



T.C.

SİVAS CUMHURİYET ÜNİVERSİTESİ

DİŞ HEKİMLİĞİ FAKÜLTESİ

PROTETİK DİŞ TEDAVİSİ ANABİLİM DALI

**POLİETER ETER KETON ALT YAPI ÜZERİNE UYGULANAN FARKLI
YÜZEY İŞLEMLERİNİN REZİN MATERYALLERİ İLE OLAN
BAĞLANMA DAYANIMLARININ DEĞERLENDİRİLMESİ**

Dt. Esmâ Nur KARANFİL OKUTAN

UZMANLIK TEZİ

SİVAS

2022



T.C.

SİVAS CUMHURİYET ÜNİVERSİTESİ

DİŞ HEKİMLİĞİ FAKÜLTESİ

PROTETİK DİŞ TEDAVİSİ ANABİLİM DALI

**POLİETER ETER KETON ALT YAPI ÜZERİNE UYGULANAN FARKLI
YÜZEY İŞLEMLERİNİN REZİN MATERYALLERİ İLE OLAN
BAĞLANMA DAYANIMLARININ DEĞERLENDİRİLMESİ**

**Esma Nur KARANFİL OKUTAN
UZMANLIK TEZİ**

**Doç. Dr. FAİK TUĞUT
DANIŞMAN ÖĞRETİM ÜYESİ**

SİVAS

2022



ONAY SAYFASI

Bu tez, Cumhuriyet Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi, Tez Yazım Kurallarına uygun olarak hazırlanmış ve jürimiz tarafından Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı'nda uzmanlık tezi olarak kabul edilmiştir.

AD SOYAD

İMZA

Başkan Prof. Dr. Derya ÖZDEMİR DOĞAN

Üye Doç. Dr. Fatih SARI

Üye Doç. Dr. Faik TUĞUT

Bu tez,tarih vesayılı Yönetim Kurulu Kararı ile belirlenen ve yukarıda imzaları bulunan jüri üyeleri tarafından kabul edilmiştir.

Prof. Dr. İhsan Hubbezoğlu

Diş Hekimliği Fakültesi Dekanı

TEŞEKKÜR

Uzmanlık eğitimim boyunca bilgi ve tecrübelerini benden esirgemeyen, her konuda bana destek olan kıymetli hocam, danışmanım Sayın Doç. Dr. Faik TUĞUT'a,

Hayatıma girdiği günden itibaren her zaman arkamda olan, hayatımı güzelleştiren, tez çalışmam süresinde sabrını ve merhametini hep hissettiğim biricik eşim Zübeyir OKUTAN'a,

Desteklerini bir gün bile esirgemeyen ve bana her zaman güvenen canım aileme,

Bilgi ve deneyimlerini hiçbir zaman esirgemeyen tüm Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı öğretim üyesi hocalarıma,

Uzmanlık sürecinde ilk günden itibaren bir arada olmaktan büyük mutluluk duyduğum, her zaman yanımda olan Yağmur KAHRAMAN BANAZLI, Anıl BANAZLI, Orhan ANAR, Sümeyye YAŞA ve diğer asistan arkadaşlarıma,

Güleryüzlerini ve desteklerini hiçbir zaman esirgemeyen; başta Zekeriya Duman olmak üzere tüm fakülte personeline,

İstatistiksel analizlerin yapılmasında büyük emeği olan değerli hocam Dr. Öğr. Üyesi. Ziynet ÇINAR' a

Çalışmamıza desteklerinden ötürü BİLİMLANT firmasına,

Sonsuz teşekkürlerimi sunuyorum.

Dt. Esma Nur KARANFİL OKUTAN

SİVAS, 2022

Bu tez, Cumhuriyet Üniversitesi Senatosu’nun 18.02.2015 tarihli ve 4/4 sayılı kararı ile kabul edilen Sağlık Bilimleri Enstitüsü Lisansüstü Tez Yazım Kılavuzuna göre hazırlanmıştır.

Bu tez çalışması DİŞ-2021-271 numaralı proje kapsamında Sivas Cumhuriyet Üniversitesi Bilimsel Araştırma Projeleri Başkanlığı (CUBAP) tarafından desteklenerek yapılmıştır.

ÖZET

POLİETER ETER KETON ALT YAPI ÜZERİNE UYGULANAN FARKLI YÜZEY İŞLEMLERİNİN REZİN MATERYALLERİ İLE OLAN BAĞLANMA DAYANIMLARININ DEĞERLENDİRİLMESİ

Esma Nur KARANFİL OKUTAN

Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı

SİVAS

2022

Bu çalışmada daimi ve geçici amaçla kullanılan PEEK örnekler üzerine uygulanan farklı yüzey şekillendirme işlemlerinin rezin materyalleri ile olan bağlanma dayanımları karşılaştırıldı. Çalışmada daimi ve geçici amaçla kullanılan PEEK materyallerinden 240 disk şeklinde örnek hazırlandı. Bu örnekler yüzey işlemleri uygulanmak üzere 6 alt gruba ayrıldı; kontrol, kumlama, sülfürik asit uygulaması, Er:YAG lazer uygulaması, kumlama + sülfürik asit , kumlama + Er:YAG lazer. Yüzey işlemleri tamamlanan örneklerin yarısına kompozit kalan yarısına da rezin siman uygulanarak örnekler tamamlandı (n=10). Yüzey işlemleri tamamlanan örneklerin profilometre cihazında yüzey pürüzlülük değerlerine bakıldı ve taramalı elektron mikroskobu altında incelendi. Daha sonra rezin materyalleri üretici firmanın önerileri doğrultusunda örneklerin yüzeylerine uygulandı. Örneklerin bağlanma dayanımlarını belirlemek için universal test cihazı kullanıldı ve 0.5mm/dk kafa hızında makaslama bağlanma dayanımı testine tabi tutuldu. Kırılan örneklerde elde edilen bağlanma dayanımı değerleri N/mm² (MPa) cinsinden kaydedildi. Çalışmamızda elde edilen veriler SPSS (Ver:22,0) programına yüklenerek değerlendirildi. Verilerimiz tablolarda aritmetik ortalama, standart sapma şeklinde belirtildi ve yanılma düzeyi P=0,05 olarak alındı. Çalışmanın sonucunda daimi PEEK örneklerinde en yüksek yüzey pürüzlülük değerinin kumlama + asit ($4,56 \pm 1,59$) işlemi, geçici PEEK örneklerinde ise kumlama ($4,55 \pm 1,30$) işlemi sonucunda elde edildiği görüldü. Kumlama grubunda daimi ve geçici PEEK arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark olmadığı ($p>0,05$), kumlama + asit grubunda daimi ve geçici PEEK arasındaki istatistiksel olarak anlamlı bir fark olduğu görüldü ($p<0,05$).

Örneklerin bağlanma dayanımı değerleri karşılaştırıldığında kompozit uygulanan örneklerde en yüksek bağlanma dayanımı değeri asit uygulamasında, rezin siman uygulanan daimi ve geçici PEEK örneklerde en yüksek bağlanma dayanımı değeri ise kumlama + lazer uygulamasında görüldü.

Anahtar Kelimeler: Er:YAG lazer, Polieter Eter Keton, Bağlanma Dayanımı, Kumlama, Sülfürik Asit.



ABSTRACT
EVALUATION OF THE BOND STRENGTH OF DIFFERENT SURFACE
TREATMENTS WITH RESIN MATERIALS APPLIED ON POLYETHER
ETHER KETONE SUBSTRUCTURE

Esma Nur KARANFİL OKUTAN

Department of Prosthetic Dentistry

SİVAS

2022

In this study, bond strengths of different surface shaping processes applied on PEEK samples used for permanent and temporary purposes with resin materials were compared. In the study, 240 disc-shaped samples were prepared from PEEK materials used for permanent and temporary purposes. These samples were divided into 6 subgroups for surface treatments; control, sandblasting, sulfuric acid application, ER:YAG laser application, sandblasting + sulfuric acid, sandblasting + ER:YAG laser. The samples were completed by applying composite to half of the samples, of which surface treatments were completed, and resin cement to the remaining half (n=10). The surface roughness values of the samples whose surface treatments were completed were checked on the profilometer device and examined under the scanning electron microscope. Afterwards, resin materials were applied to the surfaces of the samples in accordance with the manufacturer's recommendations. To determine the bond strength of the samples, a universal tester was used and they were subjected to shear bond strength test at 0,5mm/min head speed. The bond strength values obtained in the broken samples were recorded in N/mm² (MPa). The data obtained in our study were evaluated by loading them into the SPSS (Ver:22,0) program. Our data were presented as arithmetic mean and standard deviation in the tables, and the margin of error was taken as P=0.05. As a result of the study, it was observed that the highest surface roughness value in permanent PEEK samples was obtained as a result of sandblasting + acid treatment ($4,56 \pm 1,59$), and temporary PEEK samples were obtained as a result of sandblasting ($4,55 \pm 1,30$). There was no statistically significant difference between permanent and temporary PEEK in the sandblasting group ($P>0,05$), and there was a

statistically significant difference between permanent and temporary PEEK in the sandblasting + acid group ($P < 0,05$).

When the bond strength values of the samples were compared, the highest bond strength value was seen in acid application in composite applied samples, and the highest bond strength value in resin cement applied permanent and temporary PEEK samples was observed in sandblasting + laser application.

Keywords: Er:YAG laser, Polyether Ether Ketone, Bond Strength, Sandblasting, Sulfuric Acid.



İÇİNDEKİLER

ONAY SAYFASI.....	iii
TEŞEKKÜR.....	iv
ÖZET.....	vi
ABSTRACT.....	viii
SİMGELER VE KISALTMALAR.....	xiii
ŞEKİLLER DİZİNİ.....	xvi
TABLolar DİZİNİ.....	xx
1. GİRİŞ VE AMAÇ.....	1
2. GENEL BİLGİLER	2
2.1. Polieter Eter Keton (PEEK) Materyali ve Gelişim Süreci	2
2.2. PEEK Materyalinin Yapısal Özellikleri	2
2.3. Polieter Eter Keton Kullanım Alanları.....	5
2.3.1. Endüstriyel Kullanım Alanları.....	5
2.3.2. Medikal Kullanım Alanları.....	5
2.4. Polieter Eter Keton Üretim Yöntemleri.....	14
2.4.1. Enjeksiyon Kalıplama Yöntemi	14
2.4.2. Bilgisayar Destekli Tasarım (CAD) ve Bilgisayar Destekli Üretim (CAM) Sistemi.....	14
2.5. Yüzey Modifikasyon Yöntemleri	17
2.5.1. Alüminyumoksit (Al ₂ O ₃) Kuşlama	19
2.5.2. Tribokimyasal Silika Kaplama	19
2.5.3. Asitlerle Yüzey Modifikasyonu	19
2.5.4. Plazma İle Yüzey Modifikasyonu.....	20
2.5.5. Lazer İle Yüzey Modifikasyonu	21
2.6. Kompozit Rezinler	23
2.6.1. Kompozit Rezinlerde Sınıflandırma	25
2.7. Rezin Simanlar	28
2.7.1. Rezin Simanların Sınıflandırılması.....	29
2.8. Bağlanma Dayanımı Ölçüm Yöntemleri.....	31

2.8.1.	Makaslama Bağlanma Dayanımı Testi (Shear Bond Test-SBS)	31
2.8.2.	Çekme Testi (Tensile Bond Strength-TBS)	31
2.9.	Yüzey Analiz Yöntemleri	31
2.9.1.	Profilometre Analizi	32
2.9.2.	Atomik Kuvvet Mikroskobu (AFM)	32
2.9.3.	Enerji Dağılım Spektrometresi (EDX)	33
2.10.	Taramalı Elektron Mikroskobu (SEM) Analizi	33
2.11.	Yapay Yaşlandırma Yöntemleri	33
2.12.	Hipotez	34
3.	GEREÇ VE YÖNTEM	35
3.1.	PEEK Örneklerin Hazırlanması	37
3.2.	Örneklere Yapılan Yüzey İşlemleri	39
3.2.1.	Örneklerin Gruplandırılması	39
3.2.2.	Yüzey İşlemleri	41
3.3.	Yüzey Pürüzlülük Değerlendirilmesi	43
3.4.	PEEK Alt Yapı Üzerine Uygulanan Rezin Materyalleri	44
3.4.1.	Kompozit Rezin Uygulaması	46
3.4.2.	Örneklere Rezin Siman Uygulaması	48
3.5.	Yapay Yaşlandırma İşlemi	49
3.6.	Makaslama Bağlanma Dayanımı Testi	49
3.7.	Kopma Türlerinin İncelenmesi	51
3.8.	Taramalı Elektron Mikroskop (SEM) İncelemesi	52
3.9.	İstatistiksel Yöntem	53
4.	BULGULAR	54
4.1.	PEEK Materyalinin Makaslama Bağlanma Dayanımı Bulguları	54
4.2.	Daimi ve Geçici PEEK Materyallerinde Yüzey Pürüzlülük Değerleri Bulguları	60
4.3.	PEEK Materyallerinin Kopma Türlerine Göre İncelenmesi	62
4.4.	Taramalı Elektron Mikroskop (SEM) incelemesi	65
4.4.1.	Yüzey İşlemi Uygulanmış Örneklerin SEM Görüntüleri	65
4.4.2.	Bağlanma Dayanımı Testi Sonrasında Örneklerin SEM Görüntüleri	71
5.	TARTIŞMA	81
6.	SONUÇLAR	94
7.	KAYNAKÇA	95

SİMGELER VE KISALTMALAR DİZİNİ

10-MDP	10-metakriloloksidesil Dihidrojen Fosfat
4-META	4-metakriloiloksietil Trimellitat Anhidrit
AFM	Atomik Kuvvet Mikroskobu
AL ₂ O ₃	Alüminyum oksit
BioHPP	Seramik Takviyeli Polieter Eter Keton
Bis-GMA	Bisfenol A Glisidildimetakrilat
BT	Bilgisayarlı Tomografi
CAD/CAM	Bilgisayar Destekli Tasarım/Bilgisayar Destekli Üretim
CFR	Karbon Fiberle Güçlendirilmiş
CFR PEEK	Karbon Fiber Takviyeli Polieter eter keton
Co	Kobalt
CO ₂	Karbondioksit
Cr	Krom
dk	Dakika
EDX	Enerji Dağılım Spektrometresi
Er:YAG	Erbium-doped:Yttrium, Aluminum ve Garnet Lazer
FEA	Sonlu Elemanlar Analizi
GFR	Cam Fiber Takviyeli Polieter Eter Keton
PEEK	
GPa	Gigapaskal
H ₂ SO ₄	Sülfürik asit
HA	Hidroksil Apatit
HEMA-P	Hidroksietil Metakrilat

Hz	Hertz
J	Joule
μm	Mikrometre
MAC- 10	Karbonik Monomer
mj	Milijoule
mm	Milimetre
MMA	Metilmetakrilat
MPa	Megapaskal
MR	Manyetik Rezonans Görüntüleme
N	Newton
nm	Nanometre
PAEK	Poliaril eter keton
PEEK	Polieter eter keton
PEEKK	Polieter eter keton keton
PEKEKK	Polieter keton eter keton keton
PEKK	Polieter keton keton
PENTA-P	Dipentaeritrol Pentaakrilol Dihidrojen Fosfat
pH	Power of Hydrogen (Hidrojenin gücü)
PMMA	Polimetilmetakrilat
Ra	Yüzey Pürüzlülük Parametresi
SEM	Taramalı Elektron Mikroskobu
SBS	Shear Bond Strength
Sn.	Saniye

TBS	Tensile Bond Strength
TEGDMA	Trietilen Glikol Dimetakrilat
Ti	Titanyum
Ti ₂ O	Titanyumdioksit
UDMA	Üretan Dimetakrilat
W	Watt
X±SS	Ortalama ± Standart Sapma
μSBS	Mikroshear Bond Strength
μTBS	Mikrotensile Bond Strength

ŞEKİLLER DİZİNİ

Şekil 3.1. Geçici PEEK örnekleri.....	39
Şekil 3.2. Örneklerin dijital ortamda tasarımlarının yapılması.....	39
Şekil 3.3. (a) CAD\CAM cihazına yerleştirilen PEEK blok, (b) CAD\CAM cihazında kazıma işlemi tamamlanan PEEK blok.....	40
Şekil 3.4. Daimi ve Geçici PEEK örneklerinin gruplandırılması.....	41
Şekil 3.5. Kalem kumlama cihazı.....	42
Şekil 3.6. Asit uygulaması yapılan örnekler.....	43
Şekil 3.7. (a) Er:YAG lazer cihazı, (b) örnek yüzeylerine uygulanan Er:YAG lazer parametreleri.....	43
Şekil 3.8. (a) Profilometre cihazı, (b) yüzey pürüzlülük ölçümü.....	45
Şekil 3.9. Rezin uygulaması için üretilen kalıplar.....	46
Şekil 3.10. Kalıba yerleştirilen birinci tabakanın görüntüsü.....	46
Şekil 3.11. Kalıba yerleştirilen 2. tabakanın görüntüsü.....	46
Şekil 3.12. Kompozit rezin materyali.....	47
Şekil 3.13. Işık cihazı.....	47
Şekil 3.14. Örneklerle kompozit uygulamasından önce adeziv ajan uygulaması.....	47
Şekil 3.15. Kalıpların alt kısmına yerleştirilen PEEK örnekler.....	48
Şekil 3.16. (a) Kompozit rezin tepimi yapılmış örnekler, (b) kompozit rezin uygulaması tamamlanmış örnekler.....	48
Şekil 3.17. Rezin siman.....	49
Şekil 3.18. (a) Örneklerle rezin siman uygulaması, (b) rezin uygulaması tamamlanan örnekler.....	49
Şekil 3.19. Termal siklus cihazı.....	50

Şekil 3.20. (a) Plastik kalıplar ve örneklerin görüntüsü, (b) akrilik rezin içerisine gömülmüş örnekler.....	51
Şekil 3.21. Universal test cihazı.....	51
Şekil 3.22. Test esnasında kırma cihazı.....	52
Şekil 3.23. (a) Kombine türde kopma görülen yüzeyi, (b) adeziv türde kopma görülen yüzeyi.....	53
Şekil 3.24. Altın kaplama cihazı.....	53
Şekil 3.25. SEM görüntüleme cihazı.....	54
Şekil 4.1. Daimi PEEK materyalinin kompozit rezin ile olan bağlanma dayanımı değerlerinin dağılımı.....	56
Şekil 4.2. Geçici PEEK materyalinin kompozit rezin ile olan bağlanma dayanımı değerlerinin dağılımı.....	56
Şekil 4.3. Daimi PEEK materyalinin rezin siman ile olan bağlanma dayanımı değerlerinin dağılımı.....	59
Şekil 4.4. Geçici PEEK materyalinin rezin siman ile olan bağlanma dayanımı değerlerinin dağılımı.....	59
Şekil 4.5. Daimi ve geçici PEEK materyallerinde yüzey pürüzlendirme işlemi yapılan örneklerin pürüzlülük değerlerinin dağılımı.....	62
Şekil 4.6. Kontrol grubuna ait daimi PEEK örneklerinin x100 ve x1000 büyütmedeki SEM görüntüleri.....	66
Şekil 4.7. Kontrol grubuna ait geçici PEEK örneklerinin x100 ve x1000 büyütmedeki SEM görüntüleri.....	66
Şekil 4.8. Kumlama uygulanan daimi peek örneklerinin x100 ve x1000 büyütmedeki SEM görüntüleri.....	67
Şekil 4.9. Kumlama uygulanan geçici PEEK örneklerinin x100 v x1000 büyütmede elde edilen SEM görüntüleri.....	67
Şekil 4.10. Asit ile pürüzlendirme uygulanan daimi PEEK örneklerinin x100 ve x1000 büyütmede elde edilen SEM görüntüleri.....	68

Şekil 4.11. Asit ile pürüzlendirme uygulanan geçici PEEK örneklerinin x100 ve x1000 büyütmede elde edilen SEM görüntüleri.....	68
Şekil 4.12. Lazer yüzey işlemi uygulanan daimi PEEK örneklerin x100 ve x1000 büyütmede elde edilen SEM görüntüsü.....	69
Şekil 4.13. Lazer yüzey işlemi uygulanan geçici PEEK örneklerinin x100 ve x 1000 büyütmede elde edilen SEM görüntüsü.....	69
Şekil 4.14. Kumlama + asit işlemleri uygulanan daimi PEEK örneklerinin x100 ve x1000 büyütmede elde edilen SEM görüntüsü.....	70
Şekil 4.15. Kumlama + asit işlemleri uygulanan geçici PEEK örneklerinin x100 ve x1000 büyütmede elde edilen SEM görüntüsü.....	70
Şekil 4.16. Kumlama + lazer işlemleri uygulanan daimi PEEK örneklerinin x100 ve x1000 büyütmede elde edilen SEM görüntüsü.....	71
Şekil 4.17. Kumlama + lazer işlemleri uygulanan geçici PEEK örneklerinin x100 ve x1000 büyütmede elde edilen SEM görüntüsü.....	71
Şekil 4.18. (a) Kumlama işlemi yapılan ve kompozit rezin uygulanan daimi PEEK örneklerinin x500 büyütmede elde edilen SEM görüntüsü, (b) kumlama işlemi yapılan ve kompozit rezin uygulanan geçici PEEK örneklerinin x500 büyütmede elde edilen SEM görüntüsü.....	72
Şekil 4.19. (a) Asit ile pürüzlendirme yapılan ve kompozit rezin uygulanan daimi PEEK örneklerinin x500 büyütmede elde edilen SEM görüntüsü, (b) asit ile pürüzlendirme yapılan ve kompozit rezin uygulanan geçici PEEK örneklerinin x500 büyütmede elde edilen SEM görüntüsü.....	73
Şekil 4.20. (a) Lazer ile pürüzlendirme yapılan ve kompozit rezin uygulanan daimi PEEK örneklerinin x500 büyütmede elde edilen SEM görüntüsü, (b) Lazer ile pürüzlendirme yapılan ve kompozit rezin uygulanan geçici PEEK örneklerinin x500 büyütmede elde edilen SEM görüntüsü.....	74

Şekil 4.21. (a) Kumlama + asit işlemleri yapılan ve kompozit rezin uygulanan daimi PEEK örneklerinin x500 büyütmede elde edilen SEM görüntüsü, **(b)** kumlama + asit işlemleri yapılan ve kompozit rezin uygulanan geçici PEEK örneklerinin x500 büyütmede elde edilen SEM görüntüsü.....75

Şekil 4.22. (a) Kumlama + lazer işlemleri yapılan ve kompozit rezin uygulanan daimi PEEK örneklerinin x500 büyütmede elde edilen SEM görüntüsü, **(b)** kumlama + lazer işlemleri yapılan ve kompozit rezin uygulanan geçici PEEK örneklerinin x500 büyütmede elde edilen SEM görüntüsü.....76

Şekil 4.23. (a) Kumlama işlemi yapılan ve rezin siman uygulanan daimi PEEK örneklerinin x500 büyütmede elde edilen SEM görüntüsü, **(b)** kumlama işlemi yapılan ve rezin siman uygulanan geçici PEEK örneklerinin x500 büyütmede elde edilen SEM görüntüsü.....77

Şekil 4.24. (a) Asit ile pürüzlendirme işlemi yapılan ve rezin siman uygulanan daimi PEEK örneklerinin x500 büyütmede elde edilen SEM görüntüsü, **(b)** asit ile pürüzlendirme işlemi yapılan ve rezin siman uygulanan geçici PEEK örneklerinin x500 büyütmede elde edilen SEM görüntüsü.....78

Şekil 4.25 (a)Lazer ile pürüzlendirme işlemi yapılan ve rezin siman uygulanan daimi PEEK örneklerinin x500 büyütmede elde edilen SEM görüntüsü, **(b)** lazer ile pürüzlendirme işlemi yapılan ve rezin siman uygulanan geçici PEEK örneklerinin x500 büyütmede elde edilen SEM görüntüsü.....79

Şekil 4.26 (a) Kumlama + asit işlemleri yapılan ve rezin siman uygulanan daimi PEEK örneklerinin x500 büyütmede elde edilen SEM görüntüsü, **(b)** kumlama + asit işlemleri yapılan ve rezin siman uygulanan geçici PEEK örneklerinin x500 büyütmede elde edilen SEM görüntüsü.....80

Şekil 4.27 (a) Kumlama + lazer işlemleri yapılan ve rezin siman uygulanan daimi PEEK örneklerinin x500 büyütmede elde edilen SEM görüntüsü, **(b)** kumlama + lazer işlemleri yapılan ve rezin siman uygulanan geçici PEEK örneklerinin x500 büyütmede elde edilen SEM görüntüsü.....81

TABLÖLAR DİZİNİ

Tablo 2.1. PEEK polimerinin özellikleri.....	4
Tablo 3.1. Çalışmada kullanılan materyaller, materyallerin kimyasal kompozisyonları ve üretici firmaları.....	37
Tablo 3.2. Daimi ve geçici PEEK materyalinin kullanım alanları ve mekanik özellikleri.....	38
Tablo 4.1. Daimi ve geçici PEEK materyaline kompozit rezin uygulanan grupların bağlanma dayanımı (MPa).....	55
Tablo 4.2. Daimi ve geçici PEEK materyaline rezin siman uygulanan grupların bağlanma dayanım (MPa) değerleri.....	58
Tablo 4.3. PEEK örneklerinin yüzey pürüzlülük değerleri bulguları (Ra).....	61
Tablo 4.4. Daimi PEEK örneklerin kopma türlerine göre dağılımı.....	64
Tablo 4.5. Geçici PEEK örneklerin kopma türlerine göre dağılımı.....	65

1. GİRİŞ VE AMAÇ

1980 yıllarında ortaya çıkan, biyouyumlu ve canlı dokulara uygulanabilir özellikte olan Polieter eter keton (PEEK) polimeri güncel dental materyaller arasında sayılabilir (1). Suda çözünürlüğünün minimum seviyede olması metal alerjisi olan hastalarda kullanım avantajı sağlamaktadır (1) .

