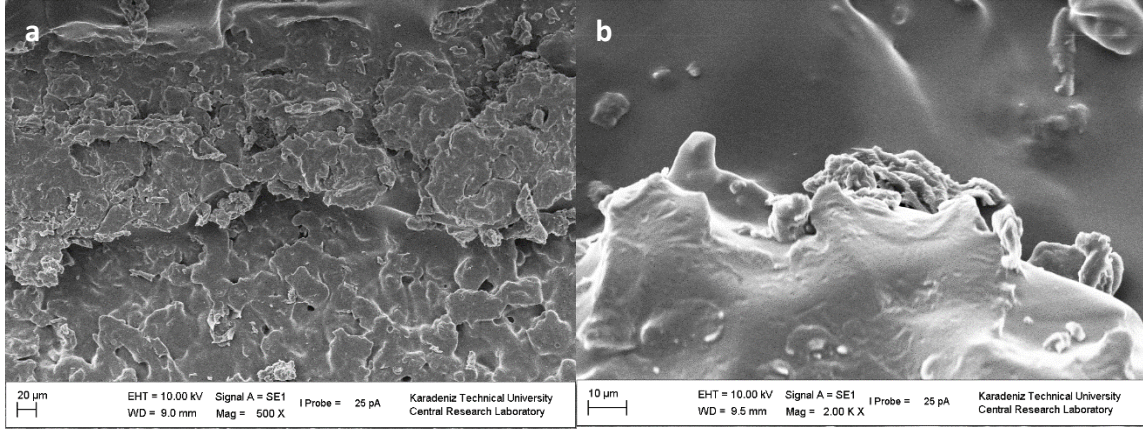
Resim 74. Ultrahızlı fiber lazer 5W grubunun miks kopma yüzeyinin EDS analizi



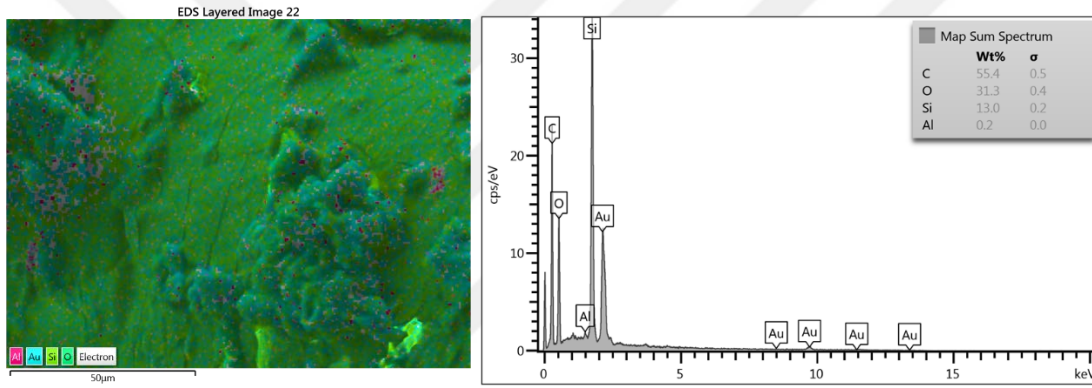
Resim 75. Ultrahızlı fiber lazer 10W grubunun miks kopma örneğinin TEM görüntüleri a. x500 büyütme, b. x2000 büyütme



Resim 76. Ultrahızlı fiber lazer 10W grubunun miks kopma yüzeyinin EDS analizi



Resim 77. Ultrahızlı fiber lazer 10W grubunun koheziv kopma örneğinin TEM görüntüleri
a. x500 büyütme, b. x2000 büyütme



Resim 78. Ultrahızlı fiber lazer 10W grubunun koheziv kopma yüzeyinin EDS analizi

Adeziv tip kopmanın gerçekleştiği örneklerde yapılan incelemede kopma yüzeyinde yumuşak astar materyali olmadığı, elde edilen görüntülerde sadece açığa çıkan PEEK materyalinin olduğu tespit edilmiştir. EDS analizi ile materyal yüzeyinde büyük oranda C ve O elementleri, daha az miktarda da Ti, Si, Ba ve Al elementlerinin olduğu görülmüştür.

Yapılan incelemelerde koheziv tip kopmanın meydana geldiği örneklerde bağlanma yüzeyinde sadece yumuşak astar materyalinin olduğu, PEEK yüzeyinin açığa çıkmadığı tespit edildi. Koheziv kopma olan örneklerde yapılan EDS analizinde yüzeyde büyük oranda C, Si ve O elementlerinin bulunduğu görüldü.

Miks tip kopmanın meydana geldiği örneklerde bağlanma yüzeyinde hem yumuşak astar materyalinin hem de PEEK'in olduğu görüldü. Yumuşak astar materyalinin olduğu tespit edilen bölgede yapılan EDS analizinde yüzeyde C, Si ve O elementinin olduğu, PEEK materyalinin açığa çıktığı alanda yapılan EDS analizinde ise yüzeyde büyük oranda O ve Ti elementlerinin olduğu tespit edilmiştir.

TARTIŞMA ve SONUÇ

Bu çalışmada, PEEK örneklerde sülfürik asit, 50 ve 110 μm Al_2O_3 ile kumlama, 2W ve 3W Er, Cr: YSGG lazer ve 5W ve 10W ultrahızlı fiber lazer ile uygulamaları gibi farklı yüzey işlemlerinin yüzey pürüzlülük ve yumuşak astar materyali ile arasındaki bağlanma dayanımı değerine etkisi araştırıldı. Bu çalışmanın yokluk hipotezileri:

1. “Farklı yüzey işlemlerinin PEEK’in yüzey pürüzlülüğüne etki etmeyeceği” hipotezi, kontrol grubuna kıyasla 110 μm Al_2O_3 kumu ile kumlama yapılan, 2W ve 3W çıkış güçleriyle Er, Cr, YSGG lazer ile pürüzlendirme yapılan ve 10W çıkış gücüyle ultrahızlı fiber lazer uygulaması yapılan grupların yüzey pürüzlülüğü değerleri istatistiksel açıdan anlamlı fark gösterdiğinden kısmen reddedildi. Yine kontrol grubuna kıyasla sülfürik asit uygulanan, 50 μm Al_2O_3 kumu ile kumlanan ve 5W çıkış gücüyle ultrahızlı fiber lazer uygulan grupların yüzey pürüzlülüğü değerlerinde anlamlı farklılık tespit edilemediği için kısmen kabul edildi.

2. “Farklı yüzey işlemlerinin PEEK ile yumuşak astar materyali arasındaki bağlantıya etki etmeyeceği” hipotezi, 50 ve 110 μm Al_2O_3 kumu ile kumlama yapılan, 2W ve 3W çıkış güçleriyle Er, Cr, YSGG lazer ile pürüzlendirme yapılan ve 10W çıkış gücüyle ultrahızlı fiber lazer uygulaması yapılan grupların yüzey pürüzlülüğü değerleri kontrol grubuna kıyasla istatistiksel açıdan anlamlı fark gösterdiğinden kısmen reddedildi. Yine kontrol grubuna kıyasla sülfürik asit uygulanan ve 5W çıkış gücüyle ultrahızlı fiber lazer uygulan grupların yüzey pürüzlülüğü değerlerinde anlamlı farklılık tespit edilemediği için kısmen kabul edildi.

Diş ve implant destekli hareketli protezlerde ve çene-yüz defektlerinin protetik tedavisinde kullanılan obtüratörlerde kaide materyali olarak oldukça geniş bir kullanım alanına sahip olan PMMA rezinler çeşitli avantajlarının yanı sıra, oral kavitede su absorpsiyonunun yüksek olması, bükme dayanımı, çarpma dayanımı ve yorulma direncinin düşük olması gibi bazı dezavantajlara da sahiptir (207). Büyük kitle halinde kullanıldığında ağır olması ve kabul edilebilir renk stabilitesinin olmayışı hastaların proteze adaptasyonunu zorlaştırır. Poliamid ve asetal rezinler akrilik rezin materyaline alternatif olarak sunulsa da çeşitli dezavantajları nedeniyle kullanımları yaygınlaşmamıştır (6, 25, 209).

Diş hekimliğinde son yıllarda oldukça popüler hale gelen yüksek performanslı polimerlerden biri olan PEEK, biyolojik olarak uyumlu olmasının yanında birçok kimyasal çözücüye karşı dirençlidir (10). Elastisite modülü kemik ve dentine benzer olan bu

materyalin şok absorbe etme özelliği bulunmaktadır. Kırılma dayanımı akrilik rezinlere göre daha yüksek olan PEEK, gösterdiği üstün mekanik özellikleriyle ağız içinde geniş bir kullanım endikasyonuna sahiptir. İmplant, implant dayanağı ve sabit protez materyali olarak kullanılabilen PEEK'in, obtüratörlerde ve hareketli protezlerde altyapı ve kaide materyali olarak da kullanıldığı çalışmalar mevcuttur (8, 9, 211, 213)

Ağız içinde kaybedilen dokuları yerine koymak için yapılan protezlerin uyumu zamanla bozulabilir. Protezin kullanımı hasta için oldukça acı verici bir süreç haline gelebilir ve hasta konforu önemli ölçüde azalabilir. Bu durumlarda protezin uyumunu ve hasta konforunu artırmak amacıyla uygulanabilecek çeşitli yöntemlerden biri de kaidenin astarlanmasıdır. Yumuşak astar materyali ile astarlama yapıldığında varolan andırkat alanlarından daha fazla yararlanılarak protezin tutuculuğu artırılır ve oluşan çiğneme kuvvetleri astar materyali tarafından absorbe edilerek dokuda oluşan travma azalır (154, 176).

Obtüratörler ve hareketli protezlerde kaidenin astarlanması amacıyla akrilik veya silikon esaslı yumuşak astar materyalleri kullanılmaktadır. Yumuşak astar materyallerinin kullanımında karşılaşılan en büyük problemlerden biri de protez kaide plağına bağlantısının zayıf olmasıdır (175). Kaide plağı ile yeterli adezyonun sağlanamadığı olgularda bağlantının bozulduğu bölgelerde oluşan mikroorganizma kolonizasyonu nedeniyle astar materyalinin parçalanması hızlanır, kötü koku ve renk değişikliğine sebep olarak yumuşak astar materyalinin klinik ömrü kısalmıştır (149). Akrilik esaslı yumuşak astar materyallerinin kimyasal yapılarının benzer olmasından dolayı akrilik kaideyle bağlanmasını sağlamak amacıyla bir adeziv ajanın kullanımına gerek duyulmaz (154). Silikon esaslı yumuşak astarların adeziv ajanlarla beraber uygulanmasıyla kaide plağına bağlanması önemli ölçüde artırılmıştır (3). Silikon esaslılara göre yırtılma direnci daha yüksek olan akrilik esaslı yumuşak astarların ağız içinde su absorpsiyonu daha fazladır (21). Akrilik esaslı yumuşak astarlar içeriğindeki plastizörlerin zamanla kaybedilmesi sonucu yumuşaklığını kaybederler, silikon esaslı olanlar ise plastizör içermediğinden yumuşaklığını uzun süre koruyabilmektedir (149). Çalışmamızda tüm bu bilgiler ışığında silikon esaslı yumuşak astar materyali kullanımı tercih edildi.

PEEK, obtüratör veya bir hareketli protezde kaide materyali olarak kullanıldığında meydana gelebilecek astarlama ihtiyacı nedeniyle yumuşak astar maddesinin kullanımı gerekebilir. PEEK ile astar materyali arasında iyi bağlanmanın meydana gelmesiyle, iki materyal arasında kopma ve astar maddesinin ayrılması, protezde renklenme, restorasyonun

ömrünün kısılması, fonksiyonda kayıp gibi klinik komplikasyonlarla karşılaşma olasılığı azalır. İki materyal arasındaki bağlanma dayanımını artırabilmek amacıyla PEEK yüzeyine çeşitli işlemler uygulanabilir. Yapılan bir çalışmaya göre herhangi bir işlem uygulanmamış PEEK'in yüzey enerjisi 34-38 Dynes/cm² iken bu değer çeşitli yüzey işlemleri uygulanarak 60 Dynes/cm²'ye kadar çıkarılabilmektedir (214). Bu işlemler PEEK yüzeyine seramik ve metal primer uygulaması (14), alüminyum oksit ile kumlama (12, 91, 107), tribokimyasal silika kaplama (94, 95), asit ile pürüzlendirme (82, 95, 108, 215), plazma uygulaması (98, 103, 216) ve lazerle pürüzlendirme (16, 123, 124, 217) şeklinde sıralanabilir. PEEK yüzeyine uygulanan bu işlemlerle yüzey pürüzlülüğü artırılıp, yüzeyin hidrofilikliği ve yüzey alanı artırılarak mikromekanik retansiyonun artması hedeflenir (28). Çalışmamızda uygulanan çeşitli yüzey işlemleri ile PEEK'in kaide materyali olarak kullanıldığında yumuşak astar maddesi ile arasındaki bağlanma dayanımının artırılması amaçlandı. Bu amaçla iki farklı partikül boyutunda Al₂O₃ ile kumlama, %98'lik sülfürik asit ile pürüzlendirme, farklı çıkış güçlerinde Er, Cr: YSGG lazer ve ultrahızlı fiber lazer uygulamasıyla elde edilen yüzey pürüzlülüğü ve bağlanma dayanımı herhangi bir işlem uygulanmayan kontrol grubuyla karşılaştırıldı.

Çalışmamızda kullanacağımız örnek boyutlarını belirlemek için yapılan literatür incelemesinde çekme bağlanma dayanımı testinde sıklıkla 7x7x2 mm (13, 15, 109) ve 10x10x3 mm (86) boyutlarında hazırlanan PEEK örneklerin kullanıldığı tespit edildi. Çalışmamızda PEEK örnekler 7x7 mm genişliğinde 2 mm kalınlığında olacak şekilde, CAD/CAM ve hassas kesme cihazı yardımıyla hazırlandı. Tüm örneklerin yüzey standardizasyonunu sağlamak amacıyla silisyum karbür zımpara kağıtları ile polisaj yapılmasına karar verildi. Literatürde bulunan çalışmalarda bu amaçla 500-2400 gridlik kağıtlarla zımpara işlemi yapıldığı görüldü (12, 79, 92, 218). Çalışmamızda örnek yüzeylerine 25 N basınçla 15'er sn. süre ile 800, 1200, 1500 ve 2000 gridlik silisyum karbür zımpara kağıtları ile su spreyi altında zımpara işlemi uygulandı.

Tüm örneklerin yüzeyleri standart hale getirilerek, yüzey işlemleri için hazır hale getirildi. Yapılan bir çalışmada PEEK yüzeyine herhangi bir işlem yapılmadığında su temas açısının 80-90° arasında olduğu görülmüştür; ki bu değer materyalin hidrofobik olarak kabul edilmesi için bir sınır değerdir (219). Yüzey işlemi uygulanarak PEEK materyalinin yüzey enerjisi, ıslanabilirliği ve yüzey alanı artırılır (71). Bu sayede artan mikromekanik retansiyonla bağlanma dayanımının da artması hedeflenmektedir. Kumlama; uygulaması kolay ve hızlı olan, aynı zamanda polimerler dışında seramik ve metal gibi pek çok dental

restoratif materyalde de kullanılabilen bir yüzey modifikasyon işlemidir. Kumlama yönteminin olumsuz özellikleri; kullanılan aşındırıcılar nedeniyle materyal yüzeyinde kontaminasyon oluşabilmesi ve işlemi aynı standartta tekrarlamamanın zor olmasıdır (220). Kumlama işlemiyle yüzey pürüzlülüğü artırılarak bağlanma dayanımının da geliştirildiği birçok çalışma tarafından ortaya konulmuştur (71, 92, 94, 95, 221). PEEK materyaline uygulanan kumlama işleminde çeşitli partikül boyutlarında Al_2O_3 kullanıldı. Stawarczyk ve ark. (86) 2018 yılında yapmış olduğu bir çalışmada PEEK yüzeyine 50 ve 110 μm boyutunda Al_2O_3 partikülleri ile 0.05 ve 0.35 MPa basınçla kumlama işlemi yapılmış ve her gruba farklı adezivler uygulanarak kompozit rezinle olan çekme bağlanma dayanımı değerlendirmiştir. Çalışmaya göre 0.35 MPa basınçla kumlama yapılan grupların bağlanma dayanımı değerlerinin daha yüksek olduğu, Al_2O_3 partikül boyutunun bağlanma dayanımı üzerine direkt etkili olmadığı belirtilmiştir (86). Mayinger ve ark. (222) yaptıkları bir çalışmada ise 50 ve 110 μm boyutlarında Al_2O_3 partikülleri ile 0.2 ve 0.4 MPa basınçla kumlama işlemi yapılmış, PEEK ile PMMA rezin ile arasındaki makaslama bağlanma dayanımına etkisi değerlendirilmiştir. Bu çalışmaya göre uygulama yapılan basıncın ve partikül boyutunun artmasıyla bağlanma dayanımının arttığı, 0.4 MPa basınçla 110 μm partikül boyutunda Al_2O_3 ile yapılan uygulama ile en yüksek bağlanma kuvvetinin elde edildiği görülmüştür (222). Bu bilgiler ışığında çalışmamızda farklı partikül boyutlarının hem yüzey pürüzlülüğüne hem de PEEK ile yumuşak astar materyali arasındaki çekme bağlanma dayanımına etkisini değerlendirmek amacıyla iki ayrı grup örneğe 0.35 MPa basınçla 50 ve 110 μm Al_2O_3 ile kumlama işlemi uygulandı.

PEEK materyali inert, organik ve inorganik solventlere karşı oldukça dirençli olsa da sülfürik asit (H_2SO_4), hidroflorik asit ve piranha çözeltisi gibi bazı solüsyonlarla çözünebilir (10). PEEK materyalinde yapılan kimyasal yüzey pürüzlendirme işlemlerinde en sık kullanılan solüsyon güçlü bir asit olan sülfürik asittir (82). PEEK yüzeyine sülfürik asit uygulamasının sülfonasyon reaksiyonuyla polimer yapısında sülfonat grupları oluştuğu ($-SO_3$) ve bu şekilde yüzeyin hidrofilikliğini artırdığı daha önce yapılan çalışmalarda gösterilmiştir (105, 215, 216). Sülfürik asidin PEEK'in kompozit rezinle bağlanma dayanımını artırmak amacıyla hangi konsantrasyonda kullanılması gerektiğinin araştırıldığı bir çalışmada Chaijareenont ve ark. (82) %70, 80, 85, 90 ve 98'lik sülfürik asitler kullanmışlardır. Bu çalışmaya göre %90 ve %98'lik sülfürik asitlerle işlem yapılan PEEK örneklerin en yüksek yüzey pürüzlülüğü ve bağlanma dayanımı değerlerine sahip oldukları tespit edilmiştir. (82). Yapılan başka bir çalışmada PEEK yüzeyine 60 sn %98'lik sülfürik

asit uygulaması yapılmış ve bu uygulama sonucunda kimyasal fonksiyonel grupların varlığına rastlanmamış, ama PEEK yüzeyinde oluşan çukur ve gözenekli yapılara rezin taglerin nüfuz etmesiyle mikro-mekanik bağlanma meydana geldiği bildirilmiştir. (92). Biz de çalışmamızda yüzey pürüzlülüğünü artırmak amacıyla bir çalışmamızın bir grubundaki örneklerle 60 sn boyunca %98'lik sülfürik asitle yüzey işlemleri uyguladık ve elde edilen yüzey pürüzlülüğü ve çekme bağlanma dayanımı değerlerini değerlendirdik.

Literatüre bakıldığında materyaller arasındaki bağlanma dayanımını artırmak amacıyla yapılan yüzey pürüzlendirme işlemlerinde lazerlerin kullanımı ile ilgili pek çok çalışma mevcuttur. Lazerlerle yüzey modifikasyonu konvansiyonel tekniklere kıyasla temassız çalışma imkanı sunması, mekanik hasarın az olması ve yüzey kontaminasyonunun az olması gibi çeşitli avantajlara sahiptir (223). Lazerler zirkonya, titanyum, alüminyum oksit ve polimer gibi materyallerin yüzey modifikasyonu işlemlerinde etkin bir şekilde kullanılmaktadır (224–228). Lazerlerle yüzey modifikasyonunu sağlamada fotokimyasal ve termal mekanizmalar rol oynamaktadır. Bu mekanizmalar materyalin özellikleri, kullanılan lazerin dalga boyu ve lazerin çalışma modundan etkilenmektedir (229) Dental materyallerin yüzey modifikasyonunu sağlayabilmek, yüzey pürüzlülüğünü artırmak için literatürde Nd: YAG, Ho: YAG, Er: YAG, Er, Cr: YSGG, CO₂, excimer, fiber lazer gibi çok çeşitli lazer sistemleri kullanılmıştır (228, 230–232).

Zirkonya, akrilik rezin ve titanyum gibi materyallerin yüzey pürüzlülüğünü artırarak, bağlanma dayanımını geliştirmek amacıyla Er, Cr: YSGG lazerler kullanılmaktadır (1, 228, 232, 233). Er, Cr: YSGG lazerin yüzey modifikasyonu amacıyla kullanıldığı birçok çalışma mevcutken, literatürde PEEK materyalinde yüzey pürüzlülüğünü ve bağlanma dayanımını artırmak amacıyla Er, Cr: YSGG lazerin kullanıldığı çalışma tespit edemedik. Borges ve ark. (234) yaptıkları bir çalışmada dentin yüzeyine 1.5W çıkış gücüyle Er, Cr: YSGG lazer ve diod lazer uygulamışlar ve dentinle fiber post ve rezin simanların bağlanma dayanımını değerlendirmişlerdir. Er, Cr: YSGG lazerle yüzey işlemleri yapılan örneklerde kontrol ve diod lazer grubuna göre daha yüksek bağlanma dayanımı elde ettiklerini bildirmişlerdir. Yapılan başka bir çalışmada zirkonya ile rezin siman arasındaki bağlanma dayanımını değerlendirmek amacıyla zirkonya yüzeyine kumlama, 4W çıkış gücüyle CO₂ lazer, 2W ve 3W çıkış güçleriyle Er, Cr: YSGG lazer uygulanmıştır. En yüksek mikroklesme bağlanma dayanımı kumlama yapılan grupta bulunurken, Er, Cr: YSGG lazerin 3W uygulandığı grupta bağlanma dayanımı değerleri 2W uygulanan gruptan anlamlı olarak daha yüksek bulunmuştur (233). Sari ve ark. (235) akrilik rezin yapay dişlerle akrilik kaidenin bağlanma

dayanımını artırmak amacıyla dişlerin yüzeyine 1,2,3,4W güçle Er, Cr: YSGG lazer uygulaması yapmışlar ve tüm çıkış güçlerinde benzer bağlanma dayanımı elde edildiğini bildirmişlerdir. Ghasemi ve ark. (236) yaptıkları bir çalışmada zirkonya yüzeyine 2W ve 3W güçle Er, Cr: YSGG lazer uygulaması yapmışlar ve 3W ile pürüzlendirme yapılan grupta daha iyi bağlanma dayanımı elde ettiklerini bildirmişlerdir. Yapılan başka bir çalışmada Kırmali ve ark. (237) zirkonya yüzeyine 1, 2, 3, 4, 5 ve 6W çıkış gücünde Er, Cr: YSGG lazer uygulamışlar ve 4W ve 6W lazer ile işlem yapılan gruplarda en yüksek bağlanma dayanımı elde edildiğini bildirmişlerdir. Korkmaz ve ark. (1) PMMA ve poliamid kaide materyali yüzeyine Er, Cr: YSGG lazer uygulaması yapmışlar, silikon esaslı yumuşak astar materyali ile sıyrılma bağlanma dayanımını değerlendirmişler ve Er, Cr: YSGG lazer 3W-20 Hz güçle uygulandığında en yüksek bağlanma dayanımını elde ettiklerini bildirmişlerdir. Korkmaz ve ark. (243) yaptıkları başka bir çalışmada 3W ve 4W güçle uygulanan Er, Cr: YSGG lazer uygulamasının akrilik protez tamirinin dayanımına etkisini incelemişler ve en yüksek dayanımın 4W ile uygulama yapılan grupta tespit edildiğini bildirmişlerdir. Yaptığımız literatür incelemesinde PEEK yüzeyine Er, Cr: YSGG lazer uygulamasıyla yüzey işlemi gerçekleştirilen bir çalışmaya rastlayamadık. Biz de bu nedenle Er, Cr: YSGG lazer ile yapılan diğer çalışmaların ışığında bir ön çalışma kurguladık ve PEEK materyaline 1, 1.5, 2, 3, 4W çıkış gücüyle lazer işlemi uyguladık. Bu ön çalışma sonucunda yaptığımız gözleme göre Er, Cr: YSGG lazer 1W ve 1.5W çıkış gücüyle uyguladığımızda örnek yüzeylerinde daha az yüzey modifikasyonunun meydana geldiğini, 4W çıkış gücüyle uyguladığımızda ise PEEK yüzeyinde bozulma ve renk değişikliğinin meydana geldiği görüldü. Bu nedenle çalışmamızda bulunan iki grup PEEK örneğe Er, Cr: YSGG lazeri 2W ve 3W çıkış gücüyle uygulayarak yüzey pürüzlendirmesi işlemi gerçekleştirildi.

Fiber lazerler yansıtma özelliği olmaması nedeniyle bakır, alüminyum gibi metalleri kesme etkinliğinin yüksek olması, minimum seviyede termal ve mekanik hasar oluşturmaları nedeniyle diş hekimliği literatüründe yer bulan en güncel lazer sistemlerinden biridir. Diş hekimliğinde titanyum, lityum disilikat seramik ve zirkonya gibi materyallerde kullanılmasının yanında PEEK materyalinde de kullanıldığı çalışmalar mevcuttur (124, 130, 136, 205). Fornaini (130) lityum disilikat seramiklere ultrahızlı fiber lazer uygulamasıyla elde edilen yüzey pürüzlülüğünü değerlendirdiği tez çalışmasında, lazer parametreleri 5 kW maksimum güçle, 20 kHz frekansla ve 50 mm/sn ile uygulandığında seramik yüzeyinde pürüzlülüğü önemli şekilde artırırken, erime, yanma veya çatlak oluşumu gibi termal hasar görülmediğini bildirmiştir. Titanyum ile akrilik rezin arasındaki bağlanma dayanımının

incelendiği başka bir çalışmada, titanyum yüzeyine ultrahızlı fiber lazer 10W ve 20W çıkış gücünde uygulanmış ancak iki grup arasında anlamlı bir fark bulunamadığı ve kumlama yapılan örneklerle benzer bağlanma dayanımı elde edildiği bildirilmiştir (224). Çulhaoğlu ve ark. (124) PEEK yüzeyine sülfürik asit uygulaması, kumlama, tribokimyasal silika kaplama, aseton uygulaması ve 5W çıkış gücüyle ytterbiyum katkılı fiber lazer (Yb:PL) uygulaması yapmışlar ve en yüksek pürüzlülük değerinin fiber lazer grubunda elde edildiğini bildirmişlerdir. Çalışmamızda iki ayrı grup PEEK örneğe 40 kHz frekansla, 500 mm/sn ile 5W ve 10W çıkış gücünde olmak üzere ultrahızlı fiber lazer uygulaması yapıldı.

Her bir örnek grubuna farklı yüzey işlemi uygulamasının ardından tüm örneklerin yüzey pürüzlülük değerleri ölçüldü. Yapılan çalışmalarda yüzey pürüzlülüğünün bağlanma dayanımı üzerinde etkili olduğu bildirilmiştir. Yüzey pürüzlülüğünün ölçümünde iki boyutlu ölçüm yapabilen profilometre cihazları kullanımının kolay olması, doğru ve hassas ölçüm yapmaları ve pürüzlülük değerini sayısal olarak vermeleri sebebiyle oldukça sık tercih edilmektedir (238). Bu nedenle çalışmamızda yüzey pürüzlülüğünün ölçümü için profilometre cihazı kullanıldı (15, 79, 96, 222).

Yüzey pürüzlülüğü değerlerinin ölçümü ardından PEEK örneklerle yumuşak astar materyali uygulandı. Bu amaçla 7x7x2 mm boyutlarında hazırlanıp akrilip rezine gömülmüş PEEK örneklerle yumuşak astar uygulaması için akrilik rezinden üretilen tüp şeklinde tutucular kullanıldı. Tutucu parçaların iç çapı Lümekmann ve ark. (141) ile Stawarczyk ve ark. (13, 71) yaptıkları çalışmalarla benzer şekilde 2.9 mm olarak hazırlandı ve bu boşluğa yumuşak astar materyali tatbik edildi.

İn-vitro çalışmalarda ağız ortamını taklit edebilmek amacıyla örneklerle uygulanan işlemlerden biri de termal yaşlandırma yöntemidir. Bağlanma dayanımı testlerinde tüm örnekleri standart bir gerilime maruz bırakan termal döngü yöntemi uygun bir yaşlandırma yöntemidir (15). Gale ve Darvell (202) 5000 devir ile yapılan termal yaşlandırma işleminin yaklaşık 6 aylık bir ağız içi kullanım süresine eşit olabileceğini bildirmişlerdir. Bu amaçla çalışmamızda 5 ve 55 °C'lik su banyolarında, her bir banyoda 30 sn bekleyecek şekilde 5000 devir ile örneklerle termal yaşlandırma işlemi uygulandı.

Termal yaşlandırma işleminin tamamlanmasıyla örneklerimiz bağlanma dayanımı testi için hazır hale getirildi. Yumuşak astar materyalinin kaide materyalleri ile bağlanma dayanımının incelendiği çalışmalarda test yöntemi olarak çekme (165, 239, 240) bağlanma dayanım testinin yanı sıra, sıyrılma (1, 241, 242) ve makaslama (244, 245) bağlanma

dayanım testleri de kullanılmıştır. Sıyırılma testi bir materyalin klinik ortamda bağlanma dayanımını öngörmek açısından daha önemli bir testtir (152). Çünkü bağlantıda başarısızlık genel olarak bağlanma yüzeyinin bir kenarında başlar ve yüzey boyunca devam eder. Sıyırılma testinde uygulanan kuvvetin, meydana gelen ayrılmanın doğrudan bir ölçüsü olduğu ve bağlanan materyalin kenarında oluşan stresleri de temsil ettiği kabul edilir (166). Tüm bu avantajlarına rağmen sıyırılma testinde yumuşak astar materyalinin yırtılması sonucu testin tamamlanamaması riski mevcuttur (246). Sıyırılma ve çekme bağlantı dayanım test metodlarındaki fark uygulanan kuvvetin etkilediği alandan ve astar maddesinin içinde meydana gelen streslerin dağılımlarından kaynaklanmaktadır. Sıyırılma bağlantı dayanım testinde astar maddesi ile yapıştığı yüzey arasında bir ayrılma çizgisi oluşur. Test süresince soyulma bu çizginin yer değiştirmesiyle devam eder. Gerilimler bu çizgi üzerinde yoğunlaştığından burada bir alan söz konusu olamaz (147, 175). Çekme dayanımı testinde uygulanan gerilim eş zamanlı ve bütün bir alanı etkilemektedir (197). Yumuşak astar materyallerinin kaide plağına bağlantısını değerlendirmek için ASTM ve ISO tarafından çekme testi önerilmektedir (175). Çekme testinde uygulanacak farklı protokoller testin sonuçlarını etkileyebilir. Örneğin yumuşak astar materyalinin daha kalın olması daha düşük çekme mukavemetine neden olurken, daha yüksek hızlarla testin yapılması daha yüksek gerilme ve daha az esneme ile sonuçlanır (244). Makaslama testi yumuşak astar materyallerinin ağız ortamında maruz kaldığı makaslama kuvvetlerini temsil etmesi açısından daha avantajlı olmasına rağmen; test esnasında oluşan kuvvetler bağlanma alanının kenarında toplanır ve materyalin kendi yapısında yırtılmalar meydana gelme olasılığı vardır (245).