Zirkonyum dioksitle ile kıyaslandığında PEEK polimeri daha hafif ve daha ekonomiktir. Seramik materyaller ile kıyaslandığında ise tamirleri daha kolaydır. Preperasyonu yapılabilir ve bu işlemler sonucunda herhangi bir yapısal değişime uğramazlar (2,3). PEEK polimerinin diş hekimliğinde birçok kullanım alanı mevcuttur. Bunlar; implant materyali olarak kullanımı, implant dayanak materyali olarak kullanımı, parsiyel protezlerde altyapı materyali olarak kullanımı, kron-köprü restorasyonlarında altyapı materyali olarak kullanımı ve implant destekli barlı protezlerde kullanımıdır (4). Uygulanan testlerde 1200 Newton'a kadar dayanıklı olduğu, yüksek basma dayanımı sayesinde 909 Newton değerinde maksimum ısırma kuvvetinin oluşabildiği molar dişler bölgesinde sabit protetik tedavilerde alt yapı materyali olarak kullanımı önerilmektedir (5,6).

PEEK materyalinin tüm bu üstün özelliklerine rağmen grimsi kahverengi ve opak beyaz renkte olması nedeniyle özellikle anterior bölgede üst yapı materyali olarak kullanımı estetik olarak mümkün değildir (7). PEEK alt yapı materyali kompozit rezinler ile veneerlenerek veya rezin materyalleri ile uyumlu üst yapıların simante edilerek kullanılması estetik olarak tatmin edici sonuçlar ortaya çıkarmaktadır (8).

Saf haldeki PEEK materyali hidrofobik ve biyoinert özellik göstermektedir (9). PEEK alt yapının adeziv maddeler ile bağlantısını artırmak için hidrofobik özelliğinin farklı yüzey şekillendirme işlemleri ile azaltılması gerekmektedir. Yüzey işlemleri ile materyal yüzeyinin yapısal özellikleri değiştirilerek temas açısı düşürülüp ıslanabilirliği artırılır. Bu sayede materyalin avantajlı özellikleri korunmaktadır (10).

Bu çalışmanın amacı, farklı yüzey işlemlerinin sonra uygulanan rezin esaslı materyallerin PEEK ile olan bağlanma dayanımı üzerindeki etkilerini değerlendirmektir.

2. GENEL BİLGİLER

2.1. Polieter Eter Keton (PEEK) Materyali ve Gelişim Süreci

Yirmi yıl önce Biyouyumlu olduğu söylenen poliaril eter keton (PEAK) ailesi biyomateryal olarak kullanılan oldukça popüler bir polimer grubudur. 1980 yıllarında endüstri için ticarileştirilmiş PAEK, eter ve keton gruplarından oluşan yüksek sıcaklıklara dayanıklı bir termoplastiktir. Poliaromatik ketonlar bu materyale kütle bazında dayanıklılık ve yüksek sıcaklıklara, kimyasallara ve radyasyona karşı direnç kazandırmıştır. Bu nedenle uçak ve türbin kanatlarında dahi kullanım alanı bulmuştur (11). Bu polimerlerin üstün özelliklerinin keşfi ile farklı üreticileri bu konuda geliştirmişlerdir. Sonuç olarak ortaya PEAK ailesinin üyeleri olan PEKEKK, PEKK, PEEKK, PEEK polimerler çıkmıştır (12).

1993 yılında alternatifleri arasında sıyrılarak Vincitrex LTD şirketi tarafından üretimine başlanan PEEK her geçen gün kullanımı artmaktadır (12).

Tıp alanında oldukça popüler olan, bununla birlikte titanyum (Ti) materyali ile karşılaştırılabilir düzeyde iyi sonuçlar veren PEEK materyali dental alanda çalışmalara yön vermiştir (4). Nonallerjik ve biyolojik dokularda kullanılabilir olması, yapılan yüzey uygulamaları ile istenen hücresel cevabı oluşturması dental ve tıbbi alanda kullanımını artırmıştır (1).

2.2. PEEK Materyalinin Yapısal Özellikleri

PEEK polimeri $(-C_6H_4-O-C_6H_4-O-C_6H_4-CO-)_n$ formülünde yarı kristalin yapıya sahip bir termoplastiktir (13). Sentezi bisfenol tuzunun alkilasyonu ile gerçekleşir (14). Yapısal olarak çizgisel bir özellik gösterir (12). Yapısal stabilitesini bu özel moleküler yapısına borçludur (15). Üstün özellikler gösteren bu termoplastik malzeme radyasyona karşı oldukça dirençlidir (12). Konsantre sülfürik asit dışındaki kimyasallara karşı dirençli ve gama ışınları, sıcak buhar ve etilen oksit sterilizasyonlarında kimyasal ve fiziksel olarak etkilenmemektedir (16,17).

-60 °C ile 300 °C arasında kullanılabilir, bunun yanında uygun çalışma sıcaklığı 143-145 °C arasındadır (12). PEEK kemiğe yakın bir elastisite modülüne sahiptir (11). Bu sayede oluşan stresler karşısında tampon bölge görevi görmektedir (18).

İnorganik maddelerin ilavesi ile çeşitli fiziksel özellikleri geliştirilmiştir (19). Yapısına karbon fiber ilavesi ile 3-4 GPa olan elastik modülü 19-150 GPa değerlerine kadar çıkabilmektedir. Yapıdaki bu modifikasyonlar materyalin daha dayanıklı ve stabil olmasını sağlamaktadır (20). Özellikle yapısına cam ve karbon fiber ilavesi ile dental kullanım alanında metal alaşımların yerini almaya başlamıştır (21).

Manyetik rezonans (MR) görüntülemeye artefact oluşturmaz, bu sayede kemik dokuda meydana gelen değişiklikler daha rahat izlenmektedir. Radyolojik görünürlüğü ve kontrastı istendiği takdirde baryum sülfat ile artırılabilir (22).

Bükülme dayanımı 140-170 MPa olup dişlerle uyumludur ve karşıt dişlerde madde kaybına neden olmaz (9).

İyi fiziksel özelliklere sahiptir. Yüksek sıcaklıkta boyutsal değişime uğramaz. PEEK materyalinin yanması esnasında çok alev oluşmaz. Tepkime sırasında zehirli gazlar çıkarma oranı oldukça düşüktür (23). PEEK polimeri sahip olduğu üstün yapısal özellikleri en zorlu şartlarda bile muhafaza edebilmektedir (24). PEEK polimeri molekül büyüklüğü ile de diğer birçok malzemeden ayırt edilmektedir (Tablo 2.1.) (23).

PEEK materyalinin bu üstün fiziksel özellikleri metal alaşıma veya zirkonya alt yapıya alternatif olmasına olanak tanımaktadır (25). PEEK materyalinin oldukça hafif olması zirkonya ile karşılaştırıldığında daha ekonomik olması tercih nedenlerindendir. Tamir ve preper edilebilir, bu çeşitli işlemlerden sonra mekanik özelliklerinde herhangi bir kayba uğramaz (2,3). Bilgisayar destekli tasarım ve bilgisayar destekli üretim sistemleri (CAD/CAM) sistemi ile elde edilen PEEK restorasyonların zirkonya kullanılarak elde edilen restorasyonlar kadar iyi uyum gösterdiği ve klinik olarak uygulanabilir olduğu gösterilmiştir (26). CAD/CAM sistemleri ile üretilen PEEK alt yapıları sabit protezlerinin dayanıklılığı, lityum disilikat cam-seramik, alüminyum ve zirkonyumdan daha fazladır (27).

PEEK materyalinden üretilen geçici kron-köprü restorasyonlarının da yüksek dayanıklılık, düşük internal ve marjinal aralık değerlerine sahip olduğu görülmüştür (28).

Tablo 2.1. PEEK polimerinin özellikleri (12).

Özgöl ağırlık	1,26-1,32 g/cm ³
Başlangıç modülü	3,6 GPa
Kopma mukavemeti	90-100 MPa
Kopma anındaki uzaması	%50
Nem geri kazanımı	%0,1
Özdirenç	5.1016 ohm. Cm
Isı sığası	134 kJ/kgCo
Isıl iletkenliği	0,25 W/m/Co
Isıl genleşme katsayısı	72-85 10 ⁻⁶ (C°)-1
Dielektrik kuvveti	190 kV/cm

PEEK halojen içermeyen ve inert özellik gösteren bir polimerdir (29). Bu inert özellik materyale yabancı maddelere karşı dirençli olması ve vücut sıvılarından etkilenmemesi gibi özellikler kazandırmıştır. Normal şartlar altında %98 konsantrasyondaki sülfürik asit dışındaki hiçbir solüsyonda çözünmemektedir (30,31).

PEEK düşük yüzey enerjisine sahip bir materyaldir (32,33). Modifiye edilmemiş saf haldeki PEEK 'in 34-38 Dynes/cm² civarlarında olan yüzey enerjisi farklı yüzey işlemleri yapılarak 60 Dynes/cm²'ye yükseltilebilir (34). Herhangi bir yüzey şartlandırma işlemine tabi tutulmamış yüzeylerin hidrofobik olmaları nedeniyle adeziv sistemler ile arasında bağlanma olmadığı veya oluşabilecek bağlanmanın çok düşük seviyelerde olduğu gösterilmiştir (25). PEEK polimerine uygulanan çeşitli yüzey şekillendirme prosedürleri sonucunda yüzey pürüzlülüğü artarken yüzey enerjisi de artacaktır. Ayrıca hidrofilik özelliği artacak ve yüzey alanının artmasıyla birlikte adezyona katkı sağlayacaktır (35,36). Adezyonu artırabilmek için PEEK

kompozitlerinin kullanımı ve yüzey modifikasyonları olmak üzere iki seçenek vardır. Bu amaçla TiO_2 (titanyum dioksit), HA(hidroksil apatit) gibi aktif maddelerle PEEK materyali harmanlanarak TiO_2 /PEEK ve HA/PEEK gibi PEEK kompozitleri oluşturulmuştur (37,38).

PEEK materyali opaktır, sınırlı sayıda renk alternatifi vardır, bu nedenle alt yapı materyali olarak kullanımı uygundur. Daimi restorasyonda monolitik formda estetik olmaması nedeniyle kullanımı uygun değildir (39).

2.3. Polieter Eter Keton Kullanım Alanları

2.3.1. Endüstriyel Kullanım Alanları

PEEK polimeri üretim amacı medikal kullanım değildir. 1980'lerde sanayi alanında kullanımı başlamıştır. Türbin kanatları ve uçak endüstrisi bazı kullanım alanlarıdır (27).

Çözünmeye ve sıcaklık değişimlerine karşı dayanıklılığı ve yapısal stabilitesi nedeniyle sanayi uygulamalarında, gıda endüstrisinde ve hayvancılıkta kullanılmaktadır (40,12).

Kimyasallar ajanlar ile olan etkileşimi oldukça azdır ve çok yüksek sıcaklık ortalamalarında kullanılabilirler. Bu özellikleri de koruyucu donanım yapımında kullanılabilmelerini sağlamıştır. Özellikle alevden koruma sağlayan kıyafetlerin üretilmesinde kullanılan bir maddedir (12). Spor malzemelerinde ve müzik aletlerinin yapımında da kullanımı mevcuttur (41).

2.3.2. Medikal Kullanım Alanları

PEEK Materyalinin Tıpta Kullanımı

PEEK geleneksel olarak şekil hafızalı bir polimer değildir; ancak işlemedeki son gelişmeler, mekanik aktivasyon ile PEEK'te şekil hafızası davranışına izin vermiştir. Bu teknoloji ortopedik cerrahideki uygulamalara yansımıştır (42).

Biyouyumlu olması nedeniyle çeşitli vücut içi implantlarda ve el aletlerinin üretiminde kullanılabilir (43,44). Omurilik tedavilerinde, iskelet yapısında güçlendirme işlemlerinde, ameliyatlarda ve tedavilerde kullanılan bazı tekstil ürünlerinde, kafa kemiklerinin dikişe benzer ek yerleri ve kemik bağ dokularında kullanılan bağlarda sonda borularında ve pinömatik cihazlarda kullanılan PEEK, bunlara ek olarak diş implantlarında da yaygın bir kullanıma sahiptir (12,45). Ortopedik implantlarda karbon lifleri ile güçlendirilmiş PEEK kompozitler de kullanılabilir (46,47). Kraniofasial bölgedeki bozukluklar veya meydana gelen kayıplar mükemmel yakın estetik, fonksiyon telafiyi zorunlu hale getirir. Titanyum ağ ve metilmetakrilat gibi biyomateryaller bu bölgelerde kullanım için yeterince uygun değildir (48).

Son dönemlerde PEEK materyali, maksillofasial ve kranial rekonstrüksiyonlar için ideal bir materyal olarak kabul edildi (48,49). Bu materyalin uygun morfolojide kullanılmasını mümkün kılan CAD/CAM sistemleridir (20). Fronto-orbital bölgede rezeksiyon sonucu oluşturulan geniş deformitenin cerrahi sonrası ilk restorasyonu, PEEK yapıya kişiye özgü oluşturulan vücut implantı ile yapılmış ve operasyon sahasında morbidite oluşturmada, mükemmel estetik ve fonksiyonun daha kısa sürede elde edilebileceği gösterilmiştir (20,50).

CAD\CAM sistemleri PEEK implantlarının 6cm² den daha büyük kayıpların onarımında kullanılmasına imkân verir. Bu da kafatasının koruyucu görevini ona geri kazandırır (20).

PEEK Materyalinin Diş Hekimliğinde Kullanımı

1990 yıllarının sonlarına doğru PEEK dental materyaller arasında yerini almıştır (12). PEEK materyali çeşitli yapısal modifikasyonlarla daha da geliştirilmiş ve diş hekimliğinde kullanılabilir hale getirilmiştir (4). PEEK estetik rengi, hafifliği ve üstün mekanik özellikleri sayesinde protetik tedavilerde tercih edilen bir materyaldir (25,51). İmplant, abutment, hareketli protezlerde ana bağlayıcı, sabit restorasyonlarda alt yapı materyali, implant destekli barlı protezde alt yapı, implant destekli hibrit protezlerde alt yapı, dijital ölçü başlıklarının yapımı, geçici abutmentler, kroşe ve hassas bağlantı ataçmanları gibi kullanım alanları vardır (4,52).

PEEK 'in Dental İmplant Materyali Olarak Kullanımı

Titanyum, altın, zirkonyum ve seramik gibi çeşitli malzemeler abutmentlerin yapımında tercih edilmektedir (53). Titanyum ve metal alaşımların korozyon ve alerjik reaksiyon gibi çeşitli dezavantajları olmasına rağmen, implant ve abutment üretiminde oldukça fazla tercih edilen malzemelerdir (54). Bununla birlikte anterior bölgede titanyum implant ve metal alaşımdan üretilmiş abutmentin kullanılması grimsi metal renginin yansması da dezavantajlardan birisidir (53). Gülümseme çizgisinin daha yukarda konumlandığı olgularda bu durum estetik problemlere neden olabilmektedir (55).

Günümüzde dental implantlar, diş benzeri renk, mekanik özellikler, biyouyumluluk ve düşük plak affinitesi özelliği nedeniyle titanyuma daha iyi bir alternatif olarak görünen zirkonyadan yapılmaya başlanmıştır (56). Fakat 2009 yılında Andreiotelli ve arkadaşları (57) yaptıkları sistematik bir derlemede, seramik implantların rutin klinik kullanımda önermek için henüz yeterli bilimsel klinik verilerin olmadığı sonucuna varmıştır.

PEEK in vivo yapılan çalışmalarda bozunmaya karşı direnç gösterdiğinden, Nisan 1998'de ticari olarak implantlar için uzun vadeli bir biyo malzeme olarak önerilmiştir (11). Çeşitli araştırmalarda titanyum ile karşılaştırılabilecek sonuçlar vermeye başlamıştır (4). Bioinert olması nedeniyle osteoindüktf özelliği titanyumdan daha düşüktür. Erken kemik oluşumunun sağlanabilmesi için biyolojik özelliklerinin iyileştirilmesi gerekmektedir. Hidroksi apatit ve titanyum nano partikül ile yüzeyinin modifiye edilmesi, yüzey pürüzlülüğünün artırılması ve kimyasal modifikasyonlar(sülfonasyon, aminasyon ve nitrasyon) bu amaçla yapılan yüzey koşullandırma işlemleridir (58). Yapılan işlemler neticesinde modifiye edilmiş bir yüzey ortaya çıkacaktır. Bu yüzey modifikasyonları ile ıslanabilirliği artırılacak ve kendisini çevreleyen doku ile etkileşim içerisinde olacaktır. Tüm bunlar hücrel proliferasyonu ve doku oluşumunu artıracaktır (59).

Hidroksiapatit ile kaplanmış PEEK yüzeyi kemik dokusunun sahip olduğu inorganik yapıya yakın bir özellik gösterir. PEEK implant yüzeyine uygulanan TiO₂ kaplama, implant kemik ara yüzünde bağlanma mukavemetini artırırken yeni kemik oluşumunu hızlandırmıştır (60).

PEEK materyalinin elastik modülü spongiyöz ve kortikal kemiğin elastik modülüne yakındır (11,61). Bu sayede implant kemik ara yüzünde oluşan stresleri azaltır. Aynı zamanda hem dayanak dişlerde hem de siman ara yüzünde meydana gelen stresi de azaltır (62,63). PEEK'in çekme dayanımı da mine, dentin ve kemiğe benzerdir. Bu özellikleri sayesinde kemik ve canlı dokular üzerinde daha az stres oluşturmaktadır (65-66). Kemik dokuya yerleştirilmesi oldukça kolay olan PEEK implantlar, immediat (erken yükleme) restorasyonlarda oldukça başarılı sonuçlar göstermiştir (66).

Ti ve Ti alaşımlarında üretilen implantlarda oluşan stres lokal enflamasyonu tetikler. Bunun sonunda da implantlarda başarısızlıklar meydana gelebilir. PEEK' in kortikal kemiğe yakın biyomekanik özelliklere sahip olması marjinal kemik kaybını azaltabilir. Aynı zamanda bu avantajlı özelliği implantın osseointegrasyonunu artırabilir (20).

İstenilen her boyuta ulaşılamaması ve düşük radyografik dansiteye sahip olması çeşitli sorunlar çıkarabilmektedir (45). Radyo opak kemik dokusu içerisine yerleştirilen PEEK implantların radyolojik görüntüsünün tatmin edici olamaması bunlardan biridir. Bu dezavantaj beraberinde kontrast madde kullanımını gerektirmiştir. İstenildiği takdirde baryum sülfat kullanılarak radyolojik görünürlüğü artırılabilir (22). Öte yandan metal alaşımlardan üretilen implantlar da oldukça radyo opak olması nedeniyle radyografide artefact oluşturmaktadır. Bu nedenle radyolojik görüntüleme tekniklerinin (BT-MR) kullanımını kısıtlamaktadır (11).

Karbon fiber (CFR) veya Ti ile muamele edilmiş olanları hariç, PEEK polimeri renksizdir. Metal alaşımlardan üretilen implantlara göre estetik avantajları mevcuttur (55).

Materyale karbon fiber ilavesi ile daha dayanıklı ve daha stabil hale getirilebilir (20). Ayrıca karbon fiber ilavesi ile PEEK' in dentine uyumu da artırılmaktadır (67). Karbon fiber takviyeli PEEK (CFR-PEEK), birçok alandan kullanılabilirliği, modern görüntüleme sistemlerine uygunluğu, üstün fiziksel özellikleri ve biyouyumluluk nedeniyle medikal implant üretiminde dikkat çekici duruma gelmiştir (68). CFR-PEEK implantların sonlu elemanlar analizi (FEA), titanyumdan daha az stres korumaya neden olabileceğini göstermektedir (69). Bununla birlikte PEEK implantları rutin klinik çalışmalarında tercih edilmediğinden kemik rezorpsiyon miktarının titanyum implantlar ile karşılaştırıldığı çalışmalar yeterli değildir (68).