Çekme testinin uygulanması sırasında dikkat edilmesi gereken önemli değişkenlerden biri de çekme hızıdır. Çekme hızının değişmesi test esnasında elde edilen gerilim-gerinim verilerinin sayısını etkiler. Test yüksek hızla gerçekleştirildiğinde veri sayısı azalırken, düşük hızla yapılan testlerde alınan veri sayısı artmasına rağmen, en yüksek çekme bağlanma dayanımı değeri değişmemektedir. Literatürde 50 mm/dk (247, 248), 20 mm/dk (249, 250), 2 mm/dk (187), 1 mm/sn (251) gibi farklı çekme hızlarıyla gerçekleştirilmiş pek çok çalışma mevcuttur. Çalışmamızda Jackley ve Plummer'ın (252) çalışmalarında uyguladıkları gibi 1 mm/dk çekme hızıyla bağlanma dayanımı testini gerçekleştirildi. Çekme testinin ardından kopma tipinin belirlenmesi için stereomikroskop kullanıldı. PEEK ve yumuşak astar arasında tam ayrılma meydana gelen örnekleri adeziv, yumuşak astar materyalinin kendi içinde koptuğu örnekleri koheziv başarısızlık olarak

değerlendirilirken; adeziv ve koheziv başarısızlığın beraber görüldüğü örnekleri ise miks başarısızlık olarak sınıflandırıldı.

PEEK yüzeyine uygulanan pürüzlendirme işlemlerinden sonra yapılan ıslanabilirlik deneylerinde kumlamanın PEEK materyalinin hidrofobik özelliğini önemli ölçüde değiştirdiği görülmüştür (81). Materyalin hidrofobik özelliği azaldıkça ıslanabilirliği ve bağlanma dayanımının artacağı bilinmektedir. Çalışmamız yüzey pürüzlülük verileri açısından incelendiğinde en yüksek pürüzlülük değerinin Er, Cr: YSGG lazerin 3W ($11.91 \pm 1.34 \mu\text{m}$) gücüyle uygulandığı grupta olduğu görülmüş olup bunu sırasıyla Er, Cr: YSGG lazer 2W ($11.13 \pm 1.63 \mu\text{m}$), ultrahızlı fiber lazer 10W ($4.94 \pm 0.55 \mu\text{m}$), 110 μm Al₂O₃ ile kumlama ($2.19 \pm 0.35 \mu\text{m}$), sülfürik asit ($1.10 \pm 0.12 \mu\text{m}$), 50 μm Al₂O₃ ile kumlama ($0.90 \pm 0.10 \mu\text{m}$), ultrahızlı fiber lazer 5W ($0.36 \pm 0.05 \mu\text{m}$) grubu takip etmiştir. En düşük yüzey pürüzlülüğü değeri hiçbir yüzey işlemi uygulanmayan kontrol ($0.15 \pm 0.04 \mu\text{m}$) grubunda olduğu görülmüştür.

Mayinger ve ark. (222) farklı adeziv ajanların, farklı basınç ve partikül boyutlu kumlama işlemi ile beraber uygulandığında PEEK ile akrilik rezin arasındaki bağlanma dayanımına etkisini araştırmışlardır. Bu amaçla 50 μ ve 110 μ 'luk Al₂O₃ partiküllerini 0.2 ve 0.4 MPa basınçla uygulamışlar ve en yüksek bağlanma dayanımı ve yüzey pürüzlülük değerlerinin 0.4 MPa basınçla uygulanan 110 μ Al₂O₃ partikülleri ile elde edildiğini bildirmişlerdir. Bu çalışmaya göre kumlama yapılan partikül boyutu ve basınç arttıkça elde edilen yüzey pürüzlülük değerleri de artmıştır.

Tsuka ve ark. (83) farklı yüzey işlemlerinin PEEK ile rezin siman arasındaki bağlanma dayanımına etkisini inceledikleri çalışmalarında PEEK yüzeyine 0.1 MPa basınçla 50 μm Al₂O₃ uygulaması ve 100, 150 ve 200 μm derinliğinde Nd: YVO₄ lazer uygulaması yapmışlardır. Sonra tüm gruptaki örneklerle dörder farklı rezin siman uygulamışlar ve makaslama bağlanma dayanımı testi gerçekleştirmişlerdir. Bu çalışmaya göre en yüksek yüzey pürüzlülüğü ve bağlanma dayanımı değeri lazer uygulanan gruplarda elde edilirken bunu kumlama grubu takip etmiştir. En düşük yüzey pürüzlülüğü ve bağlanma dayanımı değerleri kontrol grubunda tespit edilmiştir. Bizim çalışmamızdan farklı olarak bu çalışmada farklı tip lazerin farklı parametrelerde kullanılmış olmasının ve alümina partikülleri ile gerçekleştirilen kumlama işleminin farklı basınçla uygulanmış olmasının elde edilen bulgular arasında farklılığa neden olduğu düşünülmektedir.

Silthampitag ve ark. (92) yaptıkları çalışmada kompozit rezin ve PEEK materyali arasındaki bağlanma dayanımına farklı yüzey işlemlerinin etkisini incelemişlerdir. Bir grup örneğe herhangi bir yüzey işlemi uygulanmazken, bir grup örneğe %98'lik sülfürik asit, bir grup örneğe piranha asit solüsyonu ve bir diğer gruba ise 50 μm Al_2O_3 ile kumlama uygulaması yapılmıştır. Sülfürik asit grubu en yüksek yüzey pürüzlülüğü değerlerine sahipken bunu kumlama grubu ve piranha asit solüsyonu grubu takip etmiştir. Bu çalışmaya göre en düşük yüzey pürüzlülüğü değerinin kontrol grubunda olduğu rapor edilmiştir. Sülfürik asit uygulanan grup ile kumlama yapılan grup arasında fark istatistiksel olarak anlamlı bulunmamıştır. Bizim de çalışmamız yüzey pürüzlülüğü değerleri açısından incelendiğinde; sülfürik asit uygulanan grubun pürüzlülük değeri, 50 μm alümina partikülleri ile kumlama yapılan gruptan daha yüksek bulunmuş olsa da aradaki fark istatistiksel olarak anlamlı bulunmamıştır.

Çağlar ve ark. (79) rezin siman ve PEEK materyalinin bağlanma dayanımını inceledikleri çalışmalarında PEEK örneklerle 50 μm alümina kumu ile kumlama, CoJet ile tribokimyasal silika kaplama ve 1.5W çıkış gücüyle Er: YAG lazer uygulaması gerçekleştirmişlerdir. Çalışmanın sonuçları yüzey pürüzlülüğü değerleri açısından incelendiğinde en yüksek pürüzlülük değeri kumlama grubunda gözlenirken, diğer gruplar arasında anlamlı bir fark bulunamamıştır. Bizim de çalışmamızda bu çalışmayla benzer olarak kumlama grubunun pürüzlülük değeri kontrol grubundan daha yüksek bulunmuşken, bu çalışmayla farklı olarak Er, Cr: YSGG lazer uyguladığımız örneklerin yüzey pürüzlülüğü değeri kumlama grubuna göre daha yüksek bulunmuştur. Bu farklılığın uygulanan lazer tipinin ve parametresinin farklı olmasından kaynaklanabileceği düşünülmektedir.

Çulhaoğlu ve ark. (124) yaptıkları çalışmada çeşitli yüzey işlemlerinin PEEK ve kompozit rezin arasındaki bağlanma dayanımına etkisini araştırmışlardır. Bu amaçla PEEK örnek yüzeylerine CoJet ile tribokimyasal silika kaplama, %99'luk aseton uygulaması, %98'lik sülfürik asit uygulaması, 110 μm partikül boyutunda alümina ile kumlama, 5W Yb:PL (iterbiyum katkılı fiber lazer) lazer uygulaması ile pürüzlendirme işlemleri uygulamışlardır. Yüzey pürüzlülüğü değerleri açısından en yüksek pürüzlülük değeri lazer grubunda elde edilirken bunu sırasıyla alüminyum oksit ile kumlama ve silika kaplama grupları takip etmiştir. En düşük yüzey pürüzlülüğü değeri ise sülfürik asit uygulanan grupta elde edilmiştir. Bizim çalışmamızda 110 μm boyutunda alüminyum oksit ile kumlama yapılan grubun pürüzlülük değeri 5W çıkış gücüyle ultrahızlı fiber lazer uygulana gruptan daha yüksek bulunmuştur. Aynı zamanda sülfürik asit uygulanan grubun pürüzlülük

değerinin, 110 µm partikül boyutlu alüminyum oksit ile kumlama yapılan gruptan daha düşük olduğu bulunmuşken; 5W çıkış gücüyle ultrahızlı fiber lazer uygulanan gruptan daha yüksek olduğu tespit edilmiştir. Bizim çalışmamıza göre kullanılan lazer parametrelerinin farklı olması nedeniyle sonuçlar arasında farklılık olabileceği düşünülmüştür.

Türkkal (137) yaptığı tez çalışmasında PEEK yüzeyine 2W çıkış gücünde Nd:YAG lazer, 0.215W ortalama güçle 1030 nm dalga boyunda femtosaniye lazer, %98'lik sülfürik asit ve plazma uygulaması yapmış ve kompozit rezin ile bağlanma dayanımını incelemiştir. En yüksek yüzey pürüzlülük değerlerinin sırasıyla femtosaniye lazer, sülfürik asit ve Nd:YAG lazer gruplarında olduğu görülürken en düşük yüzey pürüzlülüğü değerinin plazma uygulaması yapılan grupta olduğu bildirilmiştir. Bizim çalışmamızda Er, Cr: YSGG lazer uyguladığımız gruplarda en yüksek yüzey pürüzlülüğü değerlerini elde ederken; 10W çıkış gücüyle uyguladığımız ultrahızlı fiber lazer grubunun da pürüzlülük değerinin, sülfürik asit uygulanan gruptan daha yüksek olduğunu tespit ettik. Bu çalışmadan farklı olarak bizim çalışmamızda, ultrahızlı fiber lazerin 5W güçle uygulandığı grubumuzun pürüzlülük değeri sülfürik asit uygulanan gruptan daha düşük olduğu bulunmuştur. Örnek çalışmayla bizim çalışmamız arasındaki bu farklılığın kullanılan lazer türünün ve parametrelerinin farklı olmasından kaynaklanabileceği düşünülmektedir. Tüm bu çalışmalardan yola çıkarak ortaya çıkan farklı sonuçları analiz edebilmek için farklı lazer türlerinin ve parametrelerinin değerlendirildiği daha fazla çalışmaya ihtiyaç olduğu düşünülmektedir.

Çalışmamız çekme bağlanma dayanımı sonuçları açısından incelendiğinde en yüksek bağlanma dayanımı değerinin 110 µm partikül boyutunda Al₂O₃ ile kumlama (2.13±0.31 MPa) yapılan grupta elde edilirken, bunu sırasıyla 50 µm partikül boyutunda Al₂O₃ ile kumlama (1.80±0.30 MPa), 10W çıkış gücüyle ultrahızlı fiber lazer (1.63±0.20 MPa), 3W çıkış gücüyle Er, Cr: YSGG lazer (0.92±0.12 MPa), 2W çıkış gücüyle Er, Cr: YSGG lazer (0.86±0.17 MPa), 5W çıkış gücüyle ultrahızlı fiber lazer (0.45±0.10 MPa) ve sülfürik asit (0.32±0.10 MPa) uygulanan grup takip etmektedir. En düşük bağlanma dayanımı değerinin ise herhangi bir yüzey işlemi uygulanmayan kontrol (0.31±0.06 MPa) grubunda olduğu tespit edilmiştir.

Stawarczyk ve ark. (86) kumlama işlemi esnasında basıncın ve partikül boyutunun PEEK ile kompozit rezin arasındaki bağlanma dayanımına etkisini araştırdıkları çalışmada, PEEK yüzeyine 0.5 ve 3.5 bar basınçla ve 50 ve 110 µm partikül boyutunda Al₂O₃ ile kumlama uygulaması yapılmıştır. Çalışma sonucuna göre; uygulama yapılan basınç arttıkça daha yüksek bağlanma dayanımı değerleri elde edilirken, partikül boyutunun bağlanma

dayanımına etki etmediği bildirilmiştir. Bizim çalışmamızda bu çalışmadan farklı olarak 110 µm alüminyum oksit partikülleri ile pürüzlendirilen örneklerde 50 µm alüminyum oksit partikülleri ile pürüzlendirilen gruptan daha yüksek bağlanma dayanımı elde edildi ve iki grup arasındaki farkın istatistiksel açıdan anlamlı olduğu tespit edildi. Bu çalışmada bizim çalışmamızdan farklı olarak doldurucusuz PEEK (Tizian PEEK, Schütz Dental, Almanya) blok kullanılmış olması ve PEEK'in kompozit rezinle makaslama bağlanma dayanımı değerinin test edilmesi nedeniyle farklı sonuç elde edilmiş olabileceği düşünülmüştür.

Schmidlin ve ark. (12) yaptıkları bir çalışmada çeşitli yüzey işlemlerinin PEEK ile kompozit rezin arasındaki bağlanma dayanımına etkisini araştırmışlardır. Bu çalışmada örnekler 50 ve 110µ'luk Al₂O₃ ile kumlama işlemi, 1 dk süreyle %98'lik H₂SO₄ ile asitleme işlemi ve tribokimyasal silika kaplama yapmışlar ve sülfürik asitle pürüzlendirilen örneklerin ve kontrol grubunun en yüksek bağlanma dayanımına sahip olduklarını bildirmişlerdir. Bizim çalışmamızda ise sülfürik asitle pürüzlendirilen örneklerde ve kontrol grubunda en düşük bağlanma dayanımı değerleri tespit edilmiştir. Bu çalışmada elde edilen TEM görüntüleri incelendiğinde sülfürik asitle pürüzlendirilen örneklerde bizim örneklerimize göre yüzeyin daha homojen olduğu ve yüzeyde retantif mikro çukurcukların olduğu görülmektedir. Çalışmamızda bu araştırmadan farklı olarak sülfürik asit uygulanan örneklerde daha düşük bağlanma dayanımı elde etmiş olmamızın sebebinin bu farklılıklar nedeniyle olabileceği düşünülmektedir. Aynı zamanda bizim çalışmamızda alüminyum oksit ile kumlama yapılan örneklerde en yüksek bağlanma dayanımı değerleri elde edilmiştir. Bu çalışmada bizim araştırmamızdan farklı olarak doldurucusuz PEEK diskler kullanılmış, kumlama işlemi 2 bar basınçla uygulanmış ve örnekler termal döngü işlemine tabi tutulmamış, bunun yerine 24 saat boyunca 37°C sıcaklıkta suda bekletilmiştir. Termal yaşlandırma uygulanan örneklerde arayüz bölgesinde mekanik gerilimlerin meydana gelmesi ve bunun yanında su moleküllerinin etkisiyle ara yüzde oluşan kovalent bağlar kaybolması sonucu bağlanma dayanımı etkilenebilir (253, 254). Tüm bu faktörler nedeniyle çalışmamızla bu araştırma arasında sonuçlar arasında bir farklılık meydana gelmiş olabileceği düşünülmektedir.

Silthampitag ve ark. (92) yapmış oldukları çalışmada; PEEK yüzeyinin sülfürik asit ile pürüzlendirildiği örneklerin bağlanma dayanımının diğer gruplara göre istatistiksel olarak anlamlı derecede yüksek bulunduğu bildirilmiştir. Bizim çalışmamızdan farklı olarak bu çalışmada bir adeziv ajan kullanılmış, kompozit rezinin makaslama bağlanma dayanımı ölçülmüş ve termal yaşlandırma yapılmamıştır. Tsuka ve ark. (83) farklı yüzey işlemlerinin

PEEK ile rezin siman arasındaki bağlanma dayanımına etkisini inceledikleri çalışmada, farklı derinliklerde lazer uygulaması ve 1 bar basınçla 50µ boyutunda alümina partikülleri kullanmışlar ve kumlamanın rezin simanla olan bağlanma dayanımı üzerine bir etkisi olmadığını tespit etmişlerdir. Lazer kullanılan gruplarda ise hem daha yüksek yüzey pürüzlülüğü değerleri hem de daha yüksek bağlanma dayanımı değerleri elde edilmiştir. Yazarlar bu durumun, lazer uygulaması ile açığa çıkan fonksiyonel grupların kimyasal adezyonu artırması nedeniyle oluştuğunu belirtmişlerdir. Çalışmamızda bu çalışmayla benzer olarak ultrahızlı fiber lazerin 5W çıkış gücüyle uygulandığı grup haricinde tüm lazer gruplarında kontrol grubuna göre daha yüksek bağlanma dayanımı elde edilmiştir. Buna rağmen tüm lazer gruplarında elde edilen bağlanma dayanımı değerlerinin kumlama gruplarından daha az olduğu tespit edilmiştir. Bu farklılığın çalışmada Nd: YVO₄ lazer kullanılmış olması ve termal yaşlandırmanın örneklerin 24 saat 37°C suda bekletilmesiyle yapılmasından kaynaklanabileceği düşünülmektedir.

Çağlar ve ark. (79) yaptıkları çalışmada PEEK yüzeyine adeziv ajan uygulamasının bağlanma dayanımını pozitif etkilediğini, 1.5W çıkış gücüyle ve 10 Hz frekansla uygulanan Er: YAG lazerin bağlanma dayanımı üzerinde bir etkisinin görülmediğini bildirmişlerdir. Çalışmamızda kullandığımız Er, Cr: YSGG lazer ile pürüzlendirme yapılan gruplarda kontrol grubuna göre daha yüksek bağlanma değerleri elde edilmiştir. Çalışmamızın örnek çalışmayla arasındaki farkın sebebi olarak farklı lazer türünün farklı çıkış gücünde kullanılmış olmasından kaynaklanabileceği düşünülmüştür. Yine bu çalışmaya göre 50 µm alüminyum oksit partikülleri ile yapılan yüzey işlemi sonucunda elde edilen bağlanma dayanımı değeri lazer grubundan daha yüksek bulunmuştur. Bizim de çalışmamızda bu çalışmayla benzer olarak, kumlama yapılan grupların bağlanma dayanımı, lazer uygulanan gruplardan daha yüksek bulunmuştur.

Çulhaoğlu ve ark. (124) kompozit rezin ve PEEK arasındaki bağlanma dayanımını inceledikleri çalışmada en yüksek bağlanma değerinin sülfürik asit uygulanan grupta elde edildiğini bildirmişlerdir. Bu çalışmaya göre sülfürik asit grubunu 5W güçle uygulanan Yb:PL lazer grubu, 110 µm Al₂O₃ ile kumlama grubu, CoJet ile tribokimyasal silika kaplama grubu ve aseton uygulaması yapılan grubun takip ettiği gözlenmiştir. En düşük bağlanma dayanımı değerinin kontrol grubunda olduğu bildirilmiştir. Bizim de çalışmamızda lazer uygulaması yapılan grubun bağlanma dayanımı değeri kontrol grubundan yüksek bulunmuştur. Bununla beraber kumlama yapılan grubun bağlanma dayanımı değeri bu çalışmadan farklı olarak ultrahızlı fiber lazer uygulaması yapılan gruptan daha yüksek

bulunmuştur. Bu farklılığın kullanılan lazer parametrelerinin farklı olmasından kaynaklanabileceği düşünülmüştür. Aynı zamanda bu çalışmada sülfürik asit ile pürüzlendirilen örneklerin en yüksek bağlanma dayanımına sahip olduğu bildirilmiştir. Bizim çalışmamızda ise sülfürik asit grubu ile kontrol grubu arasında anlamlı bir fark bulunamamıştır. Bu çalışmada yüzey pürüzlendirme amacıyla kullanılan sülfürik asidin farklı hacimsel miktarda kullanılmış olduğu ve kompozit rezin ile makaslama bağlanma dayanımının değerlendirilmesi nedeniyle bu farklılığın ortaya çıkmış olabileceği düşünülmektedir.

Korkmaz ve ark. (1) yaptıkları bir çalışmada farklı polimer kaide materyallerine 2W ve 3W çıkış güçlerinde ve 20 Hz ve 30 Hz frekansla Er, Cr: YSGG lazer uygulamışlar ve yumuşak astar materyali ile arasında elde edilen bağlanma dayanımı sonuçlarını 50µ alüminyum oksit ile pürüzlendirilen ve hiçbir yüzey işlemi uygulanmayan kontrol grubuyla karşılaştırmışlardır. Isı ile polimerize olan akrilik kaideye Er, Cr: YSGG lazer uygulaması yapılan tüm gruplarda bağlanma dayanımı değerlerinin arttığını; 3W çıkış gücüyle ve 20Hz frekansla ile pürüzlendirme yapılan grupta en yüksek bağlanma dayanımı değerlerini elde ettiklerini bildirmişlerdir. Araştırmacılar bu çalışmaya göre Er, Cr: YSGG lazer uygulamasının akrilik kaide ile yumuşak astar materyali arasındaki bağlanmayı geliştirmek amacıyla uygulanabileceğini belirtmişlerdir. Biz de bu çalışmayla benzer olarak Er, Cr: YSGG lazeri 3W çıkış gücüyle uyguladığımızda 2W ile uygulanan gruba göre daha yüksek bağlanma ve pürüzlülük değerleri elde etsek de aradaki fark istatistiksel olarak anlamlı bulunmadı ($p>0.05$). Usumez ve ark. (255) akrilik rezin ile yumuşak astar materyali arasındaki bağlanma dayanımına Nd:YAG lazer ile alümina aşındırmasının etkisini incelemişlerdir. Çalışmada akrilik rezin yüzeyine uygulanan alümina ile aşındırma işleminin, lazer uygulanan gruba göre daha yüksek bağlanma dayanımı değerleri gösterdiği ancak lazer uygulanan grubun yüzey pürüzlülük değerinin diğer gruplardan anlamlı derecede yüksek bulunduğunu bildirilmişlerdir. Biz de çalışmamızda Er, Cr: YSGG lazerin uygulandığı gruplarda daha yüksek pürüzlülük değerleri elde ederken, bağlanma dayanımının kumlama yapılan gruba göre daha düşük olduğunu tespit ettik. Bu durumun; Er, Cr: YSGG lazerin manuel olarak uygulanması nedeniyle yüzeyin homojenlik göstermemesi ve yüzey pürüzlülüğünün yüksek olmasına rağmen mikromekanik kilitlenmeyi sağlayacak yüzey özelliklerinin elde edilememiş olması, Er, Cr: YSGG lazerden etkilenmeyen bölgelerin çokluğu nedeniyle yüzeyde daha kısıtlı bir alanı etkilemiş olmasından meydana geldiği düşünülmektedir. Kumlama yapılan her iki grupta da meydana

gelen düzensiz ama homojen yüzey yapısı ve mikromekanik kilitlenmede rol oynayabilecek mikro çukurcukların oluşması daha yüksek bağlanma dayanımı değerleri elde edilmiş olmasını açıklayabilecek niteliktedir.

Nakhaei ve ark. (256) yaptıkları bir çalışmada PMMA protez kaidesi ile silikon esaslı yumuşak astar materyalinin bağlanma dayanımına farklı yüzey işlemlerinin ve termal döngünün etkisini değerlendirmişlerdir. PMMA kaideye 110µm Al₂O₃ ile kumlama, 3W çıkış gücüyle Er: YAG lazer ve kumlama + Er: YAG lazer uygulaması yapmışlar ve sonrasında örnekleri iki gruba ayırarak bir gruba 37°C suda 24 saat bekletme, diğer gruba ise 5-55°C'lik banyolarda 5000 döngü termal yaşlandırma işlemi uygulanmış ve tüm örneklerin çekme bağlanma dayanımı değerleri ölçülmüştür. Yüzey işlemi uygulanan tüm grupların bağlanma dayanımı değerleri kontrol grubundan daha yüksek bulunurken, yüzey işlemi uygulanan gruplar arasındaki farkın istatistiksel olarak anlamlı olmadığı görülmüştür. Termal döngü uygulanan grupta, 37°C'de 24 saat su banyosunda bekletilen gruba göre daha düşük bağlanma dayanımı değerleri elde edilmiştir. Gündoğdu ve ark. (258) yaptıkları çalışmada akrilik kaide yüzeyine %36'lık fosforik asit uygulaması, 150 mJ gücünde Er: YAG lazer uygulaması, 50 µm partikül boyutunda Al₂O₃ uygulaması, asit+ lazer uygulaması ve kumlama + lazer uygulaması yapmışlar ve iki farklı yumuşak astar materyali ile çekme bağlanma dayanımını değerlendirmişlerdir. Bu çalışmada elde edilen bulgularda en yüksek bağlanma dayanımı değerinin asit grubunda olduğu görülürken, en düşük değer ise kumlama yapılan grupta olduğu tespit edilmiştir. Araştırmacılar ortaya çıkan bu sonucun akrilik rezin ve yumuşak astar materyali arayüzünde oluşan streslerden meydana gelmiş olabileceğini veya kumlama işleminde kullanılan alüminyum oksit partikülünün boyutunun yeterli büyüklükte bağlanma yüzeyi oluşturamamasından kaynaklandığını öne sürmüşlerdir. Tugut ve ark. (260) yapmış oldukları çalışmada PMMA bloklara herhangi bir yüzey işlemi uygulanmamış kontrol grubu ile, 1W, 2W, 3W ve 4W gücünde Er:YAG lazer uygulaması sonrası yumuşak astar materyalinin çekme bağlanma dayanımını değerlendirmişlerdir. Er: YAG lazer 3W çıkış gücüyle uygulandığında en yüksek bağlanma dayanımı elde edilmiş ve lazer ile yüzeyde yumuşak astar materyalinin nüfuz edebileceği küçük çukurlar oluştuğunu bildirirken; 4W ile uygulama yapılan grupta Er: YAG lazer yüzeyde çukur yerine kavite oluşumuna neden olduğu ve bağlanma gücünün azaldığı bildirilmiştir. Araştırmacılar, lazerin uygun parametrelerde kullanıldığında adezyonu geliştirmede ve yüzey morfolojisini değiştirmede oldukça etkili olduğunu belirtmişlerdir. Biz de çalışmamızda Tugut ve ark. (260) ve Korkmaz ve ark. (1)'in çalışmalarıyla uyumlu olarak lazer uygulamasının akrilik

protez kaidesiyle yumuşak astar materyali arasındaki bağlanma dayanımını geliştirdiğini; Usumez ve ark. (255) çalışmasıyla uyumlu olarak alüminyum oksit ile kumlama uygulamasının bağlanma dayanımını lazer uygulamasından daha fazla artırdığını tespit ettik. Gündoğdu ve ark. (258) çalışmasından farklı olarak çalışmamızda kumlama işleminin yüzey pürüzlülüğünü anlamlı derecede artırdığını ve Nakhaei ve ark. (256) çalışmasıyla benzer olarak lazer ve kumlama gruplarında bağlanma dayanımının arttığını; farklı olarak bu gruplar arasındaki farklılığın istatistiksel olarak anlamlı olduğunu tespit ettik.

Oliveira ve ark. (257) yaptıkları bir çalışmaya göre polimer yüzeyine femtosaniye lazer uygulamasıyla ablasyona uğrayan matriksten doldurucu açığa çıkarak polimer ile rezin siman arasındaki bağlanma dayanımının arttırıldığı bildirilmiştir. Biz de çalışmamızda elde ettiğimiz sonuçlara göre 5W ultrahızlı fiber lazer grubu ile 50µ kumlama grubu arasında pürüzlülük açısından anlamlı bir farklılık bulunamamıştır. Ultrahızlı fiber lazer 5W ile 10W grupları arasında hem yüzey pürüzlülüğü hem de bağlanma dayanımı açısından 10W ile uygulama yapılan grupta daha yüksek değerler elde edilmiş ve bu fark istatistiksel olarak anlamlı bulunmuştur. Tsuka ve ark. (83) ile Akkan ve ark. (259) PEEK yüzeyini lazer ile modifiye ettikleri çalışmalarında lazer uygulaması ile kontrol grubundan daha yüksek pürüzlülük değerleri elde edildiğini bildirmişlerdir. Çalışmamızla benzer sonuca sahip bu araştırmalarda tüm lazer gruplarında kontrol grubundan daha yüksek pürüzlülük değerleri elde edilirken, kontrol grubuna kıyasla 5W ultrahızlı fiber lazer grubu haricindeki tüm lazer gruplarında bu fark istatistiksel olarak anlamlı bulunmuştur ($p<0.001$).

Türkkal (137) yaptığı tez çalışmasında PEEK yüzeyine 2W çıkış gücünde Nd:YAG lazer, 0.215W ortalama güçle 1030 nm dalga boyunda femtosaniye lazer, %98'lik sülfürik asit ve plazma uygulaması yapmış ve kompozit rezin ile makaslama bağlanma dayanımını incelemiş, en yüksek bağlanma dayanımının sülfürik asit grubunda bulunduğunu, bunu Nd:YAG lazer ve femtosaniye lazer grubunun takip ettiğini bildirilmiştir. Bizim çalışmamızda sülfürik asit ile pürüzlendirilen örneklerin bağlanma dayanımı kontrol grubuyla benzer bulunmuştur. Ultrahızlı fiber lazer 5W grubu haricindeki tüm lazer gruplarının bağlanma dayanımı ile sülfürik asit grubunun bağlanma dayanımı arasındaki fark istatistiksel olarak anlamlıdır. Bizim çalışmamızda ultrahızlı fiber lazerin çıkış gücünün 5W ve 10W olarak kullanılmasının ve çekme testi ile yumuşak astar materyalinin bağlanma dayanımının ölçülmesinin bu farklılığa neden olabileceği düşünülmektedir.