PEEK'in Abutment Materyali Olarak Kullanımı

PEEK polimeri iyileşme başlıkları, geçici ve bireysel implant dayanaklarının üretiminde kullanılabilir. Peek materyalinin elastik modülünün kemiğe yakın olması sayesinde kuvvet dağılımını iyi yapar. Bu da kemiği bu bölgede yeniden şekillenmesinin hızlandırır (68). Koutouzis ve ark. (70) tarafından yürütülen bir çalışma PEEK ve titanyum dayanakların etrafında kemik rezorpsiyonu ve yumuşak doku inflamasyonu açısından anlamlı bir fark olmadığını öne sürmüşlerdir. PEEK abutmentlerin ağızın mikrobiyolojik ortamı ile olan uyumu titanyum, zirkonya ve polimetil metakrilattan (PMMA) yapılan abutmentlere benzerdir (71).

Wachtela ve ark. (72) yaptığı bir çalışmada PEEK'den üretilen implant dayanakları ile implant ara yüzündeki bakteri tutulumunu incelemiştir. 10 adet implant üstü kron hazırlanmış ve PEEK alt yapı kompozit ile veneerlenmiştir. Tamamlanan restorasyonlar çiğneme simülatörüne tabi tutulmuş ve 1,2 milyon devri tamamlamıştır. Laboratuvar aşamalarından sonra implant abutment ara yüzünde bakteri tutulumu görülmezken, ne peek ne de kompozit veneerde hasar meydana gelmemiştir.

Titanyum içerikli PEEK dayanakların geleneksel titanyum dayanaklara göre daha iyi bir alternatif materyal olabileceğini öne süren yayınlar mevcuttur (68). Çünkü PEEK kemik seviyesinin ve yumuşak doku stabilitesinin muhafaza edilmesini kolaylaştırabilir. Ayrıca titanyum ilavesi, PEEK abutmentlerin dayanıklılığını

artırırken implant ile uyumunu da artırmaktadır. PEEK kullanılarak üretilen abutmentlerde diş eti uyumu da oldukça başarılıdır (73).

Geleneksel titanyum alaşımlarında üretilen abutmentlerde kullanılan vidalarda titanyum ve alaşımlarından yapılmaktadır. PEEK kullanılarak üretilen bir dayanağın titanyum ve titanyum alaşımlarından yapılmış vidalar ile torklanması sonucu plastik deformasyonlar oluşabilmektedir. Bu durum göz önüne alındığında PEEK abutmentlerde kullanılacak vidaların da PEEK'ten üretilmesinin daha avantajlı olacağı yönünde fikirler mevcuttur (74). Kullanılan vidaların PEEK'ten üretilmesi çeşitli avantajlar doğuracaktır. Metal alaşımlarda görülen korozyon bu abutmentlerde görülmeyecektir. Sertliği metal alaşımlarına göre daha az olduğundan daha az aşınmalara maruz kalacağı düşünülmektedir (75). Vida kırığı komplikasyonlarında kırık parçanın implant içerisinde çıkarılması da daha rahat olacaktır (76). Neumann ve ark. (76) tarafından yapılan bir çalışmada PEEK kullanılarak üretilen abutment vidalarının, titanyumdan üretilen vidalara göre daha dayanıklı olduğu gösterilmiştir.

PEEK'in Hareketli Bölümlü Protezlerde Alt Yapı Materyali Olarak Kullanılması

Üstün kırılma ve yorulma direnci gibi olumlu özellikleri nedeniyle, temel metal alaşımları diş hekimliğinde çok çeşitli uygulamalarda kullanılmaktadır. Bunlardan öncelikli olanlardan biri de protetik tedavide fazlaca yük taşıyan parsiyel protezlerdir (77). Metal alt yapıli parsiyel protezler ekonomik ve ulaşılması kolay bir tedavi alternatifidir. Olumlu özelliklerin yanı sıra sayılabilecek birçok olumsuz özellikler de mevcuttur. Protez ağırlığının fazla olması, metalik tat ve alerjik reaksiyonlar, estetik olmayan bir görüntü bazı olumsuz özellikleridir (63,78).

Poliamid ve asetal rezinler de hareketli bölümlü protez yapımında kullanılmıştır (5). Poliamid materyali estetik oluşu ile metal destekli parsiyel protezlere iyi bir alternatiftir. Elastik modülü düşüktür ve destek dişlere gelen rotasyonel kuvvetleri azaltır. Asetal rezinlerin ise poliamid kadar estetik özelliği yoktur. Bununla birlikte daha rijit bir yapıya sahiptir ve destekleyici unsurlara yeterli mekanik dayanıklılığı sağlamaktadır (79).

PEEK, estetik oluşu ve üstün mekanik özellikleri ile bu materyallere alternatif olmuştur. Alerjik reaksiyon göstermez. Metalik tat problemi ortadan kaldırılmıştır ve plak afinitesi düşüktür. Mekanik aşınmalara karşı dirençlidir (80).

Parsiyel protez yapımında saf PEEK yerine %20 oranında seramik lifler içeren dolduruculu PEEK (BioHPP; Bredent GmbH, Senden, Almanya) maddesi kullanılır. BioHPP yüksek biyouyumluluk, iyi mekanik özellikler, yüksek sıcaklık direnci ve kimyasal stabilite sunan yüksek performanslı bir polimerdir. İçerdiği seramik lifleri sayesinde iyi optik özelliklere ve cilalanabilirliğe sahiptir (63). Yapılan bir çalışmada BioHPP hareketli bölümlü protezler, Cr-Co alaşımlı bir hareketli bölümlü protezden yaklaşık olarak % 27.5 daha az ağırlığa sahiptir (80). BioHPP alt yapılı protezlerde uzun dönemde renklenme problemi ile ilgili yeterli klinik çalışması olmasa da çeşitli laboratuvar çalışmaları ile desteklenmiştir. Jena Üniversitesi tarafından yapılan in vitro testler, BioHPP'nin yüzey parlatma işlemlerinin ardından 0.018 µm Ra'lık bir pürüzlülükte cilalanabileceğini göstermektedir. Bu cilalanabilir özelliğin renklenmeye engel olması ve hasta ağızda renk stabilitesini savunulması için daha fazla çalışmaya ihtiyaç vardır (81).

PEEK'in Sabit Protetik Restorasyonlarda Kullanımı

PEEK materyali 1383 N'a kadar sıkıştırma kuvvetine, molar bölgede ise 909 N' a kadar ısırma kuvvetine dayanabilmektedir. Plastik deformasyon değeri yaklaşık 1200 N'dan başlamaktadır. Bu fiziksel özellikler göz önünde bulundurulduğunda PEEK materyali sabit protetik tedavilerde avantajlı bir alt yapı malzemesi olarak kullanılmaktadır (82).

PEEK materyalinin çeşitli avantajları olması sebebiyle sabit protetik tedavide tercih edilmektedir;

- Düşük özgül ağırlık,
- Stresleri absorbe etmesi,
- Metal içermeyen restorasyon imkanı,
- Korozyon ve metalik tat hissinin ortadan kalkması,
- Biyouyumluluk,
- Hijyenik.

Saf PEEK materyali opaktır ve renk alternatifi yoktur. Özellikle anterior bölgede monolitik restorasyon şeklinde kullanımı estetik olarak uygun değildir. Bu nedenle daha estetik bir materyal ile veneerlenmesi gerekmektedir (83). Peek, kompozit rezinin tabakalama ile alt yapı üzerine uygulanması veya üretilen uyumlu ve estetik üst restorasyonun simantasyonu ile kullanılabilir (8,84).

Yapılan bir çalışmada PEEK alt yapı kullanılarak 3 üyeli bir sabit protetik restorasyon üretilmiş ve pontik bölgesinden uygulanan kuvvet ile kırılma dayanımına bakılmıştır. PEEK alt yapıya çeşitli yüzey şartlandırma işlemleri uygulanmış ve örneklerin yarısını kompozit diğer yarısını seramik ile veneerlenmiştir. Çalışmanın sonuçlarına göre yüzey pürüzlendirme ve kullanılan materyale bağlı olmaksızın venter yapılarında hasarlar meydana gelirken PEEK alt yapıda kırılma meydana gelmemiştir. Aynı çalışmada diş destekli sabit protezlerde PEEK alt yapı kullanıldığında pontik uzunluğun en fazla iki diş boşluğu olması gerektiğini vurgulanmıştır (85).

PEEK materyali rezin simanlar ile dentine yeterli adezyonu göstermektedir. Bu da sabit restorasyonlarda tercih edilebilmelerine olanak sağlamaktadır (5). İdeal bir bağlanma kimyasal, mekanik veya bunların kombinasyonları ile elde edilebilir. PEEK materyalinin optimum bağlanma gösterebilmesi için yüzey enerjisinin artırılması gerekmektedir (86).

Diş hekimliğinde yapılan restorasyonlarda meydana gelen kırılma kopma gibi hatalarda birçok neden sayılabilir. Hasselman ve Denry (87,88) metal destekli restorasyonlarda metal ve porselen arasında esneme katsayılarının oldukça farklı olmasından dolayı fiziksel hasarların oluşmasının sürpriz bir sonuç olmadığını bildirmişlerdir.

Klasik PEEK alt yapı sabit protezlerde restorasyonun en kırılma kısmı bağlantı bölgesidir. Restorasyona aksiyal yönde gelen kuvvetler esnemelere sebep olurken, farklı esnekliğe sahip alt yapı ve venter materyali arasında adeziv türde ayrılmalara sebebiyet verir (83). PEEK alt yapı ile ilgili yapılan çalışmalarda venter materyali ile arasında olan kırıklarda peek alt yapıda bir hasar görülmezken PEEK ile rezin venter materyali arasında chipping görülmüştür (85).

Her hangi bir kırılma meydana geldiğinde fonksiyon ve estetik kaybı oluşabilir. Bu durumda restorasyonun yenilenmesi veya kırık kısmın tamiri gerekir (89).

Bu gibi olaylarda ya restorasyon tekrar yapılır ya da uygun bir durum varsa ağız içinde tamir edilme yoluna gidilir. Klinik vakaların bir çoğunda diş dokusunda meydana gelebilecek travma nedeniyle var olan restorasyonun yenilenmesi doğru bir alternatif olmayabilir (90). Bu sebepten dolayı hasarın büyüklüğüne bağlı olmak kaydıyla restorasyonu ağızdan çıkarmadan adeziv sistemler ile intra oral tamir yoluna gidilebilir (91). Ağızda restorasyonda kopan parça hasar görmeden hekime ulaştırıldığı takdirde ağız içi tamir setleri kullanılarak tekrar yapıştırılabilir. Burada adezyonu artırmak için hem kırık parçaya hem de ağızdaki restorasyona yüzey şartlandırma yapılmalıdır. Ajanın inceliği adezyonu artıracığından yüzeylerin uyumuna dikkat edilmelidir (92). Kopan parça çok büyük olduğunda hasarın olduğu bölgenin ölçüsü alınır. Ölçüden ayrıntılı bir model elde edilir. Laboratuvarında bu modele uyumlu bir monolitik restorasyon hazırlanır. Hazırlanan restorasyonun ağızda provası tamamlanır. Hasarlı kısma uyumlandıktan sonra rezin simanlar ile simantasyonu yapılır. Tabi bu aşamalar fazla vakit getirmekte ve aynı zamanda daha maliyetli olmaktadır (93).

PEEK'in Protetik Tedavide Diğer Kullanım Alanları

PEEK materyalinin, rezin sistemler kullanıldığında klinik olarak kabul edilebilir düzeyde dentine adezyonu mevcuttur. Bu nedenle inley, onley, endokron ve post kor restorasyonlarında iyi bir alternatif olarak öne sürülmüştür (94). Yapılan bir çalışmada PEEK'ten yapılan post, fiber post ve metalden yapılan post karşılaştırılmıştır. Çalışmada elde edilen verilere göre uygun adeziv maddeler kullanılarak tamamlanan restorasyonlarda PEEK grubu en yüksek çekme kuvveti göstermiştir. Bağlanmada başarısızlık çoğunlukla adeziv problemlerden kaynaklanmaktadır (95).

İmplant destekli hibrit protezlere de uygun bir alt yapı materyali olan PEEK materyali CAD/CAM sistemleriyle üretilir. Düşük elastik modülü ve stres absorbe edici özellik gösterebilmesi, rezinler ile uyumlu olması sebebiyle PEEK hibrit protezlerde alternatif bir altyapı materyali olarak öne çıkmaktadır (96). PEEK alt yapının üzerinde rezin sistemlerinin kolaylıkla kullanılabilir olması hibrit protezler için büyük avantaj sağlamaktadır. Meydana gelen kompozit kırıkları kolaylıkla tamir edilebilmektedir (84).

PEEK aynı zamandan implant destekli barlı protezlerde de kullanılmaktadır. Bu vakalarda tercih edilmesinin önemli bir sebebi hafifliğidir (97). PEEK barlar daha fazla stresi absorbe ederken daha fazla sıkıştırma dayanımı göstermektedir. İmplantta ve alveolar kemikte fazla miktarda kuvvet iletimine engel olmaktadır (98).

2.4. Polieter Eter Keton Üretim Yöntemleri

PEEK polimerinde alt yapı üretim işlemlerinde iki yol izlenmektedir

1-Enjeksiyon kalıplama yöntemi

2-Bilgisayar destekli tasarım(CAD) / Bilgisayar destekli üretim(CAM) sistemleri

2.4.1. Enjeksiyon Kalıplama Yöntemi

Polimerler, dental alanda kullanılan tezgah üstü pres makinelerine göre, enjeksiyon kalıplama yönteminde daha kısa süreli ve daha yüksek basınç altında üretilebilirler. Ancak, PEEK polimerinin tekrar eritilmesi, beklenmeyen mekanik ve fiziksel problemler ile karşımıza çıkmaktadır. PEEK materyalinin yeniden eritilmesi özelliğini kaybetmesi ile sonuçlanabilir. Bu nedenle doğru yöntemler ile eritme işleminin yapılması gerekmektedir. Polimer bozunması, doldurucunun (güçlendirici materyaller veya pigmentler gibi) yapıya dahil edilmesiyle daha da belirgin hale gelebilmektedir. Bu nedenle, bu materyallerin eritilerek işlenmesi, üretici firmanın önerileri doğrultusunda deneyimli bir ekip ile yapılmalıdır (99).

2.4.2. Bilgisayar Destekli Tasarım (CAD) ve Bilgisayar Destekli Üretim (CAM) Sistemi

CAD/CAM, teknolojinin birçok alanında sıklıkla kullanılan bir üretim şekli olmasına karşın, optik okuyucular ile İntra oral dokuların bilgisayarda görüntülenebilmesi 1977'de sağlanmıştır. 1980'lerde restoratif diş hekimliğinde kullanıma sürülmüş, 1984'de Fransa'da tek üyeli restorasyon üretimi yapılmıştır (100).

1980’lerde cerec sistemi geliştirilmiştir (101). Klinikte hasta başında direkt olarak, ağız içi kamera yardımıyla inley preperasyonu yapılan dişin dijital kaydı alınmıştır. Bunu takiben klinikte hazır bulunan cihazda seramik bloktan inley restorasyonun kazınması yapılmıştır. Bu teknoloji diş hekimliğinde yeni bir dönem başlatmış ve tek bir günde hazırlık ve teslim sürecinin tamamlanmasını sağlamıştır (102).

CAD/CAM sistemleri 3 temel aşama içerir. Birinci aşama; restorasyonun verilerinin toplanması, İkinci aşama (CAD); elde edilen verilerin bilgisayar ortamında işlenmesi ve restorasyonun tasarlanması, üçüncü aşama (CAM) ise; hazırlanan bu sanal tasarımın üretim aşamasıdır (102).

CAD/CAM sistemleri çalışma prensiplerine göre 3 gruba ayrılırlar;

1. Klinikte Kullanımı Olan Sistemler;

İntraoral tarayıcılar ile diş preperasyonu taranır ve klinik ortamında bulunan cihaz ile restorasyon hazırlanır. Bu grupta kullanılan sistemler CEREC ve E4D Dentist sistemleridir (100).

2. Laboratuvarda Kullanılan Sistemler;

Konvansiyonel yöntemler ile alınan ölçü veya bu ölçüden elde edilen alçı modelden dijital tarayıcı ile tarama yapılır. Bu sistemler genel olarak laboratuvar ortamında alt yapı üretiminde kullanılmaktadır. Dijital ortamda üretilen alt yapı üzerine teknisyen porselen işleyerek restorasyonun son halini verir (100).

3.Üretim Merkezli CAD/CAM Sistemleri;

Model üç boyutlu tarayıcılar yardımıyla dijital ortama aktarılır. Burada alt yapı tasarımı yapılır ve üretimi gerçekleştirilir. Bu altyapı teknisyen tarafından porselen ile kaplanmak üzere tekrar laboratuvara gönderilir. Alt yapıların tek bir merkezden yapılması üstün kalitede seri üretimi sağlamaktadır. Procera ve Lava sistemleri bu şekilde çalışmaktadır (100).

Tedavi süresinin kısaltılması ve konvansiyonel yöntemlere göre daha kaliteli ve uyumlu restorasyonların üretilmesi CAD/CAM sistemlerinin önemli avantajlarında biridir. Alt yapıların ve restorasyonların CAD yazılımları ile tasarlanması teknisyenlerin iş yükü azaltmıştır (103). Diş hekimliğinde CAD/CAM sisteminin kullanılmasıyla seramik materyallerin kondensasyon, eritme, kaynaştırma işlemleri nispeten azalmıştır (104).

CAD/CAM sistemleriyle zirkonya gibi yeni materyaller de kullanılabilmektedir (105). Klinikte hekim tarafından kullanılan CAD/CAM sistemleri randevu sayısını en aza indirerek zamandan büyük bir tasarruf sağlamaktadır (106). Daha iyi özellik gösteren protetik materyalden kısa bir zaman içerisinde restorasyon elde edilmesine imkan sağlamıştır. Hatalara bağlı zaman kaybının ve ekonomik kaybın önüne geçmiş, farklı ortamlarda yapılan restorasyonlardaki kontaminasyon durumunu ortadan kaldırmıştır. Konvansiyonel yöntemlere kıyasla geleneksel uygulamalarla kıyaslandığında ölçü ile model elde edilmesine ve geçici restorasyona ihtiyaç kalmaması çapraz enfeksiyon riskini en aza indirmektedir. Bu sistemlerin en büyük dezavantajı yüksek maliyetlerinin olmasıdır (100).

CAD/CAM sistemlerinin büyük bir kısmının çalışma prensibi aşındırma yapılarak blokların küçültülmesi esasına dayanmaktadır. Piyasada bulunan ve eksiltme yöntemini kullanan sistemlerin yanında materyal ilave etme yöntemi kullanan sistemler de bulunmaktadır (107).

Tek renk alternatifi olan blokların kullanılması, istenilen estetik sonucun her zaman karşılanamaması ile sonuçlanmaktadır. Ancak bu alandaki gelişmeler neticesinde farklı renk alternatifi olan blokların kullanıma sunulması bu sorunların zamanla aşılabileceğini göstermektedir. Derin subgingival marjinlere sahip dişlerin bilgisayar ortamına aktarıldığında eksik veriler ortaya çıkabilmekte ve restorasyonun kenar uyumunda problem olabilmektedir. Bu nedenle konvansiyonel ölçü tekniklerinde olduğu gibi dikkatli ve özenli bir şekilde diş eti retraksiyonu yapılması zorunlu hale gelmiştir (108).

CAD/CAM sistemlerle elde edilen restorasyonların başarısında hekim ve laboratuvar çalışanlarının beceri ve tecrübesi kadar CAD/CAM sistemleri de önemli bir faktördür. İntraoral kameranın ve kazıma ünitesinin netliği, yazılım programının ve tasarım algoritmalarının sınırlamaları CAD/CAM sistemleri ile elde edilen restorasyonların klinik başarısında önemli rol oynar. Ancak tüm bu gelişmelerin, protetik tedavilerde hekime bağlı komplikasyonları ortadan kaldırması beklenemez. Restorasyonun klinik olarak başarılı olabilmesi için simantasyonun ve diğer bitirme işlemlerinin de son derece dikkatli bir şekilde tamamlanması gerekmektedir (109).

PEEK Materyalinin CAD/CAM Sistemleri İle Üretilmesi

Yüksek performanslı polimerlerin sahip olduğu mekanik avantajların yanında CAD-CAM teknolojisiyle kullanıldığında seramiklere kıyasla daha hızlı işlenebilmesi, frezlerin ömrünü uzatması ve daha düşük maliyetler oluşturması gibi özellikleri de polimerlere olan ilgiyi arttırmıştır (110).

Peek materyali CAD/CAM sistemleri için üretilen disk ve bloklar dışında preslenmiş palet ve granüler formda da üretilir. Pelet ve granüler formdaki PEEK polimeri ısıyla presleme veya eritme yöntemleri ile üretilmektedir (11).

CAD-CAM sistemi kullanılarak üretilen PEEK alt yapılı restorasyonların zirkonya kronlar kadar düşük marjinal ve internal aralık değerleri gösterdiği ve klinik olarak kabul edilebilir seviyede olduğu gösterilmiştir (26).

2.5. Yüzey Modifikasyon Yöntemleri

PEEK polimerinin düşük translüsent özelliği ve grimsi, kahverengi rengi nedeniyle tek başına restorasyonlarda kullanılması estetik değildir. Özellikle anterior restorasyonlarda bu özellik büyük bir dezavantajdır. Fakat hala metal alaşımlarına göre diş rengine daha yakın restorasyonlar üretilebilmesine imkân verir (6). PEEK kullanılarak yapılan restorasyonlarda yeterli estetiği elde etmek için PEEK polimerinin alt yapı üretiminde kullanılması gerekir. Bu alt yapı materyalinin porselen veya kompozit rezin kullanılarak veneerlenmesi gerekmektedir. PEEK alt yapılı restorasyonlarda fonksiyon ve uzun dönem stabilite sağlanması için venter materyali ile PEEK arasında uygun değerde bir bağlanma sağlanmalıdır (39). Yüksek miktarda

bağlanma kuvveti oluşturmak için materyalin adeziv madde ile hem kimyasal bağlanması hem de mikro mekanik bağlanması gerekmektedir (111). PEEK polimerinin hidrofobik olması ve biyoinert özellik göstermesi materyalin adeziv özelliklerini olumsuz yönde etkilemektedir (112).

PEEK polimeri aynı zamanda düşük yüzey enerjisine sahiptir. Islanabilirliği oldukça düşük bir polimerdir. PEEK alt yapı ile verner materyali arasındaki adezyon kuvvetini artırabilmek için bu yüzey enerjisinin artırılması gerekmektedir (39).Yapılan çalışmalarda saf PEEK materyalinin ıslanabilirliği artırılmadan her hangi bir adeziv madde ile arasında bağlanmanın yeterli düzeye ulaşmadığı gösterilmiştir (113).