Farklı yüzey işlemlerinin PEEK altyapı materyali üzerine etkisinin incelendiği çalışmalarda oluşan morfolojik ve topografik değişiklikler ve bağlanma testi sonrası kopma

alanları incelenirken TEM kullanılmaktadır. TEM incelemesiyle ortalama yüzey pürüzlülüğü ve ortalama bağlanma dayanımı sonuçları daha doğru bir şekilde yorumlanabilmektedir. Pürüzlülük değerleri sonuçları ile uyumlu olarak kontrol grubunda daha pürüzsüz bir yüzey morfolojisi izlenmiştir (Resim 37). Sülfürik asit grubunda asit uygulaması sonrası yüzeyde kabarcık ve gözenekli bir yüzey çözünmesi meydana gelmiştir (Resim 38). 50 μ partikül boyutlu alümina ile kumlama yapılan grupta daha düzensiz bir yüzey yapısı hakimken, 110 μ ile kumlama yapılan gruba göre yüzey daha pürüzsüz bir özellik sergilemektedir (Resim 39). 110 μ kumlama grubunda daha büyük ve daha fazla çukurcuklu yapı gözlenmiştir (Resim 40). Elde ettiğimiz bu görüntüler ve yüzey pürüzlülük değerleri Mayinger ve ark. (222) yapmış olduğu çalışma ile uyumludur. Er, Cr: YSGG lazerin 2W ve 3W olarak uygulandığı gruplarda manuel olarak uygulanan lazerin yüzeyde homojen bir pürüzlendirme meydana getirmediği görülmüştür. (Resim 41-42). Er, Cr: YSGG lazer uygulaması yapılan gruplarda, en yüksek pürüzlülük değerleri elde edilirken; bağlanma dayanımı değerinin kumlama işlemi yapılan gruplardan ve ultrahızlı fiber lazerin 10W güçle uygulandığı gruptan daha düşük olduğu tespit edilmiştir. Er, Cr: YSGG lazer atımının geldiği bölgelerde oluşan kabarcık benzeri yapılar ve üzerinde oluşan kraterimsi alanlar arasındaki yükseklik farkının fazla olması yüksek yüzey pürüzlülük değeri elde edilmesine neden olmuştur. Buna rağmen mikroretansiyon için uygun alanların oluşamaması ve lazerin manuel olarak uygulanmasına bağlı olarak yüzeyin homojen olmaması, bağlanma dayanımının yüzey pürüzlülüğü ile paralellik göstermemesine neden olduğu düşünülmektedir. Sülfürik asit uygulanan grupta yüzey pürüzlülüğü, 50 μ m boyutunda alüminyum oksit uygulanan gruptan daha yüksek olmasına rağmen asidin yüzeyde gereken çözünmeyi gerçekleştirememesi ve mikromekanik kilitlenme ve adezyonu sağlayabilecek yapıların oluşmaması sebebiyle 50 μ m alüminyum oksit ile kumlama işlemi yapılan gruptan daha düşük bağlanma dayanımı değerleri gösterdiği düşünülmüştür. Çulhaoğlu ve ark. (124) yaptıkları çalışmada yüzey işlemlerinin yüzey pürüzlülüğüne ve bağlanma dayanımına etkisini değerlendirmişler ve en yüksek pürüzlülük değerinin lazer uygulaması yapılan grupta olduğunu tespit ederlerken, en düşük yüzey pürüzlülük değerinin sülfürik asit grubunda olduğunu rapor etmişlerdir. Bağlanma dayanımı değerleri açısından incelendiğinde en yüksek bağlanma dayanımı değerinin sülfürik asit grubunda olduğu görülmüş, bunu sırasıyla lazer grubu, kumlama grubu, silika kaplama grubu, aseton grubu ve kontrol grubunun takip ettiği tespit edilmiştir. Bizim de çalışmamızda bağlanma dayanımı değerlerinin yüzey pürüzlülüğü değerleri ile korelasyon göstermemesinin sebebinin, Er, Cr:

YSGG lazer atımı yapılan noktalarda görülen kabarcıkların üzerinde görülen krater tarzı oluşumlar ve yüzey topografisinde meydana gelen homojen olmayan değişimler nedeniyle olduğu düşünülmektedir. Ultrahızlı fiber lazer grubunda 5W çıkış gücü ile uygulama yapılan örneklerde kontrol grubuna göre nispeten düzensiz bir yüzey yapısı gözlenmektedir (Resim 45). Ultrahızlı fiber lazerin 10W çıkış gücüyle kullanıldığı grupta ise yüzey yapısının tamamen bozulmuş olduğu, derin çukurların meydana geldiği tespit edilmiştir (Resim 46). Aynı zamanda yapılan gözle incelemede ultrahızlı fiber lazerin 10W güçle uygulandığı grupta PEEK materyalinin renginin griye dönüştüğü görülmüştür. Wilson ve ark. (122) yapmış oldukları çalışmada lazerin etki ettiği yüzey alanı arttıkça elde edilen bağlanma dayanımı değerlerinin de arttığını bildirmişlerdir. Er, Cr: YSGG lazer ile ultrahızlı fiber lazer uygulaması arasında Er, Cr: YSGG lazerin manuel olarak uygulanması nedeniyle fiber lazer kadar homojen bir görüntü sergileyememesinin bağlanma dayanımına negatif etki ettiği söylenebilir. 110µm alümina partikülleri ile kumlama yapılan grupta yüzeyin daha yüksek pürüzlülüğe sahip lazer gruplarına göre daha az bozulmuş olması ve mikromekanik kilitlenmeyi sağlayacak çukur benzeri yapıların oluşumu sayesinde daha yüksek bağlanma dayanımı değerleri elde edildiği düşünülmektedir.

EDS yüzey kimyasının elemental analizi ve yüzeydeki elementlerin hangi oranda bulunduğuna ilişkin veri sunan bir analiz yöntemidir. PEEK yüzeyine lazer uygulaması yapılmış benzer çalışmalarda, lazer sonrası PEEK yüzeyinde oksijen içeren fonksiyonel grupların açığa çıkması nedeniyle C/O oranının azaldığını, bunun da kimyasal adezyonu ve bağlanma dayanımını arttırdığını bildirmişlerdir (83, 259). Wilson ve ark. (122) yaptıkları çalışmada PEEK yüzeyine lazer uygulaması sonrası yaptıkları EDS analizi ile lazerin yoğunluğu arttıkça C/O oranının azaldığını görmüşler bunun da lazer enerjisiyle beraber yüzeydeki karbonil gruplarının (O-C=O) azalması ve hidroksil gruplarının (C=O) artması nedeniyle meydana geldiğini tespit etmişlerdir. Bu şekilde yüzeyde polar fonksiyonel grupların oluştuğunu, oksijen (O) elementinin artmasıyla da yüzey enerjisinin artarak adezyonun da arttığını öne sürmüşlerdir. EDS analizi sonuçları değerlendirildiğinde kontrol grubuna kıyasla diğer tüm gruplarda karbon (C) elementinin ise atomik konsantrasyon yüzdesinin azaldığı, oksijen (O) elementinin atomik konsantrasyon yüzdesinin arttığı gözlemlenmiştir. 50 ve 110µm partikül boyutunda Al₂O₃ ile kumlama yapılan gruplarda yüzeyde Alüminyum (Al) elementinin atomik konsantrasyon yüzdesi diğer gruplardan oldukça yüksek bulunmuştur.

İki materyal arasındaki bağlanma başarısının değerlendirilmesinde diğer önemli kriter de ara yüzde meydana gelen ayrılma tipinin belirlenmesidir. Bağlanma dayanımının değerlendirildiği çalışmalarda kopma tipleri adeziv, koheziv ve her ikisinin beraber görüldüğü miks tip olarak sınıflandırılmıştır. Kopma tiplerinin tespiti stereomikroskop ile örneklerin ara yüz incelemesi yapılarak gerçekleştirilmiştir. Bir grupta adeziv kopma tipinin fazla görülmesi bağlanma gücünün düşük olduğunu gösterirken, koheziv ve miks kopma tipinin varlığında adeziv kopma tipine göre daha yüksek bağlanma dayanımı olduğu düşünülmektedir (261). Çalışmamızda en düşük bağlanma dayanımına sahip grup olan kontrol grubunda en çok miks ve adeziv başarısızlık gözlenirken, en yüksek bağlanma dayanımı ortalamasına sahip olan 110µ kumlama grubunda koheziv ve miks kopma tipleri olduğu gözlemlenmiştir.

Çalışmamızda termal yaşlandırma uygulaması yapmamıza rağmen ağız içindeki sıvıların, sıcaklık ve pH değişikliklerinin, kullanıma bağlı oluşacak kaide ve astar materyali deformasyonunun taklit edilememiş olması bu in vitro çalışmanın limitasyonları arasında sayılabilmektedir. Çeşitli lazerlerin, farklı kumlama ve asitlerle kimyasal aşındırma prosedürlerinin çeşitli parametrelerde uygulanması ve PEEK ile ilgili yapılan çalışmaların artırılmasıyla daha kesin sonuçlara ulaşılabilecektir.

Yapılan bu in vitro çalışmada elde ettiğimiz bulgular rehberliğinde aşağıdaki sonuçlara ulaşılmıştır.

1. PEEK materyaline uygulanan farklı yüzey işlemleri PEEK ile yumuşak astar materyali arasındaki bağlanma dayanımını etkilemiştir.
2. En yüksek bağlanma dayanımı değerinin 110 µm partikül boyutuna sahip Al₂O₃ ile kumlama yapılan grupta olduğu tespit edilmiştir. PEEK yüzeylerini pürüzlendirmede 110µ Al₂O₃ ile kumlama işlemi alternatif bir yöntem olarak uygulanabilir.
3. Er, Cr: YSGG lazerin 2W ve 3W çıkış gücünde ve ultrahızlı fiber lazerin 10W çıkış gücünde uygulandığı gruplarda kontrol grubuna göre daha yüksek yüzey pürüzlülüğü ve bağlanma dayanımı elde edilmiştir.
4. 10W çıkış gücüyle uygulanan ultrahızlı fiber lazer grubunun, bağlanma dayanımı açısından 50µ kumlama grubuna benzer sonuçlar gösterdiği tespit edilmiştir.
5. Yüzey pürüzlülüğü ve bağlanma dayanımı açısından; Er, Cr: YSGG lazerin 2W ve 3W çıkış gücünde uygulandığı gruplar arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark bulunmazken, ultrahızlı fiber lazerin 5W ve 10W çıkış gücüyle uygulandığı iki grup arasındaki fark istatistiksel olarak anlamlıdır.

6. Lazerlerin PEEK materyalinde doğru kullanımı ile daha kesin sonuçlara ulaşılabilmek için lazer parametreleri üzerinde değişiklikler yapılarak gerçekleştirilebilecek ileri çalışmalara ihtiyaç vardır.



KAYNAKLAR

1. Korkmaz FM, Bagis B, Özcan M, Durkan R, Turgut S, Ates SM (2013). Peel strength of denture liner to PMMA and polyamide: Laser versus air-abrasion. *Journal of Advanced Prosthodontics* 5: 287–295.
2. Atay A, Çal E, Kesercioğlu A (2018). Farklı Yumuşak Ve Sert Astar Materyallerinin Protez Kaidesiyle Olan Bağlantısının Ve Sertliklerinin İncelenmesi. *EÜ Dişhek Fak Derg* 39: 88–97.
3. Hashem MI (2015). Advances in Soft Denture Liners: An Update. *The Journal of Contemporary Dental Practice* 16: 314–318.
4. Soygun K, Bolayir G, Boztug A (2013). Mechanical and thermal properties of polyamide versus reinforced PMMA denture base materials. *Journal of Advanced Prosthodontics* 5: 153–160.
5. Yoshida K, Polyzois GL, Frangou MJ, Murata H (2018). Evaluation of the frequency and temperature dependence of the dynamic mechanical properties of acetal resins. *Dental Materials Journal* 37: 146–151.
6. Vojdani M, Giti R (2015). *Polyamide as a Denture Base Material: A Literature Review. J Dent Shiraz Univ Med Sci* (Vol. 16).
7. Zoidis P, Papathanasiou I, Polyzois G (2016). The Use of a Modified Poly-Ether-Ether-Ketone (PEEK) as an Alternative Framework Material for Removable Dental Prostheses. A Clinical Report. *Journal of Prosthodontics* 25: 580–584.
8. Tasopoulos T, Chatziemmanouil D, Kouveliotis G, Karaïskou G, Wang J, Zoidis P (2020). PEEK Maxillary Obturator Prosthesis Fabrication Using Intraoral Scanning, 3D Printing, and CAD/CAM. *The International Journal of Prosthodontics* 33: 333–340.
9. Costa-Palau S, Torrents-Nicolas J, Brufau-De Barberà M, Cabratosa-Termes J (2014). Use of polyetheretherketone in the fabrication of a maxillary obturator prosthesis: A clinical report. *Journal of Prosthetic Dentistry* 112: 680–682.
10. Najeeb S, Zafar MS, Khurshid Z, Siddiqui F (2016, January 1). Applications of polyetheretherketone (PEEK) in oral implantology and prosthodontics. *Journal of Prosthodontic Research* 60.
11. Skirbutis G, Dzingutė A, Masiliūnaitė V, Šulcaitė G, Žilinskas J (2018). *PEEK polymer's properties and its use in prosthodontics. A review. Stomatologija, Baltic Dental and Maxillofacial Journal* (Vol. 20).

12. Schmidlin PR, Stawarczyk B, Wieland M, Attin T, Hämmerle CHF, Fischer J (2010). Effect of different surface pre-treatments and luting materials on shear bond strength to PEEK. *Dental Materials* 26: 553–559.
13. Stawarczyk B, Keul C, Beuer F, Roos M, Schmidlin PR (2013). Tensile bond strength of veneering resins to PEEK: Impact of different adhesives. *Dental Materials Journal* 32: 441–448.
14. Kurahashi K, Matsuda T, Ishida Y, Ichikawa T (2019). Effect of Surface Treatments on Shear Bond Strength of Polyetheretherketone to Autopolymerizing Resin. *Dentistry Journal* 7.
15. Stawarczyk B, Jordan P, Schmidlin PR, Roos M, Eichberger M, Gernet W, Keul C (2014). PEEK surface treatment effects on tensile bond strength to veneering resins. *Journal of Prosthetic Dentistry* 112: 1278–1288.
16. Zheng Y, Xiong C, Wang Z, Li X, Zhang L (2015). A combination of CO₂ laser and plasma surface modification of poly(etheretherketone) to enhance osteoblast response. *Applied Surface Science* 344: 79–88.
17. Tanzi MC, Farè S, Candiani G (2019). *Organization, Structure, and Properties of Materials. Foundations of Biomaterials Engineering*. doi:10.1016/b978-0-08-101034-1.00001-3.
18. Kurtz SM, Devine JN (2007, November). PEEK biomaterials in trauma, orthopedic, and spinal implants. *Biomaterials* 28.
19. Anusavice K, 11th Edition WBSC (2003). *Phillip's Science of Dental Materials*, 11th ed. Philadelphia: W. B. Saunders Co.
20. McCabe JF, Walls AWG. (2008). *Applied Dental Materials*, 9th ed. Oxford: Blackwell Science LTD.
21. Çalikkocaoğlu S (2010). *Dişsiz hastaların protetik tedavisi*, 5th ed. İstanbul: Quintessence Publishing.
22. O'Brien J (1997). *Dental Materials and Their Selection* (Vol. 4), Quintessence Publishing.
23. Ye H, Li X, Wang G, Kang J, Liu Y, Sun Y, Zhou Y (2018). A Novel Computer-Aided Design/Computer-Assisted Manufacture Method for One-Piece Removable Partial Denture and Evaluation of Fit. *The International journal of prosthodontics* 31: 149–151.
24. Mekkawy, M.A., Hussein, L.A., & Alsharawy M. (2015). Comparative study of

- surface roughness between polyamide, thermoplastic polymethyl methacrylate and acetal resins flexible denture base materials before and after polishing. *Life Science Journal* 12: 188–191.
25. Ardelean L, Bortun C, Motoc M (2007). Metal-free removable partial dentures made of a thermoplastic acetal resin and two polyamide resins. *Materiale Plastice* 44: 345–348.
 26. Pritchard G (1994). Anti-corrosion polymers: PEEK, PEKK and other polyaryls 7: 4.
 27. Hearle JWS (2001). *High-Performance Fibres*, 1st editio Woodhead Publishing.
 28. Kurtz SM (2019). *PEEK Biomaterials Handbook*, 2nd editio. *PEEK Biomaterials Handbook* William Andrew Publishing. doi:10.1016/c2016-0-02479-8.
 29. Kemmish DJ (2011). *Practical Guide to High Performance Engineering Plastics* Smithers Rapra.
 30. Alqurashi H, Khurshid Z, Syed AUY, Rashid Habib S, Rokaya D, Zafar MS (2021). Polyetherketoneketone (PEKK): An emerging biomaterial for oral implants and dental prostheses. *Journal of Advanced Research* 28: 87–95.
 31. Cao J, Su W, Wu Z, Kitayama T, Hatada K (1994). Synthesis and properties of poly(ether ether ketone)-poly(ether sulfone) block copolymers. *Polymer* 35: 3549–3556.
 32. Patel P, Hull TR, McCabe 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.
 33. Stober EJ, Seferis JC, Keenan JD (1984). Characterization and exposure of polyetheretherketone (PEEK) to fluid environments. *Polymer* 25: 1845–1852.
 34. Stuart BH (1997). Surface plasticisation of poly(ether ether ketone) by chloroform. *Polymer Testing* 16: 49–57.
 35. Stuart BH, Williams DR (1995). A study of the absorption of chlorinated organic solvents by poly(ether ether ketone) using vibrational spectroscopy. *Polymer* 36: 4209–4213.
 36. Victrex (2017). *Materials Properties Guide*.
 37. Lee WT, Koak JY, Lim YJ, Kim SK, Kwon HB, Kim MJ (2012). Stress shielding and fatigue limits of poly-ether-ether-ketone dental implants. *Journal of Biomedical Materials Research - Part B Applied Biomaterials* 100 B: 1044–1052.

38. Sandler J, Werner P, Shaffer MSP, Demchuk V, Altstädt V, Windle AH (2002). Carbon-nanofibre-reinforced poly(ether ether ketone) composites. *Composites Part A: Applied Science and Manufacturing* 33: 1033–1039.
39. Li CS, Vannabouathong C, Sprague S, Bhandari M (2014). The use of carbon-fiber-reinforced (CFR) peek material in orthopedic implants: A systematic review. *Clinical Medicine Insights: Arthritis and Musculoskeletal Disorders* 8: 33–45.
40. Bismarck A, Hofmeier M, Dörner G (2007). Effect of hot water immersion on the performance of carbon reinforced unidirectional poly(ether ether ketone) (PEEK) composites: Stress rupture under end-loaded bending. *Composites Part A: Applied Science and Manufacturing* 38: 407–426.
41. Hilado CJ (1998). *Flammability Handbook for Plastics*, 5th ed. CRC Press. doi:10.1177/152808378101000308.
42. Rajakumar K, Sarasvathy V, Thamarai Chelvan A, Chitra R, Vijayakumar CT (2009). Natural weathering studies of polypropylene. *Journal of Polymers and the Environment* 17: 191–202.
43. Bedia EL, Paglicawan MA, Bernas C V., Bernardo ST, Tosaka M, Kohjiya S (2003). Natural weathering of polypropylene in a tropical zone. *Journal of Applied Polymer Science* 87: 931–938.
44. Sasuga T, Hagiwara M (1987). Radiation deterioration of several aromatic polymers under oxidative conditions. *Polymer* 28: 1915–1921.
45. Kwarteng KB, Stark C (1990). Carbon fiber reinforced PEEK (APC-2/AS-4) composites for orthopaedic implants. *Materials Science*.
46. Choi J-W, Yun B-H, Jeong C-M, Huh J-B (2018). Retentive Properties of Two Stud Attachments with Polyetherketoneketone or Nylon Insert in Mandibular Implant Overdentures. *The International Journal of Oral & Maxillofacial Implants* 33: 1079–1088.
47. Katzer A, Marquardt H, Westendorf J, Wening J V., Von Foerster G (2002). Polyetheretherketone - Cytotoxicity and mutagenicity in vitro. *Biomaterials* 23: 1749–1759.
48. Rivard CH, Rhalmi S, Coillard C (2002). In vivo biocompatibility testing of peek polymer for a spinal implant system: A study in rabbits. *Journal of Biomedical Materials Research* 62: 488–498.
49. Nieminen T, Kallela I, Wuolijoki E, Kainulainen H, Hiidenheimo I, Rantala I

- (2008). Amorphous and crystalline polyetheretherketone: Mechanical properties and tissue reactions during a 3-year follow-up. *Journal of Biomedical Materials Research - Part A* 84: 377–383.
50. Sagomonyants KB, Jarman-Smith ML, Devine JN, Aronow MS, Gronowicz GA (2008). The in vitro response of human osteoblasts to polyetheretherketone (PEEK) substrates compared to commercially pure titanium. *Biomaterials* 29: 1563–1572.
51. KÜLÜNK T, KÜLÜNK Ş, SARAÇ D (2017). Diş Hekimliği Uygulamalarında Polietereterketon. *Türkiye Klinikleri Protetik Diş Tedavisi - Özel Konular* 3: 175–183.
52. Neumann EAF, Villar CC, França FMG (2014). Fracture resistance of abutment screws made of titanium, polyetheretherketone, and carbon fiber-reinforced polyetheretherketone. *Brazilian oral research*. doi:10.1590/1807-3107bor-2014.vol28.0028.
53. Camarini ET, Tomeh JK, Dias RR, Da Silva EJ (2011). Reconstruction of frontal bone using specific implant polyether-ether- ketone. *Journal of Craniofacial Surgery* 22: 2205–2207.
54. Turner JL, Paller DJ, Murrell CB (2010). The mechanical effect of commercially pure titanium and polyetheretherketone rods on spinal implants at the operative and adjacent levels. *Spine* 35: 1076–1082.
55. Gornet MF, Chan FW, Coleman JC, Murrell B, Nockels RP, Taylor BA, Lanman TH, Ochoa JA (2011). Biomechanical assessment of a PEEK rod system for semi-rigid fixation of lumbar fusion constructs. *Journal of Biomechanical Engineering* 133.
56. Lethaus B, Safi Y, Ter Laak-Poort M, Kloss-Brandstätter A, Banki F, Robbenmenke C, Steinseifer U, Kessler P (2012). Cranioplasty with customized titanium and PEEK implants in a mechanical stress model. *Journal of Neurotrauma* 29: 1077–1083.
57. Hee HT, Kundnani V (2010). Rationale for use of polyetheretherketone polymer interbody cage device in cervical spine surgery. *Spine Journal* 10: 66–69.
58. 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. *Journal of the Mechanical Behavior of Biomedical Materials* 17: 221–228.

59. Bezuidenhout D, Williams DF, Zilla P (2015, January 1). Polymeric heart valves for surgical implantation, catheter-based technologies and heart assist devices. *Biomaterials* 36.
60. Ortega-Martínez J, Delgado LM, Ortiz-Hernández M, Punset M, Cano-Batalla J, Cayon MR, Cabratosa-Termes J (2022). In vitro assessment of PEEK and titanium implant abutments: Screw loosening and microleakage evaluations under dynamic mechanical testing. *Journal of Prosthetic Dentistry* 127: 470–476.
61. Rahmitasari F, Ishida Y, Kurahashi K, Matsuda T, Watanabe M, Ichikawa T (2017). PEEK with Reinforced Materials and Modifications for Dental Implant Applications. *Dentistry Journal* 5: 35.
62. Bağrıvatan GN, Çelik M, Çilingir A, Bayraktar G, Üniversitesi İ, Fakültesi H, Tedavisi D, Dalı A (2015). Estetik İmplant Dayanaklar. *EÜ Dişhek Fak Derg* 36: 60–66.
63. Patil R (2015). Zirconia versus titanium dental implants: A systematic review. *Journal of Dental Implants* 5: 39.
64. Hahnel S, Wieser A, Lang R, Rosentritt M (2015). Biofilm formation on the surface of modern implant abutment materials. *Clinical Oral Implants Research* 26: 1297–1301.
65. Stawarczyk B, Eichberger M, Uhrenbacher J, Wimmer T, Edelhoff D, Schmidlin PR (2015). Three-unit reinforced polyetheretherketone composite FDPs: Influence of fabrication method on load-bearing capacity and failure types. *Dental Materials Journal* 34: 7–12.
66. Tannous F, Steiner M, Shahin R, Kern M (2012). Retentive forces and fatigue resistance of thermoplastic resin clasps. *Dental Materials* 28: 273–278.
67. Polychronakis N, Lagouvardos P, Polyzois G, Sykaras N, Zoidis P (2020). Color changes of polyetheretherketone (PEEK) and polyoxymethelene (POM) denture resins on single and combined staining/cleansing action by CIELab and CIEDE2000 formulas. *Journal of Prosthodontic Research* 64: 159–166.
68. Heimer S, Schmidlin PR, Stawarczyk B (2017). Discoloration of PMMA, composite, and PEEK. *Clinical Oral Investigations* 21: 1191–1200.
69. Ekşitaşcıoğlu G, Berksun S (1995). Metal destekli porselen restorasyonlarda farklı tasarımların stres analizi. *GÜ Dişhek Fak Der* 2: 29–35.
70. Invibio (2011). *New Material Options for Innovation in Restorative and Prosthetic*

Dentistry.

71. Stawarczyk B, Beuer F, Wimmer T, Jahn D, Sener B, Roos M, Schmidlin PR (2013). Polyetheretherketone - A suitable material for fixed dental prostheses? *Journal of Biomedical Materials Research - Part B Applied Biomaterials* 101: 1209–1216.
72. Ivoclar (2017). IPS e-max Scientific Report 03.
73. Beuer F, Steff B, Naumann M, Sorensen JA (2008). Load-bearing capacity of all-ceramic three-unit fixed partial dentures with different computer-aided design (CAD)/computer-aided manufacturing (CAM) fabricated framework materials. *European Journal of Oral Sciences* 116: 381–386.
74. Lee KS, Shin JH, Kim JE, Kim JH, Lee WC, Shin SW, Lee JY (2017). Biomechanical Evaluation of a Tooth Restored with High Performance Polymer PEKK Post-Core System: A 3D Finite Element Analysis. *BioMed Research International* 2017.
75. Tipton P (2019). PEEK Implant supported full arch bridge work. *Private Dentistry* 04: 71–76.
76. Victrex (n.d.). Five factors to consider when moulding PEEK. Available at: <https://www.victrex.com/blog/2019/five-factors-to-consider-when-moulding-peek>. [Accessed: 22 February 2021].
77. Davidowitz G, Kotick PG (2011). The Use of CAD/CAM in Dentistry. *Dental Clinics of North America* 55: 559–570.
78. Keul C, Liebermann A, Schmidlin PR, Roos M, Sener B, Stawarczyk B (2014). Influence of PEEK surface modification on surface properties and bond strength to veneering resin composites. *Journal of Adhesive Dentistry* 16: 383–392.
79. Caglar I, Ates SM, Yesil Duymus Z (2019). An In Vitro Evaluation of the Effect of Various Adhesives and Surface Treatments on Bond Strength of Resin Cement to Polyetheretherketone. *Journal of Prosthodontics* 28: e342–e349.
80. Ates SM, Korkmaz FM, Caglar IS, Duymus ZY, Turgut S, Bagis EA (2017). The effect of ultrafast fiber laser application on the bond strength of resin cement to titanium. *Lasers in Medical Science* 32: 1121–1129.
81. Ourahmoune R, Salvia M, Mathia TG, Mesrati N (2014). Surface morphology and wettability of sandblasted PEEK and its composites. *Scanning* 36: 64–75.
82. Chaijareenont P, Prakhamchai S, Silthampitak P, Takahashi H, Arksornnukit M

- (2018). Effects of different sulfuric acid etching concentrations on PEEK surface bonding to resin composite. *Dental Materials Journal* 37: 385–392.
83. Tsuka H, Morita K, Kato K, Kimura H, Abekura H, Hirata I, Kato K, Tsuga K (2019). Effect of laser groove treatment on shear bond strength of resin-based luting agent to polyetheretherketone (PEEK). *Journal of Prosthodontic Research* 63: 52–57.
 84. Stawarczyk B, Basler T, Ender A, Roos M, Özcan M, Hämmerle C (2012). Effect of surface conditioning with airborne-particle abrasion on the tensile strength of polymeric CAD/CAM crowns luted with self-adhesive and conventional resin cements. *Journal of Prosthetic Dentistry* 107: 94–101.
 85. Guo L, Smeets R, Kluwe L, Hartjen P, Barbeck M, Cacaci C, Gosau M, Henningsen A (n.d.). Cytocompatibility of Titanium, Zirconia and Modified PEEK after Surface Treatment Using UV Light or Non-Thermal Plasma. *International Journal of Molecular Sciences Article*. doi:10.3390/ijms20225596.
 86. Stawarczyk B, Taufall S, Roos M, Schmidlin PR, Lümke mann N (2018). Bonding of composite resins to PEEK: the influence of adhesive systems and air-abrasion parameters. *Clinical Oral Investigations* 22: 763–771.
 87. O B, CI B, WH A, A P (2021). Shear bond strength of veneering composite to high performance polymers. *Dental materials journal* 40: 304–311.
 88. Nishigawa G, Maruo Y, Irie M, Maeda N, Yoshihara K, Nagaoka N, Matsumoto T, Minagi S (2016). Various effects of sandblasting of dental restorative materials. *PLOS ONE* 11.
 89. Rocha RFV, Anami LC, Campos TMB, de Melo RM, e Souza RO de A, Bottino MA (2016). Bonding of the polymer polyetheretherketone (PEEK) to human dentin: Effect of surface treatments. *Brazilian Dental Journal* 27: 693–699.
 90. 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. *Journal of Prosthetic Dentistry* 112: 1489–1497.
 91. Kurahashi K, Matsuda T, Ishida Y, Ichikawa T (2019). Effect of Surface Treatments on Shear Bond Strength of Polyetheretherketone to Autopolymerizing Resin. *Dentistry Journal* 7: 82.
 92. Silthampitag P, Chaijareenont P, Tattakorn K, Banjongprasert C, Takahashi H,

- Arksornnukit M (2016). Effect of surface pretreatments on resin composite bonding to PEEK. *Dental Materials Journal* 35: 668–674.
93. Kern M, Lehmann F (2012). Influence of surface conditioning on bonding to polyetheretherketon (PEEK). *Dental Materials* 28: 1280–1283.
 94. Rosentritt M, Preis V, Behr M, Sereno N, Kolbeck C (2015). Shear bond strength between veneering composite and PEEK after different surface modifications. *Clinical Oral Investigations* 19: 739–744.
 95. Hallmann L, Mehl A, Sereno N, Hämmerle CHF (2012). The improvement of adhesive properties of PEEK through different pre-treatments. *Applied Surface Science* 258: 7213–7218.
 96. Benli M, Eker Gümüş B, Kahraman Y, Huck O, Özcan M (2020). Surface characterization and bonding properties of milled polyetheretherketone dental posts. *Odontology* 1–11. doi:10.1007/s10266-020-00484-1.
 97. W L, SY S, JH P, JJ R, JY L, SW S (2018). Effect of non-thermal plasma on the shear bond strength of resin cements to Polyetherketoneketone (PEKK). *The journal of advanced prosthodontics* 10: 408–414.
 98. Comyn J, Mascia L, Xiao G, Parker BM (1996). Plasma-treatment of polyetheretherketone (PEEK) for adhesive bonding. *International Journal of Adhesion and Adhesives* 16: 97–104.
 99. Chu PK, Chen JY, Wang LP, Huang N (2002). Plasma-surface modification of biomaterials. *Materials Science and Engineering: R: Reports* 36: 143–206.
 100. Kizling MB, Järås SG (1996). A review of the use of plasma techniques in catalyst preparation and catalytic reactions. *Applied Catalysis A: General* 147: 1–21.
 101. Occhiello E, Morra M, Guerrini GL, Garbassi F (1992). Adhesion properties of plasma-treated carbon/PEEK composites. *Composites* 23: 193–200.
 102. Yang Z, Peng H, Wang W, Liu T (2010). Crystallization behavior of poly(ϵ -caprolactone)/layered double hydroxide nanocomposites. *Journal of Applied Polymer Science* 116: 2658–2667.
 103. Fu Q, Gabriel M, Schmidt F, Müller WD, Schwitalla AD (2021). The impact of different low-pressure plasma types on the physical, chemical and biological surface properties of PEEK. *Dental Materials* 37: e15–e22.
 104. Ma R, Tang T (2014, March 28). Current strategies to improve the bioactivity of PEEK. *International Journal of Molecular Sciences* 15.