Bağlanma kuvvetini artırmaya yönelik çalışmalarda bilim insanları iki yola başvurmuştur. Birincisi PEEK polimerine yönelik kompozit rezinlerin hazırlanması diğeri ise PEEK alt yapının çeşitli yüzey şartlandırma işlemlerine tabi tutulmasıdır (114). Peek yüzeyine uygulanan çeşitli yüzey şartlandırma prosedürleri sonucunda yüzey pürüzlülüğü artarken yüzey enerjisi de artacaktır. Ayrıca hidrofilik özelliği artacak ve yüzey alanının artmasıyla birlikte adezyona katkı sağlayacaktır (35,36). Yüzey şartlandırma işlemleri ile materyalin temel özellikleri değiştirilmeden yalnızca yüzey özellikleri değiştirilmektedir. Bu sayede materyalin ıslanabilirliğinin artırılması amaçlanmaktadır (10).

PEEK materyaline uygulanan yüzey modifikasyon yöntemleri;

Alüminyumoksit (Al_2O_3) kumlama (112),

Tribokimyasal silika kaplama (112),

Kimyasal asitleme (39),

Plazma işlemi (40),

Çeşitli lazer sistemleri (115).

2.5.1. Alüminyumoksit (Al_2O_3) Kumlama

Kumlama prosedürü dental alanda sıklıkla tercih edilmektedir (116). Yüzey pürüzlendirme işlemleri arasında en kolay uygulanabilir olma özelliğini taşımaktadır. Kumlama işlemi, dental uygulamalarda; dental implantların yüzey hazırlığı, simantasyon öncesi metal ve porselen restorasyonların hazırlığı, ortodontik braketleme ve daha pek çok alanda sıklıkla kullanılmaktadır. Kumlama işlemi ile mikro mekanik tutuculuk sağlanması için yüzey pürüzlülüğünün artırılması ve yüzeydeki debrisin uzaklaştırılması amaçlanmaktadır (112,117).

2.5.2. Tribokimyasal Silika Kaplama

Tribokimyasal silika kaplama işlemi; silika ile muamele edilmiş Al_2O_3 partiküllerinin yüksek hızla materyal yüzeyine gönderilmesi ve yüzeyde silika katmanı oluşturulması esasına dayanmaktadır (118).

Hallmann ve ark. (119) yaptıkları çalışmada, tribokimyasal silika kaplanmış PEEK yüzeylerin kompozit veneer materyaline adezyon kuvvetinin düşük olduğunu bildirmişlerdir. Bu durumu, silika parçacıklarının PEEK yüzeyine gevşek bir şekilde tutunmasına ve PEEK yüzeyi ile silika parçacıkları arasında kimyasal bir bağ oluşmamasına bağlamışlardır.

2.5.3. Asitlerle Yüzey Modifikasyonu

PEEK yüzeyine uygulanan asit ile PEEK'in yüzeysel tabakası üzerindeki fonksiyonel karbon-oksijen grupları artmakta, böylece adeziv sistem bileşenlerinin bağlanabileceği fonksiyonel gruplar ortaya çıkmaktadır (120).

Asit ile pürüzlendirme uygulamalarında kullanılan asitlerden birisi de; piranha çözeltisidir. Bu çözelti, güçlü bir oksitleyici ajan olup, kimyasal olarak peroksimonosülfürik asit olarak isimlendirilen, yüksek yoğunluğa sahip sülfürik asit (H_2SO_4) ve hidrojen peroksitten (H_2O_2) oluşan bir bileşimdir (25).

PEEK'in yüzey modifikasyonu için kullanılan asitlerden diğer biri ise sülfürik asittir. PEEK materyalleri yoğun sülfürik asit benzeri kuvvetli asitler dışındaki asitlerde çok az çözünürlüğe sahiptir. PEEK'in kimyasal yapısı bu zayıf asitlere karşı çözünme direncini açıklamaktadır (121). PEEK yüzeyine uygulanan sülfürik asit, benzen halkaları arasındaki karbonil ve eter gruplarına etki etmektedir (25). Bu durum, PEEK polimerinin oksidasyonuna, yüzey kutuplaşmasının artmasına, aromatik halkanın açılmasına ve daha sonra adeziv sistem ile reaksiyona girebilecek daha fazla fonksiyonel grubun ortaya çıkmasına neden olmaktadır (122). Yüzey kutuplaşmasındaki artış, adeziv sistemin PEEK polimerine yayılımını arttırmakta, bu da daha güçlü bir bağlanma kuvvetine neden olmaktadır (86). PEEK molekülünün yapısındaki benzen halkasının sülfonasyonu, sülfürik asit kullanıldığında gerçekleşmektedir. Sülfonik asit grupları, PEEK yüzeyinde adeziv sistemlerdeki metakrilatlarla etkileşime girmektedir. Bu durum, diğer zayıf asitlere göre sülfürik asit uygulamasının, PEEK ile kompozit veneer materyali arasında daha yüksek adezyon kuvvet değerlerinin ortaya çıkarmasını açıklamaktadır. Fakat sülfürik asidin DNA hasarına yol açabileceği ve aşırı korozyona sebep olma özelliğinden dolayı canlı doku temasının ciddi hasarlara yol açacağı belirtilmiştir (10,116).

Yüzey pürüzlülüğünü artırmak ve adeziv sistemler ile olan bağlantıyı kuvvetlendirmek adına yapılan birçok çalışmanın neticesinde %98'lik sülfürik asit kullanımı birçok araştırmacı tarafından önerilmektedir (39).

2.5.4. Plazma İle Yüzey Modifikasyonu

Yüzey modifikasyon yöntemlerinden diğeri ise aşındırma, polimerizasyon, yüzey aktivasyonu ve temizleme amacıyla kullanılan plazma işlemidir (16). Plazma; fiziksel olarak "pozitif ve negatif yüklerin birbirine eşit yoğunluğa sahip olduğu iyonize gaz" şeklinde tanımlanmaktadır (123). Başka bir deyişle plazma: katı bir madde, çoğunlukla sabit bir basınç altında sıcaklığı arttırıldığı zaman sıvı hale geçer. Sıcaklık değerleri yükseldikçe; sıvı halden gaz haline geçer. Daha yüksek sıcaklıkta ise gaz içindeki moleküller, düzensiz doğrultularda serbestçe hareket eden gaz atomlarını oluşturacak şekilde ayrışırlar. Eğer sıcaklık daha fazla arttırılırsa, gaz atomlarından bir ya da birkaç elektron kopar ve gaz atomları serbestçe hareket eden

elektronlara ve pozitif iyonlara ayrılmış olur (124). Bu şekilde maddenin “dördüncü hali” olan plazma oluşur (125).

Plazma; doğal plazma ve yapay plazma olarak iki şekilde bulunmaktadır. Yıldızlar, iyonosfer, kutup ışıkları, güneş ve şimşekler doğal plazma örnekleridir. Yapay plazmalar ise laboratuvar koşullarında ısı, ışın, manyetik enerji ve elektrik enerjisi ile üretilmekte ve bu mevcut enerjinin kesintisiz olması halinde plazma hali devam ettirilebilmektedir (126).

2.5.5. Lazer İle Yüzey Modifikasyonu

Lazer uygulamaları 1960 yıllarına dayanmaktadır. Başlarda önemsenmeyen bir teknolojik yöntem olarak gündeme gelmiş olsa da günümüzde farklı birçok amaçla kullanım alanı bulmuştur. Tıp ve dental alanda kullanılmak üzere noktasal ısı kaynağı olarak geliştirilmiştir (127).

Lazer; radyasyonun uyarılması ile ışık şiddetinin güçlendirilmesi olarak tanımlanır. Lazer terimi ismini “Light Amplification by Stimulated Emission of Radiation (LASER)” kelimelerinin ilk harflerinden almaktadır (128).

Lazerler uygulamalarında kullanılan terimler;

- Enerji: İş yapma yeteneği enerji olarak adlandırılır ve Joule (j) /miliJoule (mj) olarak ifade edilir.
- Güç: Zamanla tamamlanan işin ölçümüdür ve Watt (W) ile ifade edilir. (1Joule= 1 Watt /sn)
- Frekans: Saniyedeki atım sayısı olarak tanımlanır. Hertz (Hz) ile ifade edilir.
- Ortalama güç: Dokuyu belli bir süre boyunca sürekli olarak etkileyen güçtür. Lazer sürekli modda çalışıyorsa, ortalama güç çıkış gücüdür. Lazer atımlı olduğunda ortalama güç; çıkış gücünün lazerin yayıldığı sürenin yüzdesiyle bölünmesidir (129).

Lazer ile yüzey modifikasyonu;

1-Lazer ışınının materyal yüzeyi ile etkileşime girmesiyle ilk olarak serbest elektronların ortaya çıkması,

2- Serbest elektronların gelen lazer enerjisini absorbe ederek hızlanması,

3-Çarpışmalarla yeni serbest elektronlar oluşturması,

4-Ortamdaki serbest elektronların belli bir yoğunluktan sonra sıcak plazma gibi davranması,

5-Plazmanın enerjisini materyalin atom ve moleküllerine aktararak yüzey modifikasyonunu gerçekleştirmesidir (130).

Diş Hekimliği Alanında Kullanılan Lazerler

Argon Lazer

En çok kullanılan iyon lazerdir. Bu lazerlerin 488 nm dalga boyu ile mavi ışık ve 514 nm dalga boyu ile mavi-yeşil ışık yayan iki dalga boyu diş hekimliğinde kullanılmaktadır. 488nm dalga boyu kompozitlerin polimerizasyonunun başlaması için ihtiyaç duyulan dalga boyudur. Polimerizasyon süresini azaltır ve kompozit rezinlerin daha az sıvı absorbe etmesini sağlar. Dişle lazer temas ettiğinde, çürük varsa koyu portakal ve kırmızı renk alır, bu da çürüğün kolay bulunmasını sağlar 488 nm dalga boyuna sahip olan argon lazer kompozit rezin uygulamalarında, diş beyazlatma işlemlerinde ve çürük önleyici çeşitli tedavilerde kullanılmaktadır (131).

Karbondioksit (CO₂) Lazer

Etken madde gaz olup 10600 nm dalga boyunda kullanılır. Yumuşak dokuya uygulanır. Hidroksiapatit tarafından en fazla absorbe edilen lazerdir. Yumuşak doku insizyonu ve aşındırması, diş eti işlemleri, oral ülserlerin tedavisi, frenektomi, preprotetik cerrahi, submuköz apselerin tedavisi, sert ve yumuşak doku cerrahisi, periodontal tedavi, mine ve dentinin pürüzlendirilmesi, çürüğe direncin artırılması, kavite preparasyonu, dentin aşırı duyarlılığının giderilmesi, kavite ve kök kanalı sterilizasyonu, kök kanalının şekillendirilmesi, pulpa kaplaması, diş beyazlatmasında kullanılırlar (131).

Diyot Lazer

Diyot lazer, yarı iletken lazerler olup, yarı geçirgen kristallerin alüminyum, indiyum, galyum ve arsenik gibi elementler ile yapılmaktadır. Bu lazer tüm küçük yumuşak doku cerrahi uygulamaları için kullanımı mevcuttur (127).

Erbium-doped: Yttrium, Aluminum ve Garnet (Er:YAG) Lazer

1972 yılında kullanıma başlanmış ve diş sert dokudaki uygulaması ilk defa 1988 yılında gerçekleştirilmiştir. Mine ve dentin aşındırmasında başarılı olduğu çeşitli vakalar üzerinde gösterilmiştir. Dental alanda kavite preperasyonunda ve yumuşak doku işlemlerinde kullanılmaktadır. Sudaki absorpsiyonunun fazla olması sayesinde doku bozunması ve ısı artışı en az olan lazer çeşididir. Bu da her iki dokuda da minimum termal hasar ile kullanılabilmesine imkan vermektedir. Bu nedenle su püskürtme sistemi ile kullanımı önem arz etmektedir (127).

Neodymium-doped: Yttrium-Aluminum ve Garnet (Nd:YAG) Lazer

Yakın kızıl ötesi özelliği gösteren Nd:YAG lazer 1064 nm dalga boyunda kullanılmaktadır. Yüksek bir penetrasyon derinliğine sahiptir. Koyu ve pigmente dokular tarafından absorpsiyonu fazla olan Nd:YAG lazerler, diş hekimliğinde yumuşak dokuların eksizyonu ve koagülasyonu amacıyla kullanılmaktadırlar (2,46). Bu lazerin post-operatif ağrı ve enfeksiyon riskini azaltması, sütür ihtiyacını ortadan kaldırması ve genellikle lokal anestezi gerektirmemesi gibi özelliklerinden dolayı cerrahi işlemlerde kullanımı avantajlıdır (127).

2.6. Kompozit Resinler

Kompozit resinlerin dental ekipmanların arasına dahil olması 1960'lı yılların başlarıdır. Fiziksel özellikleri akrilik ve silikatlara göre daha iyidir. Klinik özellikleri zaman geçtikçe geliştirilmekte ve yeni özellikler kazandırılmaktadır. Aşınmaya karşı dirençli, boyutsal stabilitesi iyidir. İlk üretilenlerin polimerizasyonu kimyasaldır. Daha sonra geliştirilen bu ürünler UV ışınlarla polimerize edilmektedir. Günümüz teknolojisinde tüm bunların yerine görünür ışıkla polimerize olan kompozit resin materyalleri üretilmektedir (132).

Kompozit rezin üç ana komponentten oluşmaktadır. Bunlar; organik polimer matriks, inorganik doldurucu parçacıklar, silan coupling ajandır. Bunlara ilave olarak polimerizasyon başlatıcı sistemler de kompozitin önemli yapı taşları arasında yer alır (132).

Organik faz: Monomerler, ko-monomerler, inhibitörler, polimerizasyon başlatıcılar ve ultraviyole stabilizatörlerinden oluşmaktadır. Dimetakrilat monomeri ihtiva etmektedir (132).

İnorganik faz: Organik matriks fazı içine dağılmış çeşitli büyüklükteki kuartz, borosilikat cam, lityum aliminyum silikat, stronsiyum, baryum gibi inorganik doldurucu partiküllerden oluşur. Günümüzde fiziksel avantajlarından dolayı cam içerikli materyallerde kullanılmaktadır (132).

Bağlayıcı Faz: İnorganik faz ve organik fazın bağlanması, bağlayıcı faz (ara faz) ile sağlanır. Ara faz organik silisyum bileşiği olan silanlardan oluşur (133).

Kompozit rezinler polimerizasyon çeşidine göre temelde üç gruba ayrılmaktadır. Işıkla polimerize olan, kimyasal yolla polimerize olan ve hem kimyasal hem ışıkla polimerize olan kompozit rezinler kullanılmaktadır. Resin içeriğindeki başlatıcı moleküller polimerizasyon sürecini başlatırlar (134).

Kompozit rezinlerin kırılma dayanımı ve aşınmaya karşı direnci yüksektir. Su emilimi ve ağız sıvılarında çözünürlük göstermez. Biyouyumlu bir materyaldir. Optik özellikleri iyidir. Her hangi bir estetik problem oluşturmayacak şekilde renk alternatifi mevcuttur. Fakat günümüz kompozit sistemlerinde polimerizasyon büzülmesinde kaynaklanan kenar renklenmesi, kasp kırıkları post operatif hassasiyet ve sekonder çürükler görülmektedir (135-136).

Kavite tipi, şekli, boyutu, uygulanan bölge, estetik beklentiler gibi farklı kriterler için çok sayıda kompozit rezin tipi piyasada mevcuttur. Bunlar, sırasıyla, nanokompozitler, akışkan kompozit rezinler, ormoserler, self-adeziv kompozit rezinler, siloran bazlı, fiberle güçlendirilmiş ve bulk fill kompozitlerdir (132).

Dental alanda adeziv sistemlerin gelişmesi ile birlikte çürük diş yapısının kaldırılmasında sonra kalan sağlıklı diş dokusunun dayanıklılığının artırılması, estetik restorasyonlar ve bu restorasyonların minimal invaziv işlemler ile dahi yapılabilmesi artık mümkündür (133).

Kompozit rezinlerde renk stabilitesi ve bağlanma dayanımı sağlayan uretan dimetaklirat (UDMA) aynı zamanda çoğu kez monomer olarak kullanılan ise bisfenol glisidil metaklirattır (BisGMA) (134). Kullanılan bu monomerler rezinin akışkanlığının azalmasına sebep olmaktadır. Bu etkiyi azaltmak için yapıya bir ko-monomer olan trietilen glikol di metaklirat (TEGDMA) ilave edilmiştir (133).

Dolgu maddesinin çeşitli etkenler ile hekim kontrolü dışında zamanla polimerize olmasının önüne geçmek adına içerisine fenol türevi bileşikler ilave edilmiştir. Görünür ışık ile polimerize olan kompozitlerde 450- 500 nm dalga boyundaki ışığı absorbe ederek polimerizasyonu başlatan initiatörler kullanılmaktadır. Bu iş için en çok kullanılan, kamferokinon'dur. Işığın etkisiyle kamferokinon harekete geçmekte, amin ile reaksiyona girip serbest radikaller oluşturmaktadır (137).

2.6.1. Kompozit Rezinlerde Sınıflandırma

İnorganik partikül büyüklüğüne göre sınıflandırma (133) :

- 1- Megafil kompozitler
- 2- Makrofil kompozitler
- 3- Minifill kompozitler
- 4- Mikrofill kompozitler
- 5- Nanofill kompozitler
- 6- Hibrit kompozitler

Viskozitelerine göre sınıflandırma (133) :

1. Kondanse olabilen kompozitler
2. Akışkan kompozitler

Polimerizasyon yöntemlerine göre kompozit rezinlerin sınıflandırılması (133):

1. Otopolimerizan kompozitler
2. Görünür ışıkla polimerize olan kompozit rezinler
3. Hem kimyasal hem de ışık ile polimerize olan kompozit rezinler.

İnorganik Partikül Büyüklüğüne Göre Sınıflandırma;

Megafil Kompozitler

Günümüzde artık kullanımı tercih edilmeyen bu kompozit türünde partikül büyüklüğü 50- 100 μm arasında değişmektedir (133).

Makrofil Kompozitler

Boyutları 50- 100 μm arasında değişen partiküllerden oluşurlar. Yeterince parlatılamazlar. Aşınmalara karşı direnci mikrofil kompozitlerden daha düşükken polimerizasyon büzölmeleri mikrofil kompozitlerden daha fazladır (133).

Minifill Kompozitler

İçerdiği partikül miktarı makrofil kompozitlerden daha fazladır ve boyutları 0,1 ile 1 μm arasındadır (133).

Mikrofill Kompozitler

1970'li yıllarında kullanıma sürölen bu kompozit türlerinde partikül büyüklüğü 0,03-0,05 μm arasındadır. Mine yüzeyine benzer özellikler gösterirken makrofil kompozitlerden daha iyi cilalanabilir özellik gösterirler. Polimerizasyon büzölmesi makrofil kompozitlere göre daha az görülür. Estetik görünümün önem arz ettiği bölgelerde kullanılırlar (133).

Nanofill Kompozitler

Nano teknoloji ışığında üretilen ve 20 - 75 nm boyutlarında parçacıklardan oluşan nanofil kompozitler iyi optik özelliklere sahiptir. Cilalanabilme, artmış mekanik özellikler, düşük polimerizasyon büzölmesi gibi özelliklere sahiptir (133).

Hibrit Kompozitler

1980'lerin sonunda makrofil ve mikrofil kompozitlerin avantajlı özelliklerini bir araya getirebilmek amacıyla geliştirilmiştir. 0,1 μm 'den 3 μm 'ye kadar farklı boyutlarda partikül bulundurması nedeniyle hibrit olarak isimlendirilmiştir. Hibrit türünün belirlenmesinde büyük partikül adı kullanılır; örneğin; büyük olan partikülün büyüklüğü minifill düzeyinde ise kompozit minifill hibrit olarak adlandırılır. Bu kompozitlerin dayanıklılıkları ve aşınma dirençleri iyidir ve polisajlanabilirlikleri mikrofil kompozitlere göre daha iyidir. Estetik alanlarda kullanımı uygundur (133).

Viskozitelerine Göre Sınıflandırma:

Kondanse Olabilen Kompozitler

İnorganik doldurucu oranı ve partikül miktarı artırılarak tepilebilme özelliği kazandırılan bu kompozitlerin fiziksel özellikleri hibrit kompozitlerden daha iyi değildir. Basınç uygulanarak kaviteye yerleştirilir, ideale yakın kontakt noktası oluşturulabilir. Ancak yüzey özellikleri iyi değildir (133).

Akışkan Kompozitler

Doldurucu oranı ve viskozitesi azaltılmış hibrit kompozitlerdir. Artık monomer miktarı fazla görülür. Basınçlara karşı dayanıklı değildir. Polimerizasyon büzülmesi diğerlerine göre fazla görülür. Küçük restorasyonlarda ve tepilebilir kompozitlerin altında stresi absorbe etmesi için kullanılırlar (133).

Polimerizasyon Yöntemlerine Göre Kompozit Rezinlerin Sınıflandırılması

Otopolimerizan Kompozitler

Kimyasal olarak aktive olan kompozitler olarak da bilinirler. Başlatıcı olarak dibenzol peroksit, akseleratör olarak da tersiyer aminler kullanılmaktadır. Otopolimerizan kompozitler genellikle iki pat halinde bulunurlar ve bu patlar karıştırılmaya başlayınca polimerizasyon da başlamış olur (133).

Görünür Işıkla Polimerize Olan Kompozit Rezinler

Işıkla polimerize olan kompozitlerde polimerizasyonu başlatan maddeler ve katalizörler kullanılmaktadır. Polimerizasyonu başlatacak olan madde 420-470 nm dalga boyunda, mavi veya normal renk görünür ışık ile aktive olur ve reaksiyonu başlatır (133).

Hem Kimyasal Hem De Işık İle Polimerize Olan Kompozitler

Polimerizasyon reaksiyonu ışık ile başlar ve kimyasal olarak devam eder. Dual-cure kompozitler olarak da isimlendirilirler (133).

2.7. Rezin Simanlar

Adeziv sistemler ile ilgili yapılan çalışmalar genel olarak karşılaşılan istenmeyen etkileri ortadan kaldırmaya yöneliktir. Bunun yanında daha estetik sonuçlar ve daha etkin bir bağlanma hedeflenmektedir. Rezin simanların mekanik olarak geleneksel simanlara göre birçok olumlu yönünün olması çalışmaları rezin sistemler üzerinde yoğunlaştırmıştır (138).

Su absorpsiyonunun olmaması, estetik olması, hem diş hem de restoratif materyale adezyonunun olması, çalışma süresinin uzun olması rezin simanların avantajları arasındadır (139).

Rezin simanlar da tıpkı kompozitler gibi 3 ayrı fazdan oluşmaktadır. Bunlar organik polimer matriks faz, inorganik faz ve bu iki fazı birbirine bağlayan ara faz (140).

Organik polimer matriks faz;

Matriks fazın temel bileşenidir. Kompozit sistemlerinde bisfenol glisidil dimetakrilattır (Bis-GMA) kullanılır. Bu monomerin su absorpsiyonu ve akışkanlığı oldukça düşük olması nedeniyle rezin simanlarda üretan dimetakrilat (UDMA) monomer olarak tercih edilmeye başlanmıştır. Materyalin kıvamının daha da akışkan hale getirilmesi için içerisine trietilen glikol dimetakrilat (TEGDMA) monomeri ilave edilmiştir (141).