105. Yee RSL, Zhang K, Ladewig BP (2013). The effects of sulfonated poly(ether ether ketone) ion exchange preparation conditions on membrane properties. *Membranes* 3: 182–195.
106. Zhai T, Di L, Yang D (2013). Study on the pretreatment of poly(ether ether ketone)/multiwalled carbon nanotubes composites through environmentally friendly chemical etching and electrical properties of the chemically metallized composites. *ACS Applied Materials and Interfaces* 5: 12499–12509.
107. Zhou L, Qian Y, Zhu Y, Liu H, Gan K, Guo J (2014). The effect of different surface treatments on the bond strength of PEEK composite materials (DEMA-D-13-00481). *Dental Materials* 30: 1–7.
108. 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 and Adhesives* 54: 184–190.
109. Keul C, Liebermann A, Schmidlin PR, Roos M, Sener B, Stawarczyk B (2014). Influence of PEEK surface modification on surface properties and bond strength to veneering resin composites. *Journal of Adhesive Dentistry* 16: 383–392.
110. Wear JO, Williams J (1969). The laser and its biomedical application. *Southern Medical Journal* 62: 588–592.
111. Luke AM, Mathew S, Altawash MM, Madan BM (2019). Lasers: A review with their applications in oral medicine. *Journal of Lasers in Medical Sciences* 10: 324–329.
112. Coluzzi DJ (2004). Fundamentals of dental lasers: Science and instruments. *Dental Clinics of North America* 48: 751–770.
113. Convissar RA (2004). The biologic rationale for the use of lasers in dentistry. *Dental Clinics of North America* 48: 771–794.
114. Aoki A, Sasaki KM, Watanabe H, Ishikawa I (2004). Lasers in nonsurgical periodontal therapy. *Periodontology* 2000 36.
115. Wintner E, Strassl M (2006). Oral Laser Applications. In: Moritz Andreas, editor. *Oral Laser Application* Berlin: Oqintessence Publishing Deutschland, pp 100–125.
116. De Felice E (2010). Shedding light: Laser physics and mechanism of action. *Phlebology* 25: 11–28.
117. Ishikawa I, Aoki A, Takasaki AA, Mizutani K, Sasaki KM, Izumi Y (2009).

- Application of lasers in periodontics: True innovation or myth? *Periodontology* 2000 50: 90–126.
118. Jozef R, De Moor G, Ilse K, Delmé M (2009). Laser-assisted Cavity Preparation and Adhesion to Erbium-lased Tooth Structure: Part 1. Laser-assisted Cavity Preparation. *J Adhes Dent* 11: 427–438.
 119. Mishra M, Mishra S (n.d.). Lasers and its Clinical Applications in Dentistry.
 120. Joglekar AP, Liu HH, Meyhöfer E, Mourou G, Hunt AJ (2004). Optics at critical intensity: Applications to nanomorphing. *Proceedings of the National Academy of Sciences of the United States of America* 101: 5856–5861.
 121. Riveiro A, Soto R, Comesaña R, Boutinguiza M, Del Val J, Quintero F, Lusquiños F, Pou J (2012). Laser surface modification of PEEK. *Applied Surface Science* 258: 9437–9442.
 122. 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.
 123. Jahandideh Y, Falahchai M, Pourkhalili H (2020). Effect of surface treatment with Er:Yag and CO2 lasers on shear bond strength of polyether ether ketone to composite resin veneers. *Journal of Lasers in Medical Sciences* 11: 153–159.
 124. Çulhaoğlu AK, Özkır SE, Şahin V, Yılmaz B, Kılıçarslan MA (2020). Effect of Various Treatment Modalities on Surface Characteristics and Shear Bond Strengths of Polyetheretherketone-Based Core Materials. *Journal of Prosthodontics* 29: 136–141.
 125. Görüş Z, Meşe A, Tokgöz Çetindağ M, Evran OE (2018). *Dişhekimliğinde Kullanılan Er: YAG Lazerler Er: YAG Lasers in Dentistry. EÜ Dişhek Fak Derg* (Vol. 39).
 126. Martens LC (2011). Laser physics and a review of laser applications in dentistry for children. *European Archives of Paediatric Dentistry* 12.
 127. Bader C, Krejci I (n.d.). *Indications and limitations of Er:YAG laser applications in dentistry.*
 128. Amer MS, El-Ashry MA, Dosser LR, Hix KE, Maguire JF, Irwin B (2005). Femtosecond versus nanosecond laser machining: Comparison of induced stresses and structural changes in silicon wafers. *Applied Surface Science* 242: 162–167.
 129. Erdoğan M, Öktem B, Kalaycıoğlu H, Yavaş S, Mukhopadhyay PK, Eken K,

- Özgören K, Aykaç Y, Tazebay UH, Ilday FÖ (2011). Texturing of titanium (Ti6Al4V) medical implant surfaces with MHz-repetition-rate femtosecond and picosecond Yb-doped fiber lasers. *Optics Express* 19: 10986.
130. Fornaini C (2018). *Fiber laser applications in dentistry* Università Degli Studi di Parma.
131. Lee S (2008). Femtosecond laser nanomachining and applications to micro/nanofluidics for single cell analysis 113.
132. Yalizay B, Ersoy T, Soylu B, Akturk S (2012). Fabrication of nanometer-size structures in metal thin films using femtosecond laser Bessel beams. *Applied Physics Letters* 100: 2012–2015.
133. Loktionov EY, Ovchinnikov A V., Protasov YY, Sitnikov DS (2010). Energy efficiency of femtosecond laser ablation of refractory metals. *Journal of Applied Spectroscopy* 77: 561–568.
134. Gursel AT (2018). Fiber Lasers and Their Medical Applications. *Optical Amplifiers - A Few Different Dimensions*. doi:10.5772/intechopen.76610.
135. Aivazi M, hossein Fathi M, Nejatidanesh F, Mortazavi V, HashemiBeni B, Matinlinna JP, Savabi O (2016). The evaluation of prepared microgroove pattern by femtosecond laser on alumina-zirconia nano-composite for endosseous dental implant application. *Lasers in Medical Science* 31: 1837–1843.
136. Mehmet Korkmaz F, Aycan S (2019). Effect of Fiber Laser Irradiation on the Shear Bond Strength between Acrylic Resin and Titanium. doi:10.1155/2019/5452919.
137. Türkkal F (2019). *Farklı yüzey modifikasyon yöntemlerinin; polieter eter keton (PEEK) materyalinin yüzey pürüzlülüğü, ıslanabilirliği ve kompozit veneer materyali ile bağlanma dayanımı üzerine olan etkilerinin değerlendirilmesi* Kırıkkale Üniversitesi. doi:10.1017/CBO9781107415324.004.
138. White JM, Goodis HE, Rose CL (1991). Use of the pulsed Nd:YAG laser for intraoral soft tissue surgery. *Lasers in Surgery and Medicine* 11: 455–461.
139. Üstün Y, K OÖ (2007). Karbon dioksit lazerin ağız dokularında kullanımı. *ADO Klinik Bilimler Dergisi* 1: 55–62.
140. Gaengler P, Hoyer I, Montag R, Gaebler P (2004). Micromorphological evaluation of posterior composite restorations - A 10-year report. *Journal of Oral Rehabilitation* 31: 991–1000.
141. Lümekmann N, Eichberger M, Stawarczyk B (2020). Bond strength between a high-

- performance thermoplastic and a veneering resin. *Journal of Prosthetic Dentistry*. doi:10.1016/j.prosdent.2019.10.017.
142. Sailer I, Pjetursson BE, Zwahlen M, Hämmerle CHF (2007). A systematic review of the survival and complication rates of all-ceramic and metal-ceramic reconstructions after an observation period of at least 3 years. Part II: Fixed dental prostheses. *Clinical Oral Implants Research* 18: 86–96.
 143. Kern M, Thompson VP (1995). Bonding to glass infiltrated alumina ceramic: Adhesive methods and their durability. *The Journal of Prosthetic Dentistry* 73: 240–249.
 144. Amaral R, Özcan M, Bottino MA, Valandro LF (2006). Microtensile bond strength of a resin cement to glass infiltrated zirconia-reinforced ceramic: The effect of surface conditioning. *Dental Materials* 22: 283–290.
 145. Murata H, Seo RS, Hamada T, Polyzois GL, Frangou MJ (2007). Dynamic mechanical properties of hard, direct denture reline resins. *Journal of Prosthetic Dentistry* 98: 319–326.
 146. Dorocka-Bobkowska B, Medyński D, Pryliński M (2017). Address for correspondence Recent advances in tissue conditioners for prosthetic treatment: A review. *Advances in Clinical and Experimental Medicine* 26: 723–728.
 147. McCabe JF, Carrick TE, Kamohara H (2002). Adhesive bond strength and compliance for denture soft lining materials. *Biomaterials* 23: 1347–1352.
 148. Qudah S, Harrison A, Huggett R (1990). Soft lining materials in prosthetic dentistry: a review. *The International journal of prosthodontics* 3: 477–83.
 149. Kulak Özkan Y, Kahramanoğlu E (2017). Tam Protezler: Problemler ve Çözüm Yolları. *Tam Protezler Problem ve Çözüm Yolları*, 2nd ed. (Vol. 2), İstanbul: Quintessence Publishing, pp 287–308.
 150. Uzun G, Keyf F (2012). Aşırı rezorbe krete sahip geriatric bir hastaya yumuşak astar maddesi uygulaması. *Atatürk Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi* 22: 191–196.
 151. Mack PJ (1989). Denture soft lining materials: clinical indications. *Australian Dental Journal* 34: 454–458.
 152. Wright PS (1981). Composition and properties of soft lining materials for acrylic dentures. *Journal of Dentistry* 9: 210–223.
 153. Kiat-Amnuay S, Khan Z, Gettleman L (1999). Overdenture retention of four

- resilient liners over an implant bar. *The Journal of prosthetic dentistry* 81: 568–573.
154. Bilge Turhan BAL, Hüsnü YAVUZYILMAZ (2006). Yumuşak Astar Maddeleri. *Atatürk Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi* 2006: 53–60.
155. Philips RW (1991). *Philips' Science of Dental Materials*, 12th ed. Philadelphia: Elsevier.
156. Casey DM, Scheer EC (1993). Surface treatment of a temporary soft liner for increased longevity. *The Journal of Prosthetic Dentistry* 69: 318–324.
157. Garcia LT, Jones JD (2004). Soft liners. *Dental Clinics of North America* 48: 709–720.
158. Nevzatoğlu EU, Özcan M, Kulak-Ozkan Y, Kadir T (2007). Adherence of *Candida albicans* to denture base acrylics and silicone-based resilient liner materials with different surface finishes. *Clinical Oral Investigations* 11: 231–236.
159. Canay Ş, Hersek N, Tulunoğlu I, Uzun G (1999). Evaluation of colour and hardness changes of soft lining materials in food colorant solutions. *Journal of Oral Rehabilitation* 26: 821–829.
160. Braden M, Wright PS, Parker S (1995, June 1). Soft lining materials--a review. *The European journal of prosthodontics and restorative dentistry* 3.
161. Shiga H, Terada Y, Ikebe K, Akagawa Y, Hirai T, Inoue H (2007). Guideline for Denture Relining. *Prosthodontic Research & Practice* 6: 209–216.
162. Christensen FT (1971). Relining techniques for complete dentures. *The Journal of Prosthetic Dentistry* 26: 373–381.
163. Detax GmbH (2020). *Molloplast- B Instructions for use*.
164. Kulkarni RS, Parkhedkar R (2011). The effect of denture base surface pretreatments on bond strengths of two long term resilient liners. *Journal of Advanced Prosthodontics* 3: 16–19.
165. Haghi H, Shiehzadeh M, Gharechahi J, Nodehi D, Karazhian A (2020). Comparison of Tensile Bond Strength of Soft Liners to an Acrylic Resin Denture Base with Various Curing Methods and Surface Treatments. *The International Journal of Prosthodontics* 33: 56–62.
166. Jacobsen NL, Mitchell DL, Johnson DL, Holt RA (1997). Lased and sandblasted denture base surface preparations affecting resilient liner bonding. *Journal of Prosthetic Dentistry* 78: 153–158.
167. Sarac D, Sarac YS, Basoglu T, Yapici O, Yuzbasioglu E (2006). The evaluation of

- microleakage and bond strength of a silicone-based resilient liner following denture base surface pretreatment. *Journal of Prosthetic Dentistry* 95: 143–151.
168. R M, GE K (1989). Evaluation of primers used for bonding silicone to denture base material. *The Journal of Prosthetic Dentistry* 61: 636–639.
 169. Mack PJ (1989). Denture soft linings: materials available. *Australian Dental Journal* 34: 517–521.
 170. Hayakawa I, Kawae M, Tsuji Y, Masuhara E (1984). Soft denture liner of fluoroethylene copolymer and its clinical evaluation. *The Journal of Prosthetic Dentistry* 51: 310–313.
 171. Kulak-Ozkan Y, Sertgoz A, Gedik H (2003). Effect of thermocycling on tensile bond strength of six silicone-based, resilient denture liners. *Journal of Prosthetic Dentistry* 89: 303–310.
 172. Bell DH (1970). Clinical evaluation of a resilient denture liner. *The Journal of Prosthetic Dentistry* 23: 394–406.
 173. Oğuz S, Mutluay MM, Doğan OM, Bek B (2007). Color change evaluation of denture soft lining materials in coffee and tea. *Dental Materials Journal* 26: 209–216.
 174. Kurtulmus H, Kumbuloglu O, Özcan M, Ozdemir G, Vural C (2010). Candida albicans adherence on silicone elastomers: Effect of polymerisation duration and exposure to simulated saliva and nasal secretion. *Dental Materials* 26: 76–82.
 175. Chladek G, Zmudzki J, Kasperski J (2014). Long-term soft denture lining materials. *Materials* 7: 5816–5842.
 176. Yanıkoğlu N (2003). Yumuşak astar maddeleri ve özellikleri. *Atatürk Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi* 13: 55–64.
 177. Jin C, Nikawa H, Makihira S, Hamada T, Furukawa M, Murata H (2003). Changes in surface roughness and colour stability of soft denture lining materials caused by denture cleansers. *Journal of Oral Rehabilitation* 30: 125–130.
 178. Nikawa H, Jin C, Makihira S, Egusa H, Hamada T, Kumagai H (2003). Biofilm formation of Candida albicans on the surfaces of deteriorated soft denture lining materials caused by denture cleansers in vitro. *Journal of Oral Rehabilitation* 30: 243–250.
 179. Noort R van. (2013). Introduction to dental materials 246.
 180. Sakaguchi RL, Ferracane JL, Powers JM (2018). *Craig's restorative dental*

- materials. *Craig's Restorative Dental Materials* Elsevier. doi:10.1016/C2015-0-01767-1.
181. John M. Powers, John C. Wataha (n.d.). *Dental Materials Properties and Manipulation*.
 182. Aziz T, Waters M, Jagger R (2003). Analysis of the properties of silicone rubber maxillofacial prosthetic materials. *Journal of Dentistry* 31: 67–74.
 183. Murata H, Hamada T, Sadamori S (2008, October 1). Relationship between viscoelastic properties of soft denture liners and clinical efficacy. *Japanese Dental Science Review* 44.
 184. Scherrer SS, Cesar PF, Swain M V. (2010). Direct comparison of the bond strength results of the different test methods: a critical literature review. *Dental materials : official publication of the Academy of Dental Materials* 26.
 185. Braga RR, Meira JBC, Boaro LCC, Xavier TA (2010). Adhesion to tooth structure: A critical review of 'macro' test methods. *Dental Materials* 26.
 186. Murata H, Taguchi N, Hamada T, Kawamura M, McCabe JF (2002). Dynamic viscoelasticity of soft liners and masticatory function. *Journal of dental research* 81: 123–128.
 187. Kutay O (1994). Comparison of tensile and peel bond strengths of resilient liners. *The Journal of Prosthetic Dentistry* 71: 525–531.
 188. Van Meerbeek B, Peumans M, Poitevin A, Mine A, Van Ende A, Neves A, De Munck J (2010). Relationship between bond-strength tests and clinical outcomes. *Dental materials : official publication of the Academy of Dental Materials* 26.
 189. Della Bona A, Van Noort R (1995). Shear vs. Tensile Bond Strength of Resin Composite Bonded to Ceramic. *Journal of Dental Research* 74: 1591–1596.
 190. García JC, Lobera AS, Maresca P, Pareja TF, Wang C (2018). Some Considerations about the Use of Contact and Confocal Microscopy Methods in Surface Texture Measurement. *Materials (Basel, Switzerland)* 11.
 191. WHITEHEAD SA, SHEARER AC, WATTS DC, WILSON NHF (1995). Comparison of methods for measuring surface roughness of ceramic. *Journal of Oral Rehabilitation* 22: 421–427.
 192. Simon-Stickley A (2019). Image and Imagination of the Life Sciences: The Stereomicroscope on the Cusp of Modern Biology. *NTM International Journal of History and Ethics of Natural Sciences, Technology and Medicine* 27: 109–144.

193. Kakaboura A, Fragouli M, Rahiotis C, Silikas N (2007). Evaluation of surface characteristics of dental composites using profilometry, scanning electron, atomic force microscopy and gloss-meter. *undefined* 18: 155–163.
194. Della Bona A, Anusavice KJ, Hood JAA (2002). Effect of ceramic surface treatment on tensile bond strength to a resin cement. *The International Journal of Prosthodontics* 15: 248–253.
195. Fischer ER, Hansen BT, Nair V, Hoyt FH, Dorward DW (2012). Scanning electron microscopy. *Current protocols in microbiology* Chapter 2.
196. Boehm RF (1972). Thermal Environment of Teeth During Open-Mouth Respiration. *Journal of Dental Research* 51: 75–78.
197. BULUT AC, SAĞLAM ATSÜ S (2015). DIŞ HEKİMLİĞİNDE RESTORATİF MATERYALLERİN YAŞLANDIRMA İŞLEMLERİ VE ÇİĞNEME SİMÜLATÖRLERİ. *undefined* 25.
198. Wendt J. SL, McInnes PM, Dickinson GL (1992). The effect of thermocycling in microleakage analysis. *Dental Materials* 8: 181–184.
199. Egilmez F, Ergun G, Cekic-Nagas I, Vallittu PK, Lassila LVJ (2018). Does artificial aging affect mechanical properties of CAD/CAM composite materials. *undefined* 62: 65–74.
200. Özcan M, Cura C, Brendeke J (2010). Effect of aging conditions on the repair bond strength of a microhybrid and a nanohybrid resin composite. *undefined* 12: 451–459.
201. Morresi AL, D'Amario M, Capogreco M, Gatto R, Marzo G, D'Arcangelo C, Monaco A (2014). Thermal cycling for restorative materials: does a standardized protocol exist in laboratory testing? A literature review. *Journal of the mechanical behavior of biomedical materials* 29: 295–308.
202. Gale MS, Darvell BW (1999). Thermal cycling procedures for laboratory testing of dental restorations. *Journal of Dentistry* 27: 89–99.
203. Hashimoto M, Ohno H, Kaga M, Endo K, Sano H, Oguchi H (2000). In vivo degradation of resin-dentin bonds in humans over 1 to 3 years. *Journal of dental research* 79: 1385–1391.
204. Beschnidt SM, Strub JR (1999). Evaluation of the marginal accuracy of different all-ceramic crown systems after simulation in the artificial mouth. *Journal of oral rehabilitation* 26: 582–593.
205. Ayçan S (2020). Farklı lazer uygulamalarının zirkonya esaslı alt yapıların faz

değişimine ve üst yapı porselenin bağlanma dayanımına etkisinin incelenmesi.
Uzmanlık Tezi.

206. Strub JR, Pontius O, Koutayas S (2001). Survival rate and fracture strength of incisors restored with different post and core systems after exposure in the artificial mouth. *Journal of oral rehabilitation* 28: 120–124.
207. Zafar MS (2020). Prosthodontic applications of polymethyl methacrylate (PMMA): An update. *Polymers* 12: 1–35.
208. Steiner M, Mitsias ME, Ludwig K, Kern M (2009). In vitro evaluation of a mechanical testing chewing simulator. *Dental materials : official publication of the Academy of Dental Materials* 25: 494–499.
209. Ciavoi G, Bechir A, Tig I, Dalai C, Manu R (2016). Aspects regarding the use of three types of polymers as denture base materials. *Materiale Plastice* 53: 247–251.
210. Jung YS, Lee JW, Choi YJ, Ahn JS, Shin SW, Huh JB (2010). A study on the in-vitro wear of the natural tooth structure by opposing zirconia or dental porcelain. *The journal of advanced prosthodontics* 2: 111–115.
211. Ichikawa T, Kurahashi K, Liu L, Matsuda T, Ishida Y (2019). Use of a polyetheretherketone clasp retainer for removable partial denture: A case report. *Dentistry Journal* 7.
212. Beuer F, Stimmelmayer M, Gueth JF, Edelhoff D, Naumann M (2012). In vitro performance of full-contour zirconia single crowns. *Dental materials : official publication of the Academy of Dental Materials* 28: 449–456.
213. Harb IE, Abdel-Khalek EA, Hegazy SA (2019). CAD/CAM Constructed Poly(etheretherketone) (PEEK) Framework of Kennedy Class I Removable Partial Denture: A Clinical Report. *Journal of Prosthodontics* 28: e595–e598.
214. Searle OB, Pfeiffer RH (1985). Victrex Poly(ethersulfone) (PES) and Victrex Poly(etheretherketone) (PEEK). *Polymer Engineering and Science* 25: 474–476.
215. Shibuya N, Porter RS (1992). Kinetics of PEEK Sulfonation in Concentrated Sulfuric Acid. *Macromolecules* 25: 6495–6499.
216. Ha SW, Hauert R, Ernst KH, Wintermantel E (1997). Surface analysis of chemically-etched and plasma-treated polyetheretherketone (PEEK) for biomedical applications. *Surface and Coatings Technology* 96: 293–299.
217. Riveiro A, Soto R, Comesaña R, Boutinguiza M, Del Val J, Quintero F, Lusquiños F, Pou J (2012). Laser surface modification of PEEK. *Applied Surface Science* (Vol.

- 258), Elsevier B.V., pp 9437–9442.
218. Kurahashi K, Matsuda T, Ishida Y, Ichikawa T (2020). Effect of polishing protocols on the surface roughness of polyetheretherketone. *Journal of Oral Science* 62: 40–42.
 219. Al Qahtani MSA, Wu Y, Spintzyk S, Krieg P, Killinger A, Schweizer E, Stephan I, Scheideler L, Geis-Gerstorfer J, Rupp F (2015). UV-A and UV-C light induced hydrophilization of dental implants. *Dental Materials* 31: e157–e167.
 220. Buck E, Li H, Cerruti M, Buck E, Li H, Cerruti M (2019). Surface Modification Strategies to Improve the Osseointegration of Poly(etheretherketone) and Its Composites. doi:10.1002/mabi.201900271.
 221. Stawarczyk B, Thrun H, Eichberger M, Roos M, Edelhoff D, Schweiger J, Schmidlin PR (2015). Effect of different surface pretreatments and adhesives on the load-bearing capacity of veneered 3-unit PEEK FDPs. *Journal of Prosthetic Dentistry* 114: 666–673.
 222. Mayinger F, Fiebig M, Roos M, Eichberger M, Lümke mann N, Stawarczyk B (2021). Bonding Behavior Between Polyetheretherketone and Polymethylmethacrylate Acrylic Denture Polymer. *The journal of adhesive dentistry* 23: 145–158.
 223. Oliveira V, Cunha A, Vilar R (2010). Multi-scaled femtosecond laser structuring of stationary titanium surfaces. *Journal of Optoelectronics and Advanced Materials* 12: 654–658.
 224. Korkmaz FM, Ayca n S (2019). Effect of Fiber Laser Irradiation on the Shear Bond Strength between Acrylic Resin and Titanium. *Scanning* 2019.
 225. Akyil MŞ, Uzun IH, Bayindir F (2010). Bond strength of resin cement to yttrium-stabilized tetragonal zirconia ceramic treated with air abrasion, silica coating, and laser irradiation. *Photomedicine and laser surgery* 28: 801–808.
 226. Foxton RM, Cavalcanti AN, Nakajima M, Pilecki P, Sherriff M, Melo L, Watson TF (2011). Durability of resin cement bond to aluminium oxide and zirconia ceramics after air abrasion and laser treatment. *Journal of prosthodontics : official journal of the American College of Prosthodontists* 20: 84–92.
 227. Moreira FC, Jacob HB, Vaz LG, Guastaldi AC (2020). Effect of Yd:YAG laser irradiation on the shear bond strength of orthodontic metal brackets. *Dental press journal of orthodontics* 25: 28–35.

228. Ustun O, Akar T, Kirmali O (2019). A Comparative Study of Laser Irradiation Versus Sandblasting in Improving the Bond Strength of Titanium Abutments. *Photobiomodulation, photomedicine, and laser surgery* 37: 465–472.
229. Ozdemir M, Sadikoglu H (1998). A new and emerging technology: Laser-induced surface modification of polymers. *Trends in Food Science and Technology* 9: 159–167.
230. Saydjari Y, Kuypers T, Gutknecht N (2016). Laser Application in Dentistry: Irradiation Effects of Nd:YAG 1064 nm and Diode 810 nm and 980 nm in Infected Root Canals - A Literature Overview. *BioMed Research International* 2016.
231. Bitencourt S, Ferreira L, Mazza L, Dos Santos D, Pesqueira A, Theodoro L (2021). Effect of laser irradiation on bond strength between zirconia and resin cement or veneer ceramic: A systematic review and meta-analysis. *Journal of Indian Prosthodontic Society* 21: 125–137.
232. Ozevcimen AN, Kirmali O (2019). Shear Bond Strength between Zirconia and Veneer Ceramic: Effect of Thermocycling and Laser Treatment. *Photobiomodulation, Photomedicine, and Laser Surgery* 37: 434–441.
233. Akhavan Zanjani V, Ahmadi H, Nateghifard A, Ghasemi A, Torabzadeh H, Abdoh Tabrizi M, Alikhani F, Razi R, Nateghifard A (2015). Effect of different laser surface treatment on microshear bond strength between zirconia ceramic and resin cement. *Journal of investigative and clinical dentistry* 6: 294–300.
234. Borges CC, Palma-Dibb RG, Rodrigues FCC, Plotegher F, Rossi-Fedele G, De Sousa-Neto MD, Souza-Gabriel AE (2020). The Effect of Diode and Er,Cr:YSGG Lasers on the Bond Strength of Fiber Posts. *Photobiomodulation, Photomedicine, and Laser Surgery* 38: 66–74.
235. Sari F, Ustun O, Kirmali O (2018). Efficacy of Various Pretreatments on the Bond Strength of Denture Teeth to Denture Base Resins. *Photomedicine and Laser Surgery* 36: 214–220.
236. Ghasemi A, Kermanshah H, Ghavam M, Nateghifard A, Torabzadeh H, Zolfagharnasab K, Ahmadi H (2014). Effect of Er,Cr: YSGG laser treatment on microshear bond strength of zirconia to resin cement before and after sintering. *Journal of Adhesive Dentistry* 16: 377–382.
237. Kirmali O, Kapdan A, Kustarci A, Er K (2016). Veneer Ceramic to Y-TZP Bonding: Comparison of Different Surface Treatments. *Journal of Prosthodontics*

- 25: 324–329.
238. WHITEHEAD SA, SHEARER AC, WATTS DC, WILSON NHF (1995). Comparison of methods for measuring surface roughness of ceramic. *Journal of Oral Rehabilitation* 22: 421–427.
 239. Botega DM, Sanchez JLL, Mesquita MF, Henriques GEP, Consani RLX (2008). Effects of thermocycling on the tensile bond strength of three permanent soft denture liners. *Journal of Prosthodontics* 17: 550–554.
 240. Kim BJ, Yang HS, Chun MG, Park YJ (2014). Shore hardness and tensile bond strength of long-term soft denture lining materials. *Journal of Prosthetic Dentistry* 112: 1289–1297.
 241. Alcântara CS, de Macêdo AFC, Gurgel BCV, Jorge JH, Neppelenbroek KH, Urban VM (2012). Peel bond strength of resilient liner modified by the addition of antimicrobial agents to denture base acrylic resin. *Journal of Applied Oral Science* 20: 607–612.
 242. Sertgoz A, Kulak Y, Gedik H, Taskonak B (2002). The effect of thermocycling on peel strength of six soft lining materials. *Journal of Oral re* 29: 583–587.
 243. Korkmaz F, Bağış B, Ayaz E, Turgut S, Ateş S, Tuzumer T (2014). Lazer uygulamalarının protez kaide tamirinin dayanımına etkisi. *Atatürk Üniv Diş Hek Fak Derg* 24: 74–80.
 244. AL- Athel M, Jagger R, Jerolimov V (1996). Bone strength of resilient lining materials to various denture base resins - PubMed. *Int J Prosthodont* 9: 167–170.
 245. Al-Athel MS, Jagger RG (1996). Effect of test method on the bond strength of a silicone resilient denture lining material. *Journal of Prosthetic Dentistry* 76: 535–540.
 246. Mutluay MM, Ruyter IE (2007). Evaluation of bond strength of soft relining materials to denture base polymers. *Dental materials : official publication of the Academy of Dental Materials* 23: 1373–1381.
 247. Polyzois GL, Frangou MJ (2001). Influence of curing method, sealer, and water storage on the hardness of a soft lining material over time. *Journal of Prosthodontics* 10: 42–45.
 248. Dootz E, Koran A, Craig R (1992). Comparison of the physical properties of 11 soft denture liners. *The Journal of Prosthetic Dentistry* 67: 707–712.
 249. Sinobad D, Murphy W, Huggett R, Brooks S (1992). Bond strength and rupture

- properties of some soft denture liners. *Journal of Oral Rehabilitation* 19: 151–160.
250. Kawano F, Dootz ER, Koran A, Craig RG (1992). Comparison of bond strength of six soft denture liners to denture base resin. *The Journal of Prosthetic Dentistry* 68: 368–371.
 251. Emmer TJ, Emmer TJ, Vaidynathan J, Vaidynathan TK (1995). Bond strength of permanent soft denture liners bonded to the denture base. *The Journal of Prosthetic Dentistry* 74: 595–601.
 252. Jackley GA, Plummer KD (1994). Bonding Soft Reline Materials to Base Metals. *Journal of Prosthodontics* 3: 16–18.
 253. Khoroushi M, Rafiei E (2013). Effect of thermocycling and water storage on bond longevity of two self-etch adhesives. *General Dentistry* 61: 39–44.
 254. Torstenson B, Brännström M (1988). Contraction gap under composite resin restorations: effect of hygroscopic expansion and thermal stress. *Operative Dentistry* 13: 24–31.
 255. Usumez A, Inan O, Aykent F (2004). Bond strength of a silicone lining material to alumina-abraded and lased denture resin. *Journal of Biomedical Materials Research - Part B Applied Biomaterials* 71: 196–200.
 256. Nakhaei M, Dashti H, Ahrari F, Vasigh S, Mushtaq S, Shetty RM (2016). Effect of different surface treatments and thermocycling on bond strength of a silicone-based denture liner to a denture base resin. *Journal of Contemporary Dental Practice* 17: 154–159.
 257. Oliveira V, Sharma SP, de Moura MFSF, Moreira RDF, Vilar R (2017). Surface treatment of CFRP composites using femtosecond laser radiation. *Optics and Lasers in Engineering* 94: 37–43.
 258. Gundogdu M, Yesil Duymus Z, Alkurt M (2014). Effect of surface treatments on the bond strength of soft denture lining materials to an acrylic resin denture base. *Journal of Prosthetic Dentistry* 112: 964–971.
 259. Akkan CK, Hammadeh M, Brück S, Park HW, Veith M, Abdul-Khaliq H, Aktas C (2013). Plasma and short pulse laser treatment of medical grade PEEK surfaces for controlled wetting. *Materials Letters* 109: 261–264.
 260. Tugut F, Akin H, Mutaf B, Akin GE, Ozdemir AK (2012). Strength of the bond between a silicone lining material and denture resin after Er:YAG laser treatments with different pulse durations and levels of energy. *Lasers in Medical Science* 27:

- 281–285.
261. Atsu SS, Kilicarslan MA, Kucukesmen HC, Aka PS (2006). Effect of zirconium-oxide ceramic surface treatments on the bond strength to adhesive resin. *Journal of Prosthetic Dentistry* 95: 430–436.