İnorganik faz;

Rezinin yapısal özelliklerini geliştirmek amacıyla matrikse çeşitli şekil ve büyüklükteki kuartz (kristalin silika), borosilikat cam, lityum alüminyum silikat, stronsiyum, baryum, çinko, iterbiyum, cam, baryum alüminyum silikat gibi inorganik doldurucu partiküller eklenir. Atom ağırlığı yüksek stronsiyum, baryum, zirkonyum ve iterbiyum elementleri radyoaktifiteyi sağlamaktadır (142).

Rezinlerin yapısal özelliklerini doldurucu partiküllerin boyutu, hacmi ve miktarı belirler. Partikül oranı yükseldikçe organik matriks oranı düşer, ısı genleşme katsayısı, polimerizasyon büzülmesi ve su emilimi azalır ve dayanıklılık artar. Böylelikle partikül oranı artırılarak avantajlı özelliklerin geliştirilebileceği ifade edilmiştir (15,16). Fakat simandaki doldurucu oranının artırılması viskozitenin ve film kalınlığının artması ile sonuçlanır (141).

Ara faz;

Ara faz matriks ile doldurucular arasındaki bağlantıyı kurar. Buna öncülük eden silan bağlayıcı ajanlardır. Bir uçları hidroksil grupları ile bağlanabilirken, diğer uçları matriks fazdaki monomer ile çift bağlar şeklinde kopolimerize olabilmektedir (141).

2.7.1. Rezin Simanların Sınıflandırılması

Total-Etch Rezin Simanlar (Asitlenen ve Yıkayan Adeziv Sistemlerle Birlikte Kullanılan Rezin Simanlar)

Bu rezin simanlar uygulama alanının hazırlık basamaklarına göre ikiye ayrılır. 3 aşamalı rezin simanlarda asit %30-40 konsantrasyonda fosforik asit ile yüzey koşullandırma işlemi yapılır. Buna takiben adeziv ajandan ayrı bir preperat halinde bulunan primer ajan uygulaması yapılır. Daha sonra adeziv ajan ve rezin uygulanır. 2 aşamalı sistemlerde ise uygulanan primer ve adeziv ajan aynı preperatta bulunur ve asitleme işleminden sonra yüzeye uygulanır (143). Burada primer solüsyon hidrofilik özellik gösterirken adeziv ajan hidrofobik özellik gösterir (144). Asitleme işleminin

amacı smear tabakasını uzaklaştırıp, kollojen fibrilleri açığa çıkararak mikroretantif bir oluşum sağlamaktır (141).

Self-Etch Rezin Simanlar (Kendinden Asitli Adeziv Sistemlerle Birlikte Kullanılan Rezin Simanlar)

Ayrıca bir fosforik asit uygulaması gerektirmeyen bu sistemlerde mine ve dentini aynı uygulama esnasında asitleyebilen monomerler içerirler. Bu adeziv monomerler en az üç komponent içeren bifonksiyonel moleküllerdir. Üç komponentten ilki fosfat grubu, ikincisi asit adeziv grubu, üçüncüsü ise ara bağlantı grubudur (145).

Fosforik asit veya asidik fosfat gibi fosfor içeren monomerlerin mine ve dentini asitleme özeliği vardır. Günümüzde kullanılan fosfor içeren monomerler 10-MDP (10-metakriloloksidesil dihidrojen fosfat), HEMA-P (2-hidroksietil metakril dihidrojen fosfat) ve PENTA-P'dir (dipentaeritrol pentaakrilol dihidrojen fosfat). Kendinden asitli adeziv sistemlere ilave edilen polimerize olabilen karboksilik asitler ise 4-META (4-metakriloloksietil trimellitat anhidrit) ve MAC- 10'dur (karbonik monomer) (145).

Self-Adeziv Rezin Simanlar

Self adeziv rezin simanlar yüzeye tatbik edilmeden önce her hangi bir ön hazırlık gerektirmemektedir. Tek başına uygulanır. Başka bir adeziv sistemi yoktur. Bu nedenle de smear tabakasını yüzeyden uzaklaştırmaz. Bu bize postoperatif hassasiyetin önlenmesi avantajını getirir (146).

Self-adeziv rezin simanlar kimyasal yolla veya ışık ile polimerize olabilirler. Polimerizasyon neticesinde çapraz bağlar ile oluşan polimerler meydana gelir. Bu polimerizasyonun ilk safhalarında pH'ı 1'dir, sonraki aşamalarda bu değer artarak 6'ya çıkar. Bu nötralizasyon sırasında su oluşumu gerçekleşir. Meydana gelen su molekülleri rezinin ıslanabilirliğini artırırken diş dokusuna adaptasyonunu da artırır (141).

2.8. Bağlanma Dayanımı Ölçüm Yöntemleri

Bağlanma dayanımı testleri adeziv sistemlerinin etkinliklerinin değerlendirmek için en sık kullanılan yöntemlerdir. Bu testler genellikle dişten veya bir materyalden hazırlanan örneklerin kayma, çekme veya kırma kuvvetlerine karşı dayanımını inceler. Laboratuvar ortamlarında en çok tercih edilen mikrotensile (μ TBS) ve mikroshear (μ SBS) test yöntemleridir. İdeal bağlanma dayanımı testi düşük teknik hassasiyette, kolay ve kısa sürede gerçekleştirilebilir olmalıdır (147).

Bağlanma testlerinde yük uygulama hızı genellikle 0.5 mm/dk olarak tercih edilmektedir. Bağlantı direnci, uygulanan yükün birim alana bölünmesi ile pound/inch², kg/cm², N/mm² (MPa) olarak ifade edilebilir (148).

2.8.1. Makaslama Bağlanma Dayanımı Testi (Shear Bond Test-SBS)

İki materyal arasındaki bağlanma dayanımını değerlendirmek için en çok kullanılan yöntemdir (149). İki farklı materyal arasında ayrılma başlayana kadar makaslama kuvveti uygulanmaktadır. Uygulanan en fazla kuvvet miktarının yüzey alanına bölünmesi ile makaslama bağlanma dayanımı değeri elde edilir (150).

2.8.2. Çekme Testi (Tensile Bond Strength-TBS)

Aralarında tutunma görülen iki farklı materyalin bağlanma yüzeyine dik olacak şekilde ve tek bir ekseninde çekme kuvveti uygulanması esasına dayanan bir test yöntemidir. Çekme bağlanma dayanım değeri, tutunmanın bozulduğu andaki kuvvetin bağlanma yüzey alanına bölünmesi ile elde edilmektedir (151).

2.9. Yüzey Analiz Yöntemleri

Yüzey analizi yapabilmek için günümüzde birçok farklı cihaz kullanılmaktadır. Bu cihazlar;

1. Profilometre,
2. AFM (Atomik kuvvet mikroskobu),
3. EDX (Enerji dağılım spektrometresi)'dir (152, 153).

2.9.1. Profilometre Analizi

Yüzeyin pürüzlülük değerlerinin rakamsal olarak ifade edilmesi için kullanılan cihazlar profilometre cihazlarıdır. Bu cihazlar mekanik ve optik olmak üzere iki gruba ayrılır (154).

Mekanik Profilometreler

İn vitro çalışmalarda materyal üzerinde kullanılan cihazlardır. Bu cihazların çalışma prensibi elmas bir tarayıcının materyal üzerinde gezinmesine dayanmaktadır. Bu sayede yüzey pürüzlülüğü dijital ortama aktarılarak sayısal bir değer elde edilir (154). Bu cihazların kullanımında dikkat edilmesi gereken husus tarayıcı ucun yüzeye dik hareket ettirilmesidir. Bu cihazların kullanımında 3 farklı değer elde edilir. Bunlar Ra, Rz, Rpm değerleridir (155).

- Ra değeri yüzeyin ortalama pürüzlülüğünü,
- Rz değeri yüzeydeki en yüksek sivri uçların ölçümlerinin ortalamalarını,
- Rpm değeri ise yüzeydeki en sık ölçüm noktalarının ortalamalarını ifade eder (155).

Optik Profilometreler

Optik profilometreler, optik bir ışının yüzeyde belirlenen noktalar arasında 3 boyutlu tarama yapması esasına dayanır. Bu şekilde materyal yüzeyinin topografik görüntüsü elde edilmiş olur. Yüzeyin doğal görünümü elde edilir (152, 156, 157).

2.9.2. Atomik Kuvvet Mikroskobu (AFM)

AFM sivri bir prop ucu ile uygulama yüzeyi arasındaki kuvvetlerin algılanması prensibi ile kullanılır. Atomlar arası kuvvet prop ucunun hareketine sebep olur. Uygulama yüzeyi taranırken prop ile yüzey arasında Van der Waals kuvvetlerine, kapiller kuvvetlere ve sürtünme kuvvetlerine dayanan etkileşimler kaydedilmektedir. Girişimsel bir işlem gerektirmeyen bu sistemde nanometre boyutunda yüzey topoğrafisi elde edilir (158,159).

2.9.3. Enerji Dağılım Spektrometresi (EDX)

EDX analizi, X-ray detektörü tarafından materyal yüzeyine yayılan X-ray'lerin sayısının ölçülmesi ve ölçülen X-ray enerjisini voltaj sinyallerine dönüştürerek sinyal işlemcisine göndermesi prensibine dayanmaktadır. Sinyal işlemcisi sinyalleri ölçüp analiz ederek, verileri elde etmektedir. Böylece incelenen yüzeydeki elementlerin dağılımı belirlenmiş olmaktadır (160).

2.10. Taramalı Elektron Mikroskobu (SEM) Analizi

SEM incelemesinde öncelikle örnek yüzeyi primer bir elektron demeti ile taranır. Bu elektronlar incelenecek yüzey ile etkileşime girerek yüzeydeki istenmeyen tanecikleri uzaklaştırır. Sekonder elektronlar ise asıl görüntünün elde edilmesinde kullanılır. Sekonder elektron detektörüne ulaşan elektron sayısı ne kadar fazla ise o bölgenin görüntüsü o kadar parlak olur. Detektöre ulaşan elektron sayısı azaldıkça görüntünün parlaklığı da azalır (161).

2.11. Yapay Yaşlandırma Yöntemleri

İntraoral kullanımı olan dental materyaller ağız ortamındaki değişimlerden etkilenirler. Bu sebeple çalışmalarda klinik olarak uygulanabilir sonuçlara ulaşmak için in vitro olarak bu ortamın taklit edilmesi gerekmektedir. Bu amaçla yapılan işlemlerden biri termal siklustur (148).

Yapay yaşlandırma esnasında meydana gelen sıcaklık değişimleri nedeniyle oluşan mekanik stresler adezyonu etkiler. Genel olarak ağız içerisindeki sıcaklık değişimleri 4-58 °C, 4-60 °C, 5-55 °C, 5-60 °C, 10-50 °C değerler arasındadır. Yapay yaşlandırma testleri ise en yüksek 55 °C, en düşük ise 5 °C arasında yapılmalı, bekleme süresi ise ortalama 30 saniye olarak belirlenmelidir. Yapılan çalışmalarda 10000 termal siklusun yaklaşık olarak 1 yıla denk gelebileceği belirtilmiştir (162,163).

2.12. Hipotez

Bu çalışmanın boş hipotezi (H_0) :

- 1- Farklı yüzey işlemleri PEEK'in yüzey pürüzlülüğüne etki edemeyeceği,
- 2- Farklı yüzey işlemleri PEEK'in kompozit rezin ile olan bağlanma dayanımına etki edemeyeceği,
- 3- Farklı yüzey işlemleri PEEK'in rezin siman ile olan bağlanma dayanımına etki edemeyeceği hipotezi test edilecektir.



3. GEREÇ VE YÖNTEM

Çalışma Cumhuriyet Üniversitesi Bilimsel Araştırmalar ve Projeler Koordinatörlüğü tarafından desteklendi ve Sivas Cumhuriyet Üniversitesi Girişimsel Olmayan Bilimsel Araştırmalar Etik Kurulunun 03.01.2021 tarihli 2021-01/42 no'lu etik kurul kararı ile onaylandı. Çalışmanın örneklerinin hazırlanması ve test aşamaları Sivas Cumhuriyet Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Araştırma Laboratuvarı, Fima Dental Dental Protez Laboratuvarı, Sivas Cumhuriyet Üniversitesi İleri Teknoloji Araştırma ve Uygulama Merkezi ve Erciyes Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Araştırma Laboratuvarında in-vitro şartlarda gerçekleştirildi.

Çalışmamızda daimi ve geçici amaçla kullanılan Polieter eter keton materyallerinden elde edilen örneklerle farklı yüzey işlemleri uygulandı ve bu materyallerin rezin materyalleri ile olan bağlanma dayanımları karşılaştırıldı.

Çalışmada kullanılan materyaller ve kimyasal kompozisyonları, üretici firma bilgileri ile birlikte Tablo 3.1.'de daimi ve geçici PEEK materyallerinin kullanım alanları ve yapısal özellikleri Tablo 3.2.'de verildi.

Tablo 3.1. Çalışmada kullanılan materyaller, materyallerin kimyasal kompozisyonları ve üretici firmaları.

MATERYAL	KİMYASAL KOMPOZİSYON	ÜRETİCİ FİRMA
DAİMİ PEEK	%20 TiO ₂ %80 PEEK	Whitepeaks, CupraPeak (Essen – Almanya)
GEÇİCİ PEEK	%100 PEEK	Ketron® PEEK Bilimplant (Türkiye)
KOMPOZİT REZİN	%60 İnorganik Doldurucu, BIS-GMA, UDMA, BIS-EMA	3M ESPE (ABD)
ADEZİV AJAN	10-MDP (10-Methacryloyloxydecyl dihydrogen phosphate)	Ultradent PEAK Universal Bond (South Jordan, ABD)
REZİN SİMAN	MMA (Methyl methacrylate), silika, %43 İnorganik Doldurucu	3M ESPE Relyx U200 Automix Rezin Siman (Almanya)
AKRİLİK	PMMA	Pancryl (Rubydent/ABD)
SÜLFİRİK ASİT	%98 H ₂ SO ₄	ÖĞER KİMYA (Türkiye)
ALÜMİNYUMOKSİT KUM	%99,6 Al ₂ O ₃	METOXİDE (Almanya)

Tablo 3.2. Daimi ve geçici PEEK materyalinin uygulama alanları ve özellikleri (164,165).

	Uygulama Alanları	Özellikler
Daimi PEEK	-Daimi restorasyonlarda, -Geçici restorasyonlarda, -Hibrit protezlerde alt yapılarında, -Parsiyel protezlerde alt yapılarında, -Daimi ve geçici implant dayanaklarında kullanılmaktadır.	-Weibull'a göre eğilme dayanımı~ 186,6 MPa -Çözünürlük ~ -0.1 µg / mm³ -Su emilimi ~ 4,66 /g / mm³
Geçici PEEK	-Medikal, ilaç ve gıda endüstrisinde, -Geçici abutmentlar, -Dijital ölçü başlıkları, -Üretici firma önerileri doğrultusunda düşük yük altında ve kısa süreli uygulamalarda kullanılmaktadır fakat vücut implantlarında kullanımı firma tarafından önerilmemektedir.	-Sıcaklık direnç ortalaması 20,000 saat kadardır. Bu kullanım periyodundan sonra çekme mukavemetinde yaklaşık %50'lik bir azalma meydana gelir. -Elastik modülü 4,4 MPa'dır.

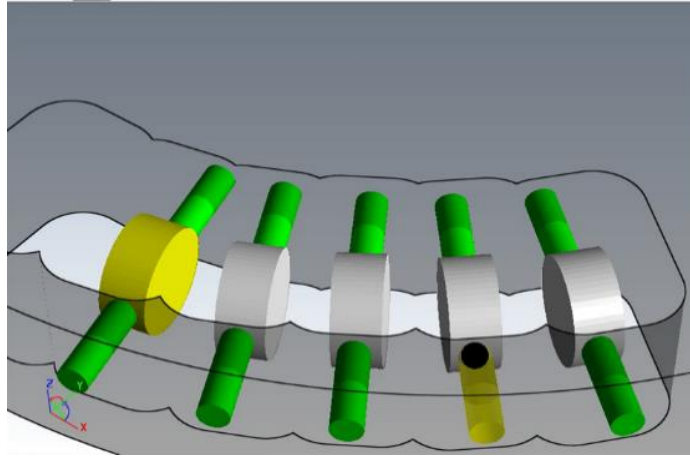
3.1. PEEK Örneklerin Hazırlanması

Geçici PEEK (Ketron® PEEK, Bilimplant / Türkiye) bloklarından 7mm çapında 5m yüksekliğinde 120 adet örnek üretici firmadan temin edildi (Şekil 3.1.).



Şekil 3.1. Geçici PEEK örnekleri.

Daimi PEEK (Whitepeaks, CopraPeek/Almanya) bloklardan örnek elde edilmeden önce 7mm çapında 5mm yüksekliğinde örnek tasarımı Exocad Dental DB.2016.10 (Exocad GmbH, Almanya) programı kullanılarak yapıldı (Şekil 3.2.). Daha sonra daimi PEEK bloklardan CAD\CAM (Yena Dent D30/ İstanbul, Türkiye) cihazında 120 adet örnek kazıma yöntemi ile elde edildi (Şekil3.3.(a,b)).



Şekil 3.2. Örneklerin dijital ortamda tasarımlarının yapılması.



(a)



(b)

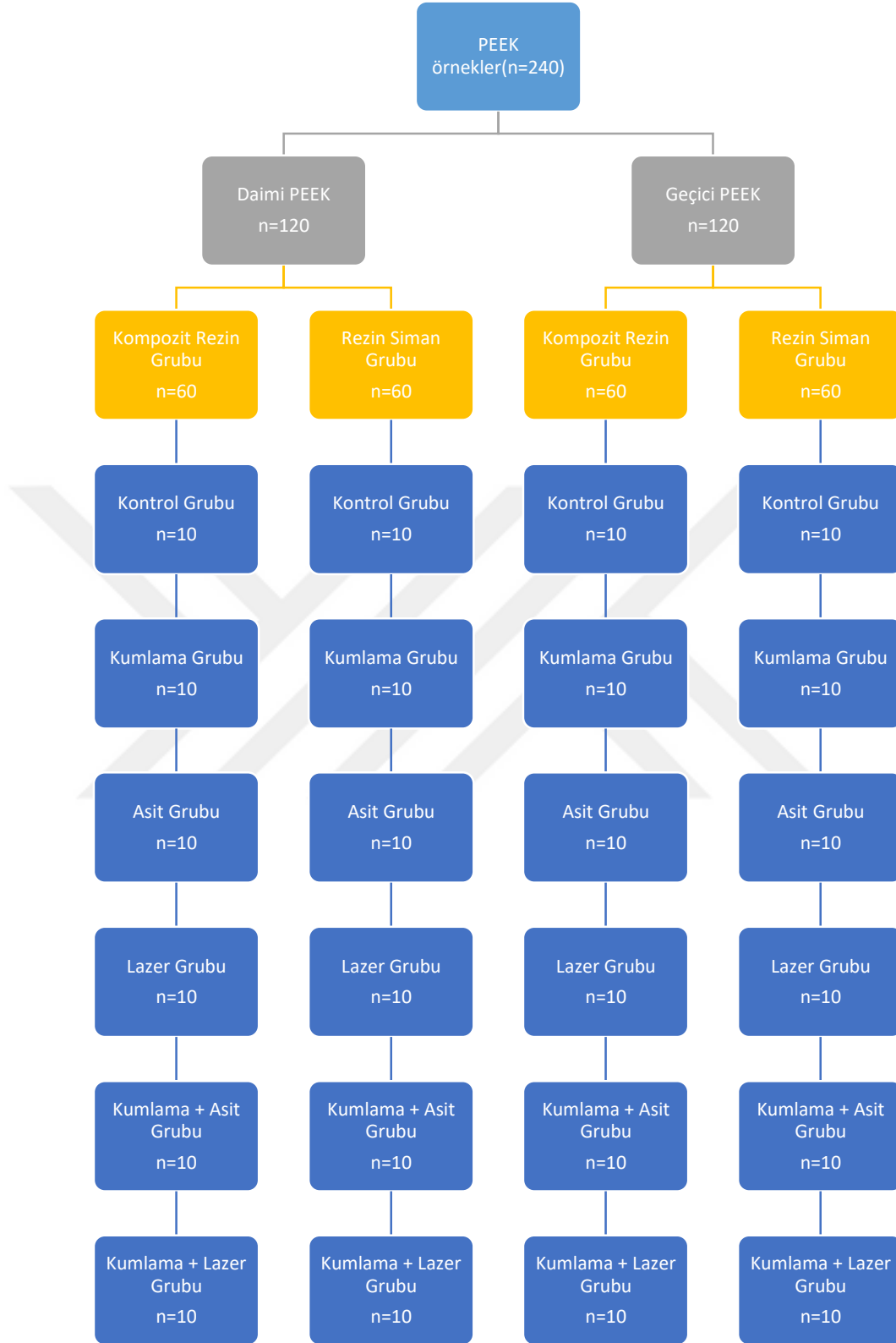
Şekil 3.3. (a) CAD\CAM cihazına yerleştirilen PEEK blok, **(b)** CAD\CAM cihazında kazıma işlemi tamamlanan PEEK blok.

3.2. Örneklerle Yapılan Yüzey İşlemleri

Örnekler ince grenli canavar frezler yardımıyla bloktan ayrıldı ve etrafındaki artıklar temizlendi. Tüm örneklerin, 60 sn. boyunca su altında 800 grenli silikon karbit kâğıtlar ile yüzeyleri düzenlendi.

3.2.1. Örneklerin Gruplandırılması

Daimi ve geçici PEEK örnekleri 2 ana gruba ayrıldı. Farklı yüzey işlemlerinin yapılması için rastgele 6 alt grup oluşturuldu (n=10). Bu alt gruplar sırası ile kontrol, alüminyum oksit (Al_2O_3) kumlama, asit (H_2SO_4) uygulaması, Er:YAG lazer, kumlama + asit, kumlama + lazer olacak şekilde belirlendi. Yüzey işlemlerinden sonra bu alt grupların yarısına kompozit rezin (3M ESPE Universal Kompozit /ABD), diğer yarısına rezin siman (3M ESPE Relyx U200 Automix/ Almanya) uygulandı. Toplamda 240 örnek hazırlandı (Şekil 3.4.).



Şekil 3.4. Daimi ve geçici PEEK örneklerinin gruplandırılması.

3.2.2. Yüzey İşlemleri

Kontrol Grubu

Kontrol grubundaki daimi ve geçici PEEK örneklerinin yüzeylerine herhangi bir yüzey işlemi uygulanmadı.

Kumlama Grubu

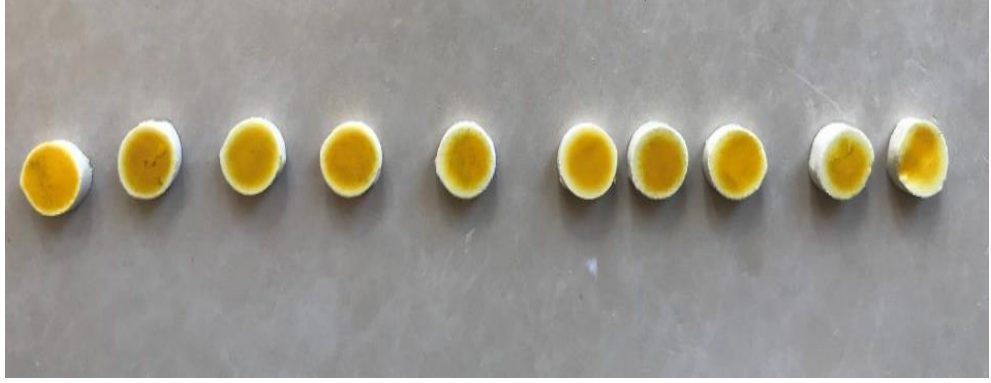
Disk yüzeylerine kalem kumlama cihazı (Ney Blasmete II, A.B.D.) ile 110μ Al_2O_3 partikülleri 10 mm mesafeden 6 atm basınç ile 15 saniye (sn.) boyunca uygulandı (Şekil 3.5.).



Şekil 3.5. Kalem kumlama cihazı.

Asit Grubu

Disk şeklinde örneklerin yüzeylerine %98 konsantrasyonda sülfürik asit (Öğretmen Kimya /Türkiye) (H_2SO_4) 10 saniye boyunca tatbik edildi. Asit bir aplikatör yardımıyla tüm yüzeye dağıtıldı ve 60 sn. bekletildi. Sonrasında basınçlı su ile 5 sn. yıkanan örnekler 10 sn. kuru hava ile kurutuldu (Şekil 3.6.).



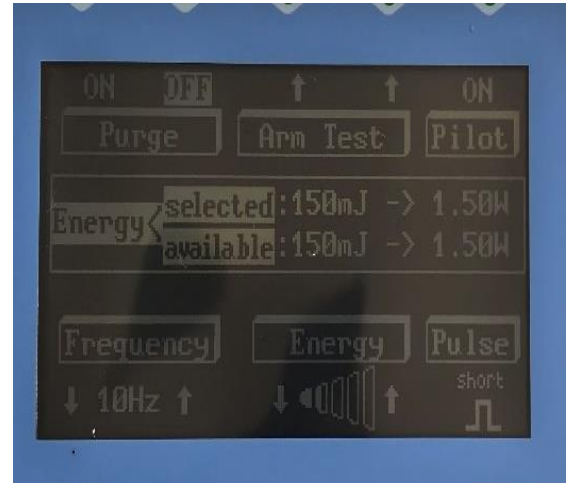
Şekil 3.6. Asit uygulaması yapılan örnekler.

Lazer Grupları

Disk şeklindeki örneklerin yüzeyine fiber optik taşıma sistemi ile 2940nm dalga boyunda 10Hz frekans ile 150mj enerji ve 1.5W gücünde Er:YAG lazer (DEKA SmartLipo/İtalya) 20 sn. boyunca uygulandı (Şekil 3.7.(a,b)).



(a)



(b)

Şekil 3.7. (a) Er:YAG lazer cihazı, **(b)** örnek yüzeylerine uygulanan Er:YAG lazer parametreleri.

Kumlama + Asit Grubu

Disk yüzeylerine kalem kumlama cihazı ile 110μ Al_2O_3 partikülleri 10 mm mesafeden 6 atm basınç ile 15 sn. boyunca uygulandı. Sonrasında ultrasonik temizleme cihazına alınan örnekler, 60 sn. burada temizlendikten sonra örneklerin yüzeylerine %98 konsantrasyonda sülfürik asit (H_2SO_4) 10 sn. boyunca tatbik edildi. Asit bir aplikatör yardımıyla tüm yüzeye dağıtıldı ve 60 sn. bekletildi. Sonrasında basınçlı su ile 5 sn. yıkanan örnekler 10 sn. kuru hava ile kurutuldu.

Kumlama + Lazer Grubu

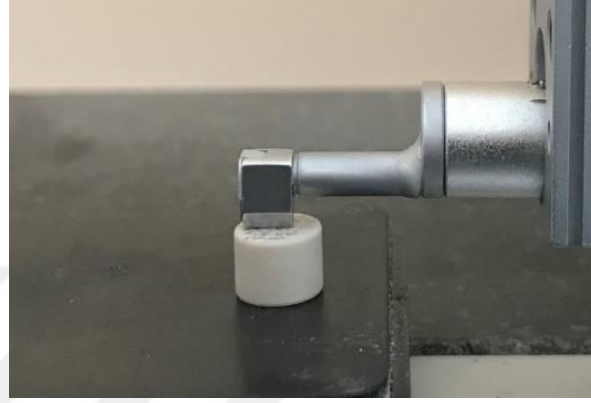
Disk yüzeylerine kalem kumlama cihazı ile 110μ Al_2O_3 partikülleri 10 mm mesafeden 6 atm basınç ile 15 sn. boyunca uygulandı. Sonrasında ultrasonik temizleme cihazına alınan örnekler 60 sn. burada temizlendikten sonra fiber optik taşıma sistemi ile 2940 nm dalga boyunda 10 Hz frekans ile 150 mJ enerji ve 1.5 W gücünde Er:YAG lazer 20 sn. boyunca uygulandı.

3.3. Yüzey Pürüzlülük Değerlendirilmesi

Örneklerin pürüzlülük değerleri profilometre cihazı (Mitutoyo/ Kawasaki/ Japonya) ile yapıldı (Şekil 3.8.(a)). Ölçümlerden önce tüm örnekler bir aparat yardımıyla sabitlendi. Örneklerin yüzeylerinin 3 farklı noktasından ölçüm yapılarak R_a değerleri (μm) kaydedildi. Her bir örnekten alınan 3 farklı R_a değerlerinin ortalaması alınarak ortalama R_a değeri elde edildi (Şekil 3.8.(b)).



(a)



(b)

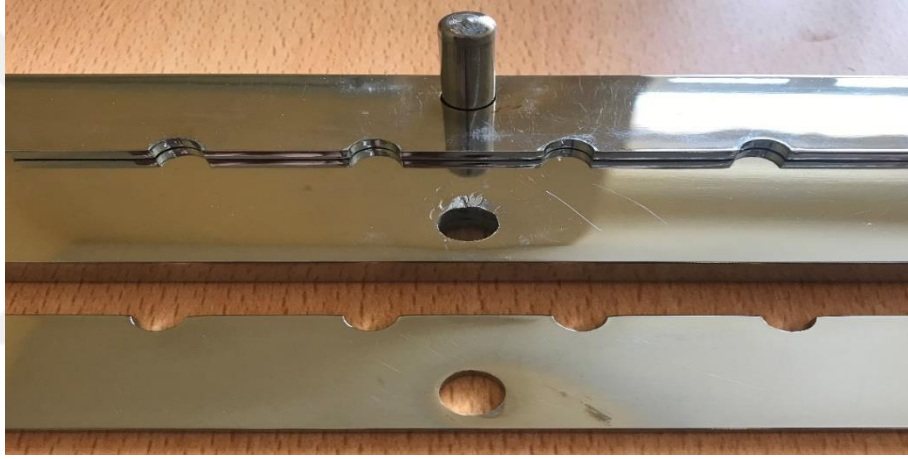
Şekil 3.8. (a) Profilometre cihazı, (b) yüzey pürüzlülük ölçümü.

3.4. PEEK Alt Yapı Üzerine Uygulanan Rezin Materyalleri

7×5 mm boyutlarında PEEK alt yapı üzerine 5×3 mm boyutlarında rezin materyali uygulaması yapılabilmesi için bu çap ve kalınlıklara uygun kalıplar üretildi. İki tabakadan oluşan kalıbın alt tabakasına PEEK alt yapı örnekler yerleştirildi. Bunun üzerine yerleştirilen ikinci tabaka ile rezin materyallerinin PEEK alt yapı materyaline göre doğru konum, çap ve kalınlıkta olacak şekilde yerleştirilmesi sağlandı (Şekil 3.9-3.11).



Şekil 3.9. Rezin uygulaması için üretilen kalıplar.



Şekil 3.10. Kalıba yerleştirilen birinci tabaka.



Şekil 3.11. Kalıba yerleştirilen 2. tabaka.

3.4.1. Kompozit Resin Uygulaması

PEEK alt yapılara kompozit resin (3M ESPE Universal kompozit / ABD) uygulamasından önce örneklerin yüzeyine ilk önce adeziv ajan (Ultradent PEAK Universal Bond/ Almanya) uygulaması yapıldı. Bir aplikatör yardımıyla yüzeye 10 sn. uygulandı. Kuru hava ile 5 sn. kurutuldu. 20 sn. ışık cihazı (VALO Ultradent/ Almanya) ile polimerize edildi. Adeziv ajan uygulanan örnekler kalıpların alt kısımlarına yerleştirildi (Şekil 3.12.-Şekil 3.15.).



Şekil 3.12. Kompozit resin materyali.



Şekil 3.13. Işık cihazı.



Şekil 3.14. Örneklere kompozit uygulamasından önce adeziv ajan uygulaması.



Şekil 3.15. Kalıpların alt kısmına yerleştirilen PEEK örnekler.

Kalıpların üst tabakası vidalar yardımıyla alt tabaka üzerinde sabitlendi. Kompozit resin yerleştirme işlemi esnasında kompozitin kalıplara yapışmaması için deliklere uygun boyutlarda hazırlanmış şeffaf bantlar yerleştirildi.

El aleti ile tepilebilir kompozit resin kalıplara yerleştirildi. Kompozit resin yerleştirildikten sonra 40 sn. boyunca ışık cihazı (Valo, Ultradent / ABD) ile polimerizasyonu tamamlandı. Kalıplardan çıkarılan örnekler farklı yönlerden tekrar ışınıldı (Şekil 3.16.).



(a)



(b)

Şekil 3.16. (a) Kompozit resin uygulaması yapılan örnekler, **(b)** kompozit resin uygulaması tamamlanan örnekler.

3.4.2. Örneklere Rezin Siman Uygulaması

Rezin siman (3M ESPE Relyx U200 Automix / Almanya) uygulaması yapılacak olan örnekler kalıpların alt tabakasına yerleştirildi. Kalıpların üst tabakası alt tabaka üzerine vidalar yardımıyla sabitlendi. Rezin uygulama işlemi esnasında rezin simanın kalıplara yapışmaması için deliklere uygun boyutlarda hazırlanmış şeffaf bantlar yerleştirildi. Automix enjektör yardımıyla rezin siman kalıplara uygulandı ve ışık cihazı ile 20 sn. boyunca polimerize edildi. Örneklerin kalıplardan çıkarıldıktan sonra polimerizasyonunun tamamlanması için farklı yönlerde 10 sn. daha polimerize edildi (Şekil 3.17- Şekil 3.18).



Şekil 3.17. Rezin siman.



(a)



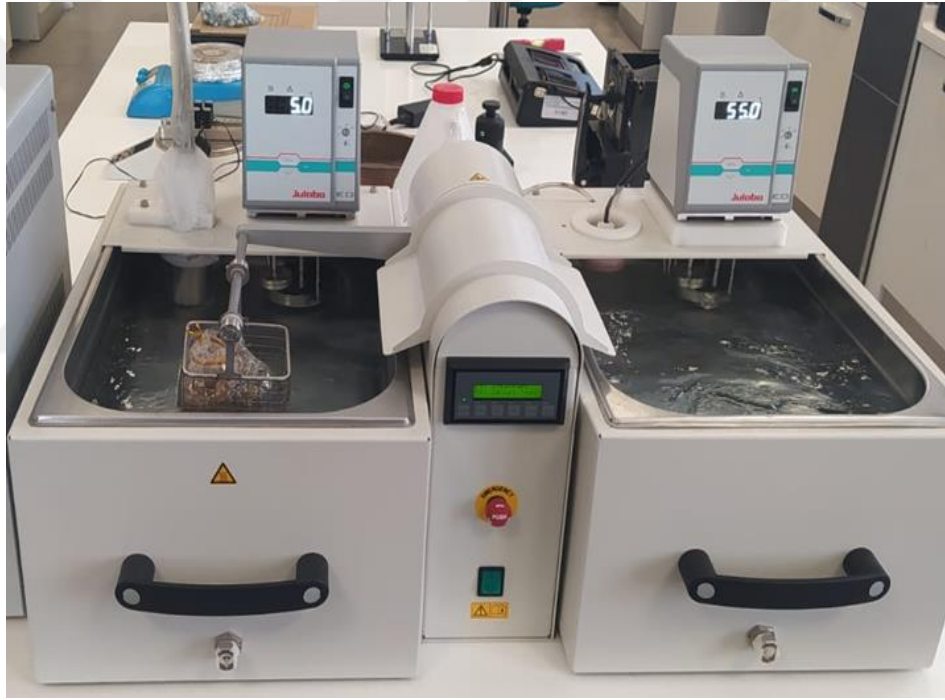
(b)

Şekil 3.18. (a) Örneklere rezin siman uygulaması, (b) rezin uygulaması tamamlanan örnekler.

3.5. Yapay Yaşlandırma İşlemi

Rezin uygulama işlemleri yapıldıktan sonra tüm örnekler 24 saat distile su banyosunda 37 ± 1 °C’ de bekletildi. Su banyosunu tamamlayan örnekler yapay yaşlandırma uygulandı. Yapay yaşlandırma için Erciyes Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Araştırma Laboratuvarı bünyesinde bulunan termal siklus cihazı (Julabo/Almanya) kullanıldı (Şekil 3.19.)

Tüm örnekler termal siklus cihazında 5°C ile 55°C arasında su haznelerinde 60 sn. bekleme süresi olacak şekilde, 5000 devir yaptırılarak yapay yaşlandırma işlemi tamamlandı.



Şekil 3.19. Termal siklus cihazı.

3.6. Makaslama Bağlanma Dayanımı Testi

Yapay yaşlandırma işleminden sonra tüm örnekler 15mm çapında ve 15mm yüksekliğinde akrilik rezinlerin (Panacryl/Rubydent/ABD) yerleştirildiği plastik kalıplar içerisine gömüldü (Şekil 3.20.(a,b)).



(a)



(b)

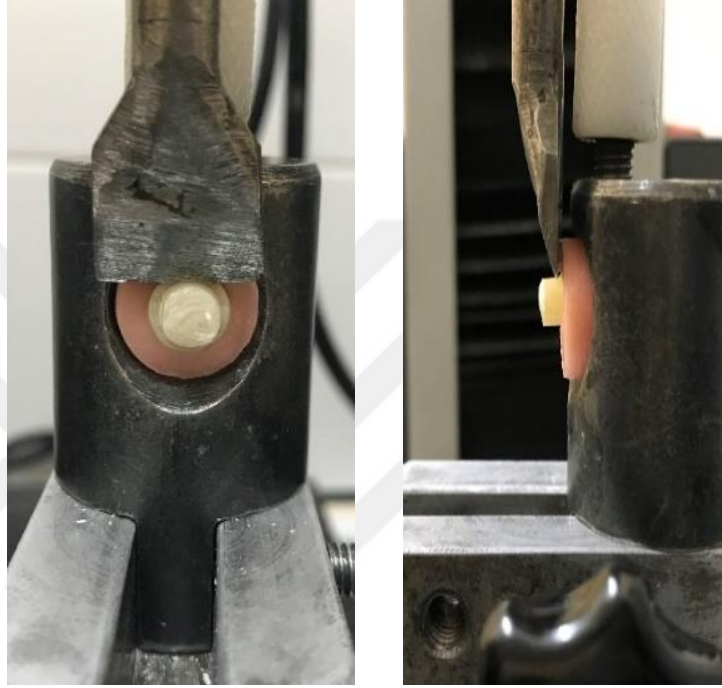
Şekil 3.20. (a) Plastik kalıplar ve örnekler, **(b)** akrilik rezin içerisine gömülmüş örnekler.

Akrilik rezine bağlanan örneklerin bağlanma dayanımı testi için Sivas Cumhuriyet Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Araştırma Laboratuvarı'nda bulunan üniversal test cihazı (Lloyd Instruments LF Plus Segensworth Fareham / İngiltere) kullanıldı (Şekil 3.21.)



Şekil 3.21. Üniversal test cihazı.

Makaslama bağlanma dayanımı testi 0,5mm/dk. kafa hızında gerçekleştirildi. Kesme işlemini yapacak bıçak ucu, ISO TR 11405 spesifikasyonunda belirtildiği şekilde 1 mm kalınlığında ve künt olacak şekilde seçildi. Test esnasında kırma işlemini gerçekleştirecek bıçak ucu örnekler dik açı ile gelecek şekilde yerleştirildi. Ortaya çıkan bağlanma kuvveti değerleri megapascal (MPa) cinsinden kaydedildi (Şekil 3.22.).



Şekil 3.22. Test esnasında kırma cihazı.

3.7. Kopma Türlerinin İncelenmesi

PEEK ile rezin materyali arasındaki bağlanma dayanımı bakımından değerlendirilen örneklerin tamamında kopmanın türünü tanımlamak amacıyla ara yüzleri stereo mikroskop ile 8X büyütmede incelendi (Carl Zeiss MicroImaging Göttingen / Almanya) ve fotoğraf makinesiyle (CANON EOS 1000D, Tokyo/Japonya) fotoğraflanarak kaydedildi. Oluşan kopma türleri uygulanan rezin materyalinin PEEK alt yapıdan ayrılma türüne göre sınıflandırıldı. Adeziv materyal PEEK alt yapıdan bütünüyle ayrıldıysa adeziv kopma, rezin materyal kendi içinde kırıldıysa koheziv kopma, her iki durumunda görüldüğü kopma türü kombine (adeziv + koheziv) kopma şeklinde isimlendirildi (Şekil 3.23).



(a)

(b)

Şekil 3.23. (a) Kombine türde kopma görülen yüzey, **(b)** adeziv türde kopma görülen yüzey.

3.8. Taramalı Elektron Mikroskop (SEM) İncelemesi

SEM incelemesi için tüm yüzey işlemi uygulanan gruplardan ortalamalara en yakın pürüzlülük değeri veren birer örnek seçildi ve SEM analizleri Cumhuriyet Üniversitesi Teknoloji Araştırma Uygulama Merkezi'nde bulunan taramalı elektron mikroskobu (Tescan MIRA3 XMU, Brno-Kohoutovice, Çek Cumhuriyeti) ile yapıldı. SEM analizi yapılmadan önce, örnekler kurutulup alüminyum blok üzerine yapıştırıcı bir bant yardımıyla sabitlendi. Altın kaplama cihazı (Quorum Q 150R ES, Quorum Technologies Ltd. Doğu Sussex, İngiltere) kullanılarak örneklerin yüzeyi 20 nm kalınlığında altın ile kaplandı (Şekil 3.24.). Ardından SEM cihazında x100, x500 ve x 1000 büyütmelerinde görüntüler kaydedildi (Şekil 3.25.).



Şekil 3.24. Altın kaplama cihazı.



Şekil 3.25. SEM görüntüleme cihazı.

3.9. İstatistiksel Yöntem

Çalışmamızda elde edilen veriler SPSS (Ver:22,0) programına yüklenerek değerlendirildi. Verilerin değerlendirilmesinde parametrik test varsayımları yerine getirildiğinden (Shapiro wilk) bağımsız iki gruptan elde edilen ölçümler karşılaştırılırken iki ortalama arasındaki farkın önemlilik testi, bağımsız ikiden fazla gruptan elde edilen ölçümler karşılaştırılırken tek yönlü varyans analizi ve sonucunda farklılık yapan grupları bulmak için Tukey testi kullanıldı. Verilerimiz tablolarda aritmetik ortalama, standart sapma şeklinde belirtildi ve yanılma düzeyi $P=0,05$ olarak alındı.

4. BULGULAR

Çalışmada elde edilen veriler; bağlanma dayanımı, kopma şekilleri, yüzey pürüzlülük yönünden ve SEM görüntülerinin incelenmesi şeklinde değerlendirildi.

4.1. PEEK Materyalinin Makaslama Bağlanma Dayanımı Bulguları

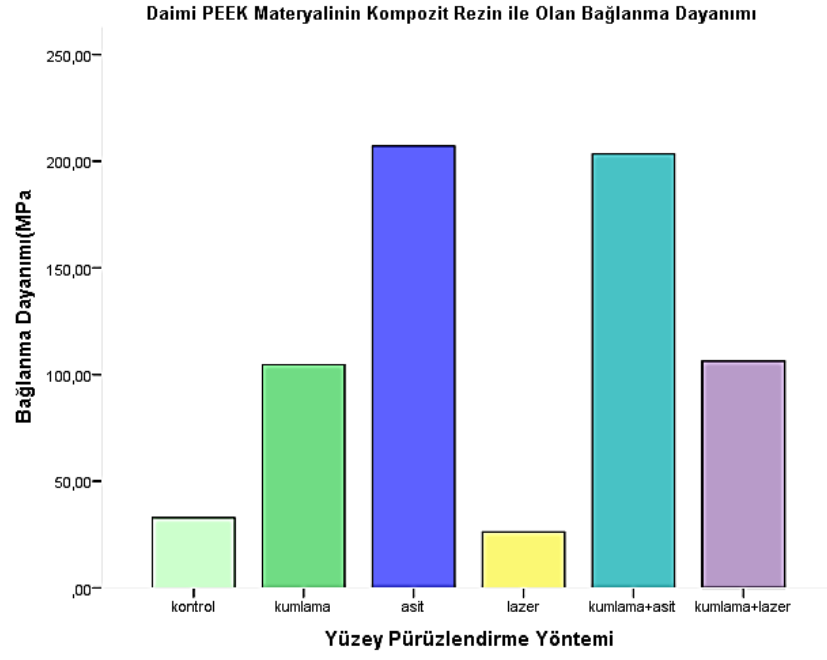
Daimi ve geçici PEEK gruplarına kompozit rezin uygulanarak elde edilen örneklerin bağlanma dayanımı değerleri (MPa) ve istatistiksel verileri Tablo 4.1.'de, daimi ve geçici PEEK gruplarına rezin siman uygulanarak elde edilen örneklerin bağlanma dayanımı değerleri (MPa) ve istatistiksel verileri Tablo 4.2.'de gösterildi.

Tablo 4.1. Daimi ve geçici PEEK materyaline kompozit rezin uygulanan grupların bağlanma dayanım değerleri (MPa).

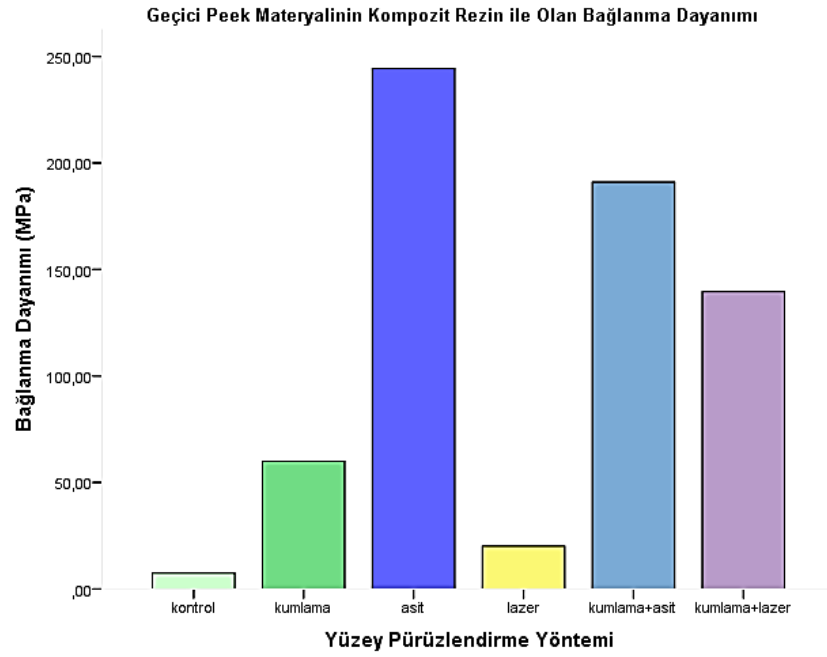
	Daimi PEEK X±SS	Geçici PEEK X±SS	Sonuç
Kontrol	32,93±7,44 ^{a,b,c,d}	7,48±1,14 ^{A,B,C,D}	t=10,67 P=0,001**
Kumlama	104,66±16,72 ^{a,e,f,g}	59,99±18,81 ^{A,E,F,G}	t=6,61 P=0,001**
Asit	207,15±34,84 ^{b,e,h,k}	244,33±52,45 ^{B,E,H,K,X}	t=1,86 P=0,078
Lazer	26,27±10,67 ^{f,h,x,y}	20,16±6,43 ^{H,Y,Z}	t=1,55 P=0,138
Kumlama +Asit	203,43±22,26 ^{c,g,x}	191,05±59,01 ^{C,F,K,Y}	t=0,62 P=0,542
Kumlama +Lazer	106,35±9,87 ^{d,k,y}	139,62±28,47 ^{D,G,X,Z}	t=3,48 P=0,002**
Sonuç	F=165,29 P=0,001*	F=75,10 P=0,001*	

**Yatay yönde gruplar arasındaki fark istatistiksel açıdan önemlidir (P<0,05).

*Dikey sütunda aynı küçük ve büyük harf ile ifade edilen ortalamalar arasındaki fark istatistiksel açıdan önemlidir (P<0,05).



Şekil 4.1. Daimi PEEK materyalinin kompozit rezin ile olan bağlanma dayanımı değerlerinin dağılımı.



Şekil 4.2. Geçici PEEK materyalinin kompozit rezin ile olan bağlanma dayanımı değerlerinin dağılımı.

Daimi PEEK materyalinde kompozit bağlanan grupların kırılma testi ölçümleri kendi arasında karşılaştırıldığında gruplar arasındaki fark istatistiksel açıdan önemlidir ($P<0,05$). Gruplara ilişkin ölçümler ikişerli karşılaştırıldığında kontrol ile kumlama, kontrol ile asit, kontrol ile kumlama+asit, kontrol ile kumlama + lazer, kumlama ile asit, kumlama ile lazer kumlama ile kumlama+asit, asit ile lazer, asit ile kumlama + lazer, lazer le kumlama+asit, lazer ile kumlama + lazer arasındaki fark istatistiksel açıdan önemli bulunurken ($P<0,05$), diğer gruplar arasındaki fark istatistiksel açıdan önemsiz bulundu ($P>0,05$).

Geçici PEEK materyalinde kompozit bağlanan grupların kırılma testi ölçümleri kendi arasında karşılaştırıldığında gruplar arasındaki fark istatistiksel açıdan önemlidir ($P<0,05$). Kontrol ile kumlama, kontrol ile asit, kontrol ile kumlama+asit, kumlama ile asit, kumlama ile kumlama+asit, kumlama ile kumlama + lazer, asit ile lazer, asit ile kumlama+asit, asit ile kumlama + lazer, lazer ile kumlama+asit, lazer ile kumlama + lazer, kumlama+asit ile kumlama + lazer arasındaki fark istatistiksel açıdan önemli bulunurken ($P<0,05$), diğer gruplar arasındaki fark istatistiksel açıdan önemsiz bulundu ($P>0,05$).

Daimi ve geçici PEEK materyalinde kompozit ile bağlanan kontrol gruplarının kırılma kuvvetleri karşılaştırıldığında aralarındaki fark istatistiksel açıdan önemli bulundu ($P<0,05$).

Daimi ve geçici PEEK materyalinde kompozit ile bağlanan kumlama gruplarının kırılma kuvvetleri karşılaştırıldığında aralarındaki fark istatistiksel açıdan önemli bulundu ($P<0,05$).

Daimi ve geçici PEEK materyalinde kompozit ile bağlanan asit gruplarının kırılma kuvvetleri karşılaştırıldığında aralarındaki fark istatistiksel açıdan önemsiz bulundu ($P>0,05$).

Daimi ve geçici PEEK materyalinde kompozit ile bağlanan lazer gruplarının kırılma kuvvetleri karşılaştırıldığında aralarındaki fark istatistiksel açıdan önemsiz bulundu ($P>0,05$).

Daimi ve geçici PEEK materyalinde kompozit ile bağlanan kumlama+asit gruplarının kırılma kuvvetleri karşılaştırıldığında aralarındaki fark istatistiksel açıdan önemsiz bulundu ($P>0,05$).

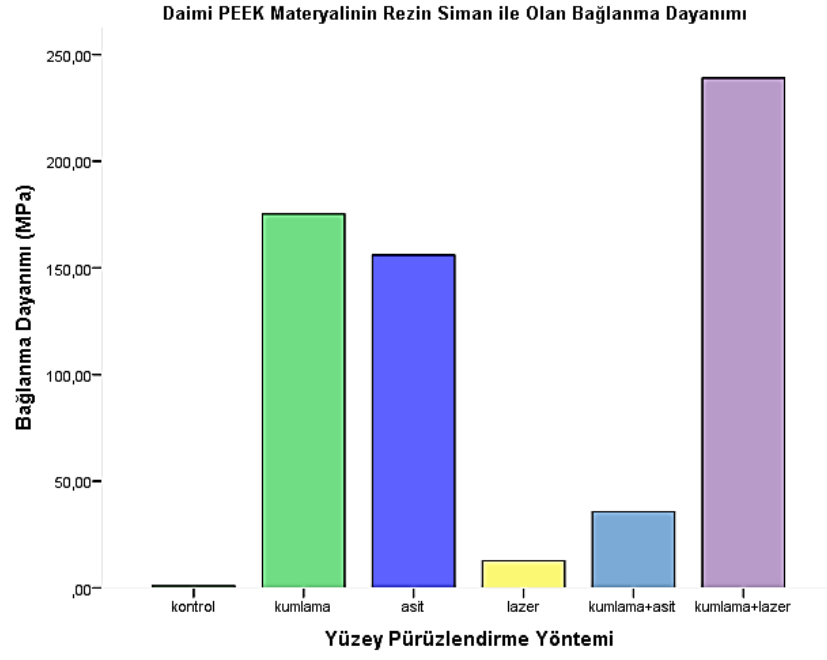
Daimi ve geçici PEEK materyalinde kompozit ile bağlanan kumlama + lazer gruplarının kırılma kuvvetleri karşılaştırıldığında aralarındaki fark istatistiksel açıdan önemli bulundu ($P<0,05$).

Tablo 4.2. Daimi ve geçici PEEK materyaline rezin siman uygulanan grupların bağlanma dayanım değerleri (MPa).

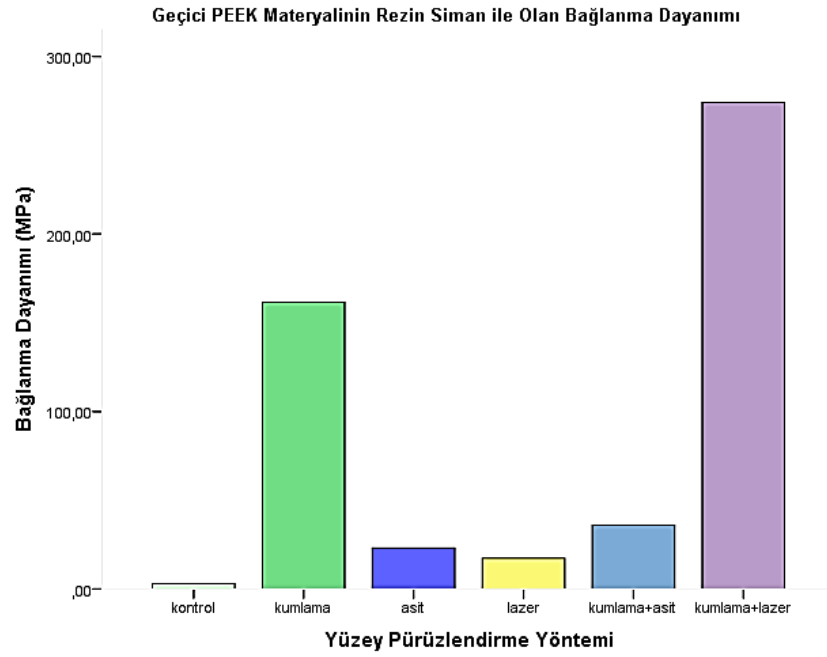
	Daimi PEEK X±SS	Geçici PEEK X±SS	Sonuç
Kontrol	0,90 ± 0,22 ^{a,b,c}	3,08 ± 1,373 ^{A,B}	t=4,94 P=0,001**
Kumlama	175,30 ± 24,29 ^{a,d,e,f}	161,51 ± 40,85 ^{A,C,D,E,F}	t=0,91 P=0,371
Asit	156,04 ± 65,71 ^{b,g,h,k}	23,07 ± 4,94 ^{C,G}	t=6,38 P=0,001**
Lazer	12,75 ± 2,01 ^{d,g,x}	17,32 ± 10,18 ^{D,H}	t=1,55 P=0,181
Kumlama + Asit	35,74 ± 66,11 ^{e,h,y}	36,06 ± 12,15 ^{E,K}	t=0,62 P=0,989
Kumlama + Lazer	239,00 ± 39,23 ^{c,f,k,x,y}	274,19 ± 72,97 ^{B,F,G,H,K}	t=3,48 P=0,196
Sonuç	F=65,03 P=0,001*	F=97,63 P=0,001*	

**Yatay yönde gruplar arasındaki fark istatistiksel açıdan önemlidir ($P<0,05$).

*Dikey sütunlarda aynı küçük ve büyük harf ile ifade edilen değerler arasındaki fark istatistiksel olarak anlamlıdır ($P<0,05$).



Şekil 4.3. Daimi PEEK materyalinin rezin siman ile olan bağlanma dayanımı değerlerinin dağılımı.



Şekil 4.4. Geçici PEEK materyalinin rezin siman ile olan bağlanma dayanımı değerlerinin dağılımı.

Daimi PEEK materyalinde rezin siman bağlanan grupların kırılma testi ölçümleri kendi arasında karşılaştırıldığında gruplar arasındaki fark istatistiksel açıdan önemli bulundu ($p<0,05$). Gruplara ilişkin ölçümler ikişerli karşılaştırıldığında kontrol ile kumlama, kontrol ile asit, kontrol ile kumlama + lazer, kumlama ile lazer, kumlama ile kumlama+asit, kumlama ile kumlama + lazer, asit ile lazer, asit ile kumlama+asit, asit ile kumlama + lazer, lazer le kumlama + lazer, kumlama+asit ile kumlama + lazer arasındaki farklılık istatistiksel açıdan önemli bulunurken ($P<0,05$), diğer gruplar arasındaki fark istatistiksel açıdan önemsiz bulundu ($P>0,05$).

Geçici PEEK materyalinde rezin siman ile bağlanan grupların kırılma testi ölçümleri kendi arasında karşılaştırıldığında gruplar arasındaki fark istatistiksel açıdan önemli bulundu ($P<0,05$). Kontrol ile kumlama, kontrol ile kumlama + lazer, kumlama ile asit, kumlama ile lazer, kumlama ile kumlama + asit, kumlama ile kumlama + lazer, asit ile kumlama + lazer, lazer ile kumlama + lazer, kumlama + asit ile kumlama + lazer, arasındaki fark istatistiksel açıdan önemli bulunurken ($P<0,05$), diğer gruplar arasındaki fark istatistiksel açıdan önemli bulundu ($P>0,05$).

Daimi ve geçici PEEK materyalinde rezin siman ile bağlanan kontrol gruplarının kırılma kuvvetleri karşılaştırıldığında aralarındaki fark istatistiksel açıdan önemli bulundu ($P<0,05$).

Daimi ve geçici PEEK materyalinde rezin siman ile bağlanan kumlama gruplarının kırılma kuvvetleri karşılaştırıldığında aralarındaki fark istatistiksel açıdan önemsiz bulundu ($P>0,05$).

Daimi ve geçici PEEK materyalinde rezin siman ile bağlanan asit gruplarının kırılma kuvvetleri karşılaştırıldığında aralarındaki fark istatistiksel açıdan önemli bulundu ($P<0,05$).

Daimi ve geçici PEEK materyalinde rezin siman ile bağlanan lazer gruplarının kırılma kuvvetleri karşılaştırıldığında aralarındaki fark istatistiksel açıdan önemsiz bulundu ($P>0,05$).

Daimi ve geçici PEEK materyalinde rezin siman ile bağlanan kumlama+asit gruplarının kırılma kuvvetleri karşılaştırıldığında aralarındaki fark istatistiksel açıdan önemsiz bulundu ($P>0,05$).

Daimi ve geçici PEEK materyalinde rezin siman ile bağlanan kumlama + lazer gruplarının kırılma kuvvetleri karşılaştırıldığında aralarındaki fark istatistiksel açıdan önemsiz bulundu ($P>0,05$).

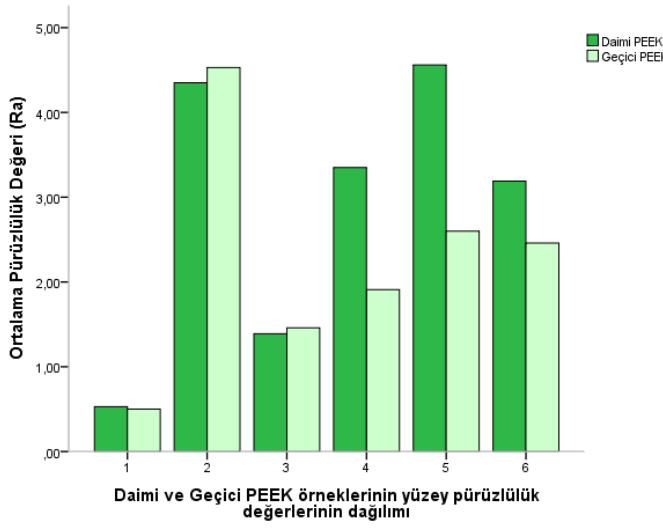
4.2. Daimi ve Geçici PEEK Materyallerinde Yüzey Pürüzlülük Değerleri Bulguları

Tablo 4.3. PEEK örneklerinin yüzey pürüzlülük değerleri bulguları (Ra).

	Daimi PEEK X±SS	Geçici PEEK X±SS	Sonuç
Kontrol	0,53 ± 0,37 ^{a,b,c,d}	0,50 ± 0,28 ^{A,B,C,D}	t=0,20 p=0,84
Kumlama	4,35 ± 0,77 ^{a,e}	4,55 ± 1,30 ^{A,E,F,G,H}	t=0,42 p=0,67
Asit	1,39 ± 0,54 ^{e,f,g,h}	1,46 ± 0,50 ^{E,K}	t=0,27 p=0,78
Lazer	3,35 ± 1,40 ^{b,f}	1,91 ± 0,41 ^{B,F}	t=3,22 p=0,006**
Kumlama + Asit	4,56 ± 1,59 ^{c,g}	2,60 ± 0,77 ^{C,G,K}	t=3,51 p=0,002**
Kumlama + Lazer	3,19 ± 1,26 ^{d,h}	2,46 ± 0,90 ^{D,H}	t=1,47 p=0,15
Sonuç	F=11,25 P=0,001*	F=19,715 P=0,001*	

**Yatay yönde gruplar arasındaki fark istatistiksel olarak anlamlı bulundu ($P<0,05$).

*Dikey sütunlarda aynı küçük ve büyük harfler ile ifade edilen değerler arasındaki fark istatistiksel açıdan önemli bulundu ($P<0,05$).



- 1-Kontrol
- 2-Kumlama
- 3-Asit
- 4-Lazer
- 5-Kumlama + Asit
- 6-Kumlama+ Lazer

Şekil 4.5. Daimi ve geçici PEEK materyallerinde yüzey pürüzlendirme işlemi yapılan örneklerin pürüzlülük değerlerinin dağılımı.

Daimi PEEK materyalinde gruplara ilişkin yüzey pürüzlülük değerleri karşılaştırıldığında gruplar arasındaki fark istatistiksel açıdan önemli bulundu ($p<0,05$). Gruplara ilişkin pürüzlük ölçümleri ikişerli karşılaştırıldığında; kontrol ile kumlama, kontrol ile lazer, kontrol ile kumlama + asit, kontrol ile kumlama + lazer, kumlama ile asit, asit ile lazer, asit ile kumlama + asit, asit ile kumlama + lazer grupları arasındaki farklılık istatistiksel açıdan önemli bulunurken ($p<0,05$), diğer gruplar arasındaki fark istatistiksel açıdan önemsiz bulundu ($p>0,05$). Asit işlemi uygulaması diğer gruplara göre daha düşük değerler gösterdi.

Geçici PEEK materyalinde gruplara ilişkin yüzey pürüzlülük değerleri arasındaki farklılık istatistiksel açıdan önemli bulundu ($p<0,05$). Gruplara ilişkin ölçümler ikişerli karşılaştırıldığında; kontrol ile kumlama, kontrol ile lazer, kontrol ile kumlama + asit, kontrol ile kumlama + lazer, kumlama ile asit, kumlama ile lazer, kumlama ile kumlama + asit, kumlama ile kumlama + lazer, asit ile kumlama + asit arasındaki farklılık istatistiksel açıdan önemli bulunurken ($p<0,05$), diğer gruplar arasındaki farklılık istatistiksel açıdan önemsiz bulundu ($p>0,05$).

Geçici PEEK materyali üzerine uygulanan kumlama işlemi diğer yüzey işlemlerine göre en yüksek yüzey pürüzlülük değeri verdi. Daimi PEEK materyali üzerine uygulanan kumlama + asit uygulaması diğer yüzey işlemlerine göre en yüksek yüzey pürüzlülük değeri verdi.

Daimi ve geçici PEEK materyallerinde kontrol gruplara ait yüzey pürüzlülük değerleri kıyaslandığında aralarındaki fark istatistiksel açıdan önemsiz bulundu ($p>0,05$).

Daimi ve geçici PEEK materyallerinde kumlama uygulanan gruplara ait yüzey pürüzlülük değerleri kıyaslandığında aralarındaki fark istatistiksel açıdan önemsiz bulundu ($p>0,05$).

Daimi ve geçici PEEK materyallerinde asit uygulanan gruplara ait yüzey pürüzlülük değerleri kıyaslandığında aralarındaki fark istatistiksel açıdan önemsiz bulundu ($p>0,05$).

Daimi ve geçici PEEK materyallerinde lazer uygulanan gruplara ait yüzey pürüzlülük kıyaslandığında aralarındaki fark istatistiksel açıdan önemli bulundu ($p<0,05$).

Daimi ve geçici PEEK materyallerinde kumlama + asit uygulanan gruplara ait yüzey pürüzlülük değerleri kıyaslandığında aralarındaki fark istatistiksel açıdan önemli bulundu ($p<0,05$).

Daimi ve geçici PEEK materyallerinde kumlama + lazer uygulanan gruplara ait yüzey pürüzlülük değerleri kıyaslandığında aralarındaki fark istatistiksel açıdan önemsiz bulundu ($p>0,05$).

4.3. PEEK Materyallerinin Kopma Türlerine Göre İncelenmesi

Yüzey işlemleri uygulandıktan sonra kompozit rezin ve rezin siman uygulanan örneklerin kırma testi sonucunda kopma türlerine göre sınıflandırılması Tablo 4.4. ve Tablo 4.5.'de verildi.

Tablo 4.4. Daimi PEEK örneklerin kopma türlerine göre dağılımı.

Daimi PEEK	Kompozit Rezın			Rezın Sıman		
	Adezıv Kopma	Kombine Kopma	Kohezıv Kopma	Adezıv Kopma	Kombine Kopma	Kohezıv Kopma
Kontrol	10	-	-	10	-	-
Kumlama	10	-	-	6	4	-
Asıt	10	-	-	7	3	-
Lazer	10	-	-	10	-	-
Kumlama + Asıt	6	4	-	9	1	-
Kumlama + Lazer	10	-	-	6	4	-

Daimi PEEK örneklerinde kompozit ile bağlanan gruplarının %6,66'sında kombine kopma görülürken, %93,34'ünde adeziv türde kopma görüldü. Bu gruplardan kontrol, kumlama, asit, lazer, kumlama + lazer gruplarının tamamında (%100) adeziv tipte kopma, kumlama + asit grubunda %40 oranında kombine kopma, %60 oranında adeziv kopma görüldü. Daimi PEEK örneklerinin kompozit ile bağlanan gruplarının hiçbirinde koheziv tipte kopma görülmedi.

Daimi PEEK örneklerinin rezin siman ile bağlanan gruplarının %20'sinde kombine kopma görülürken %80'inde adeziv türde kopma görüldü. Bu gruplardan kontrol ve lazer gruplarının tamamında (%100) adeziv türde kopma görülürken, kumlama grubunda %40, asit grubunda %30, kumlama + asit grubunda %10, kumlama + lazer grubunda %40 oranında kombine kopma görüldü. Kumlama grubunda %60, asit grubunda %70, kumlama + asit grubunda %90, kumlama + lazer grubunda %60 oranında adeziv türde kopma görüldü. Daimi PEEK örneklerinin rezin siman ile bağlanan gruplarının hiçbirinde koheziv tipte kopma görülmedi.

Tablo 4.5. Geçici PEEK örneklerin kopma türlerine göre dağılımı.

Geçici PEEK	Kompozit Rezın			Rezın Siman		
	Adeziv Kopma	Kombine Kopma	Koheziv Kopma	Adeziv Kopma	Kombine Kopma	Koheziv Kopma
Kontrol	10	-	-	10	-	-
Kumlama	10	-	-	9	1	-
Asit	8	2	-	10	-	-
Lazer	10	-	-	10	-	-
Kumlama + Asit	7	3	-	7	3	-
Kumlama + Lazer	7	3	-	7	3	-

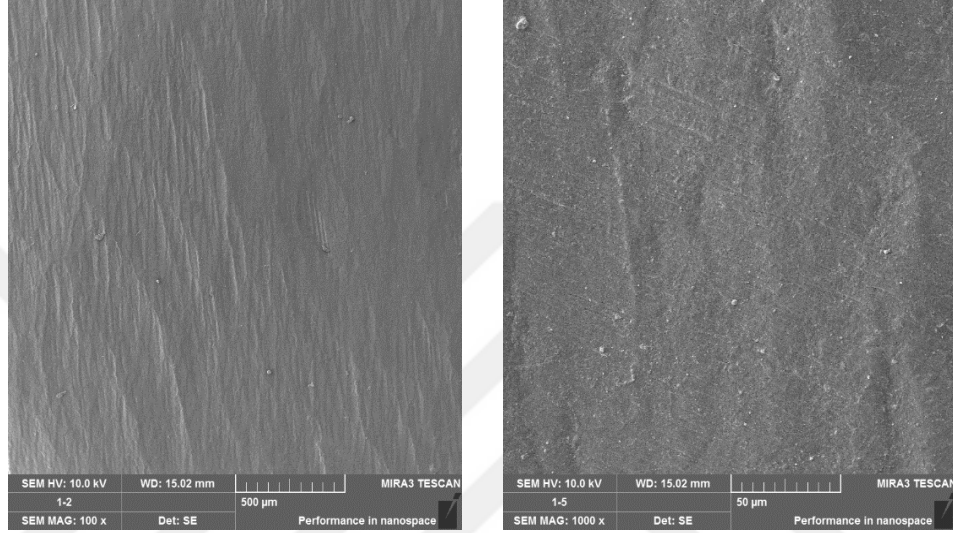
Geçici PEEK örneklerinde kompozit rezin ile bağlanan grupların %13,3'ünde kombine türde kopma görülürken, %86,7'sinde adeziv türde kopma görüldü. Bu gruplardan kontrol, kumlama ve lazer grubundaki örneklerin tamamında (%100) adeziv tipte kopma görülürken, asit grubunda %20, kumlama + asit grubunda %30, kumlama + lazer grubunda %30 oranında kombine türde kopma görüldü. Asit grubunda %80, kumlama + asit grubunda %70, kumlama + lazer grubunda %70 oranında adeziv türde kopma görüldü.

Geçici PEEK örneklerinde rezin siman ile bağlanan grupların %11,6'sında kombine türde kopma görülürken %88,4'ünde adeziv türde kopma görüldü. Bu gruplardan kontrol, asit ve lazer grubunda örneklerin tamamında (%100) adeziv türde kopma görülürken, kumlama grubunda %10, kumlama + asit grubunda %20, kumlama + lazer grubunda %40 oranında kombine kopma görüldü. Kumlama grubunda %90, kumlama + asit grubunda %80, kumlama + lazer grubunda %60 oranında kombine türde kopma görüldü. Geçici PEEK örneklerinin kompozit rezin ve rezin siman ile bağlanan gruplarının hiçbirinde koheziv tipte kopma görülmedi.

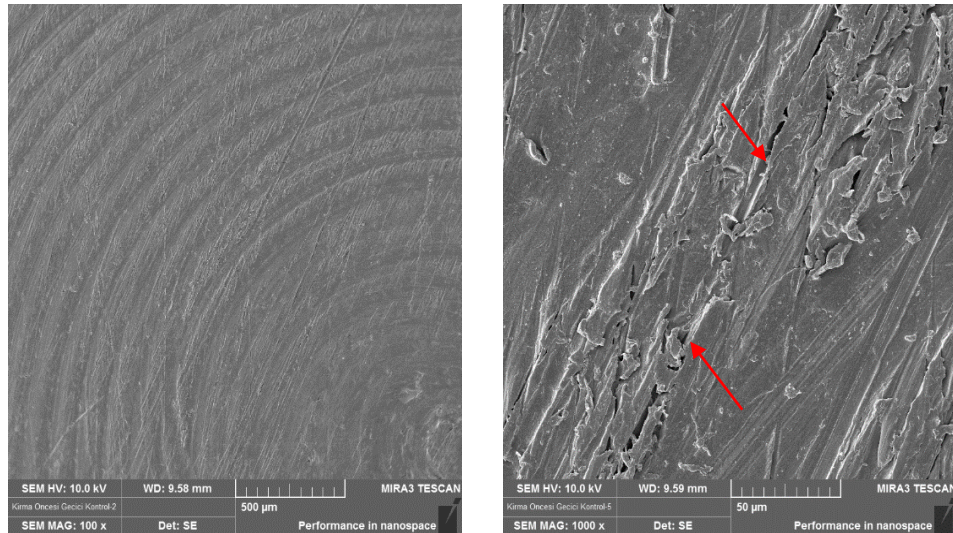
4.4. Taramalı Elektron Mikroskop (SEM) incelemesi

Farklı yüzey işlemleri uygulanmış PEEK örneklerin yüzeyleri x100 ve x1000 büyütmelerde SEM ile incelendi. Gözlenen yapılar sarı ve kırmızı oklar ile işaretlendi. Örneklerle ait SEM görüntüleri Şekil 4.6.-Şekil 4.27.'de gösterildi.

4.4.1. Yüzey İşlemi Uygulanmış Örneklerin SEM Görüntüleri

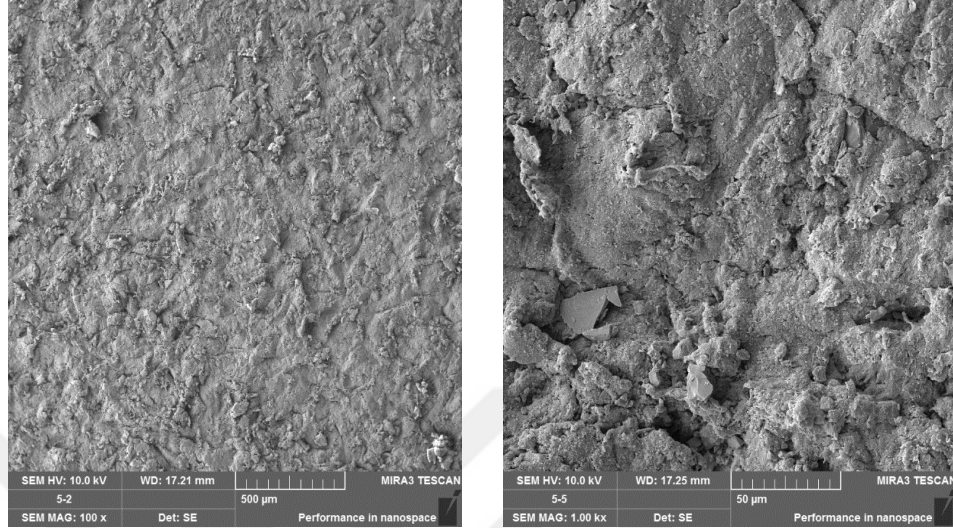


Şekil 4.6. Kontrol grubuna ait daimi PEEK örneklerinin x100 ve x1000 büyütmedeki SEM görüntüleri.

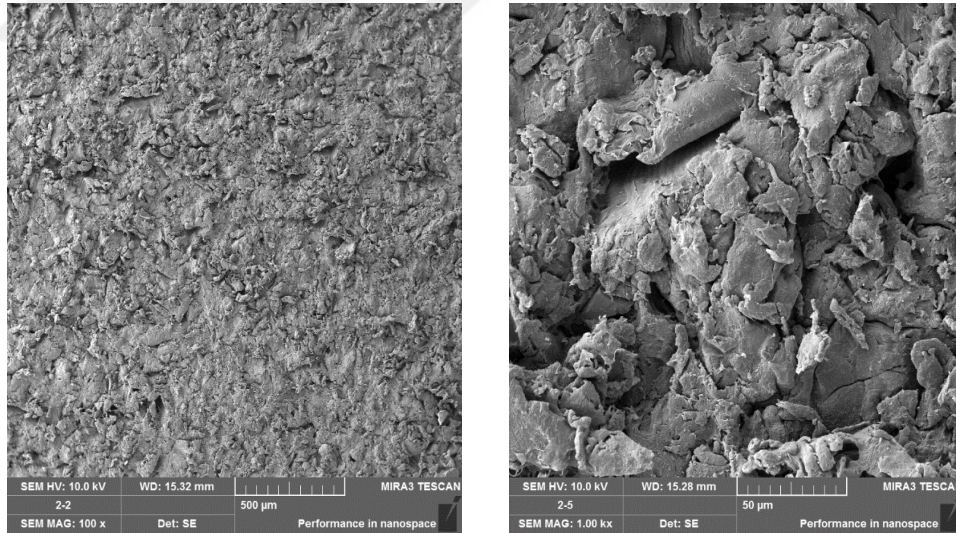


Şekil 4.7. Kontrol grubuna ait geçici PEEK örneklerinin x100 ve x1000 büyütmedeki SEM görüntüleri.

Kontrol grubundaki PEEK örneklerin yüzeylerinde zımpara işlemi sonucunda oluşan çizik ve oluklar görüldü (Şekil 4.7.).

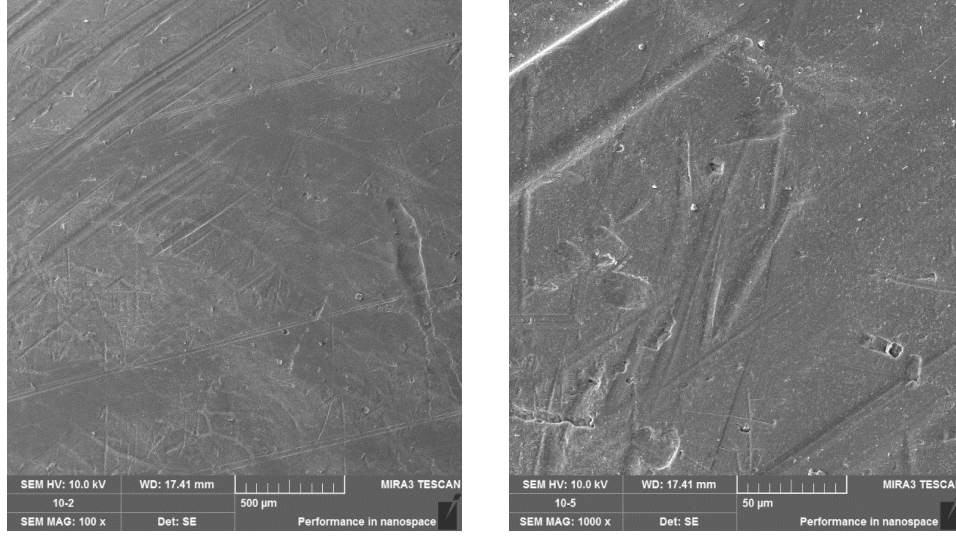


Şekil 4.8. Kumlama uygulanan daimi PEEK örneklerinin x100 ve x1000 büyütmedeki SEM görüntüleri.

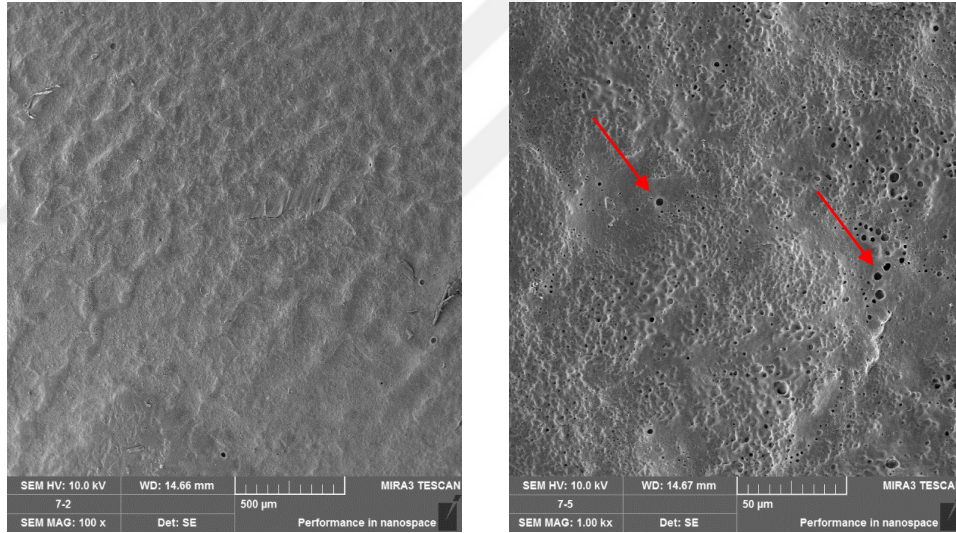


Şekil 4.9. Kumlama uygulanan geçici PEEK örneklerinin x100 ve x1000 büyütmede elde edilen SEM görüntüleri.

Kumlama işlemi uygulanan daimi ve geçici PEEK örnek yüzeylerinin SEM görüntüleri incelendiğinde tüm yüzeylerde homojen şekilde pürüzlü bir yapı olduğu gözlenmiş olup, her iki grupta da belirli bir şekilde izlenmiştir (Şekil 4.8.-4.9.).

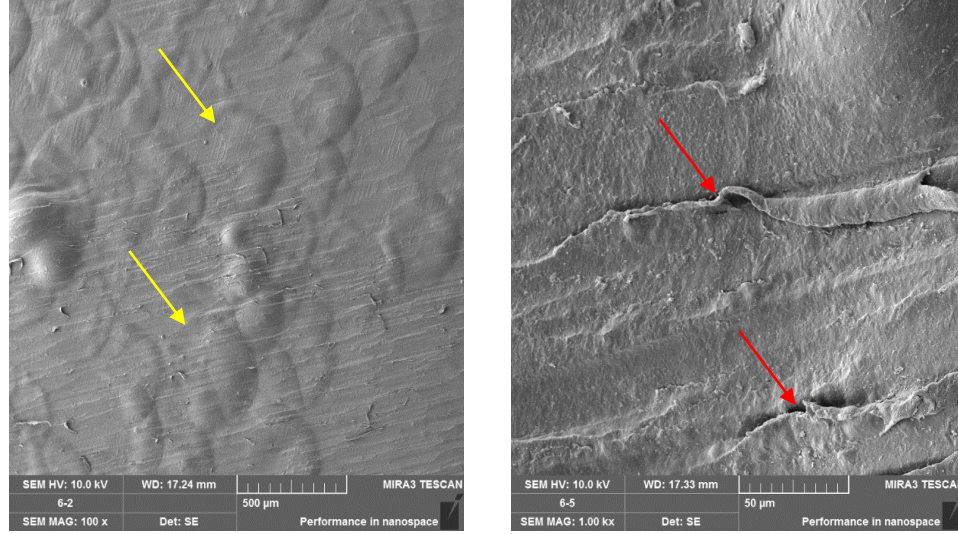


Şekil 4.10. Asit ile pürüzlendirme uygulanan daimi PEEK örneklerinin x100 ve x1000 büyütmede elde edilen SEM görüntüleri.

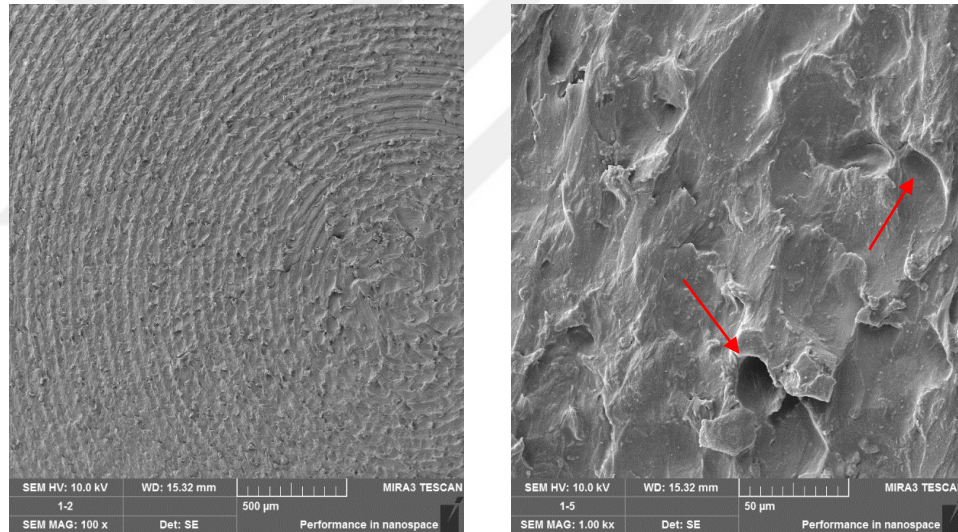


Şekil 4.11. Asit ile pürüzlendirme uygulanan geçici PEEK örneklerinin x100 ve x1000 büyütmede elde edilen SEM görüntüleri.

Asit ile yüzey işlemi uygulanan daimi ve geçici PEEK örnek yüzeylerini SEM görüntülerinde, yüzeyde pürüzlü bir yapı olduğu gözlenirken (Şekil 4.10-4.11), özellikle geçici PEEK örneklerinin yüzeyinde mikro gözenekler izlendi. Bu mikro gözenekler x1000 büyütmede daha net izlendi (Şekil 4.11.).

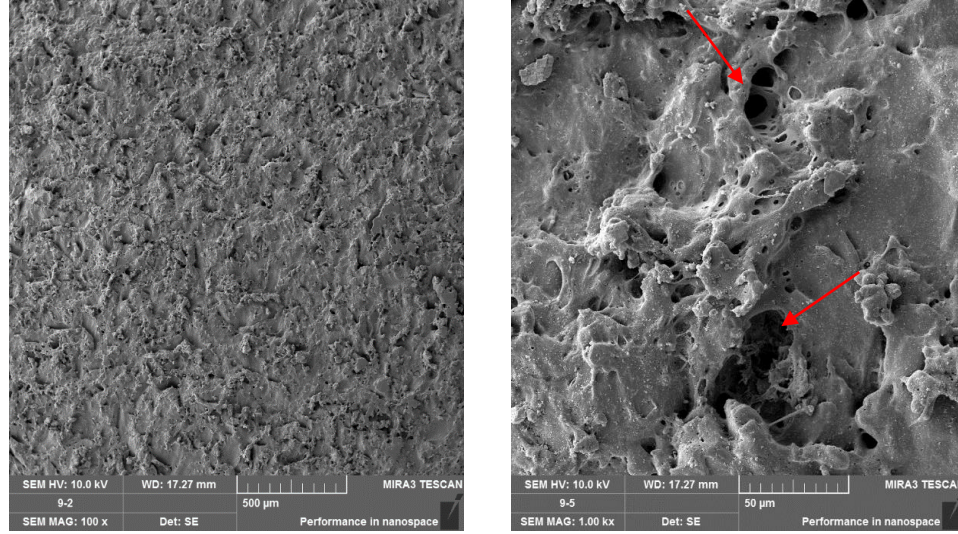


Şekil 4.12. Lazer yüzey işlemi uygulanan daimi PEEK örneklerin x100 ve x1000 büyütmede elde edilen SEM görüntüsü.

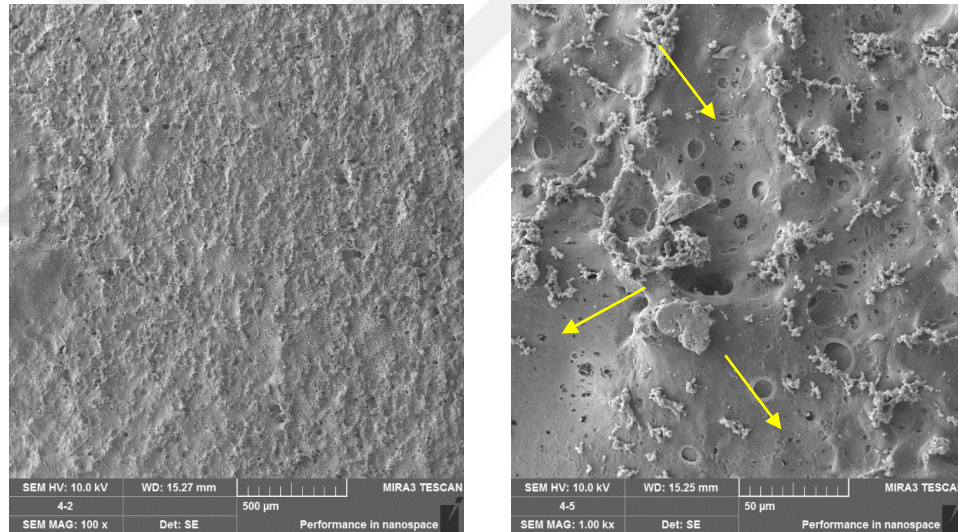


Şekil 4.13. Lazer yüzey işlemi uygulanan geçici PEEK örneklerinin x100 ve x 1000 büyütmede elde edilen SEM görüntüsü.

Lazer uygulaması yapılan daimi ve geçici PEEK örnek yüzeylerinin sem görüntüsü incelendiğinde krater yapılar, yarık ve çukurlar gözlemlendi (Şekil 4.12.- 4.13.). x1000 büyütmede bu krater şeklindeki yapılar geçici PEEK 'de daha net olarak izlendi (Şekil 4.13.).



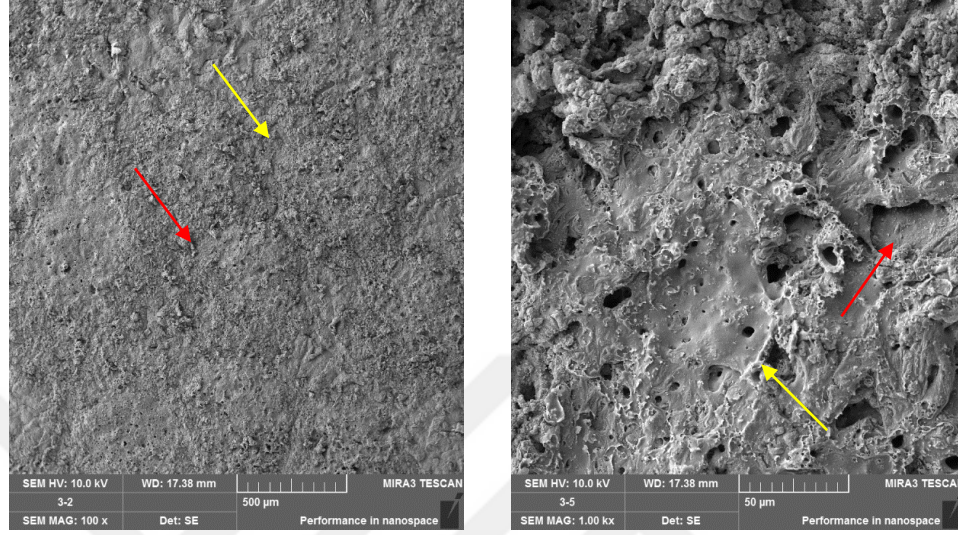
Şekil 4.14. Kumlama + asit işlemleri uygulanan daimi PEEK örneklerinin x100 ve x1000 büyütmede elde edilen SEM görüntüsü.



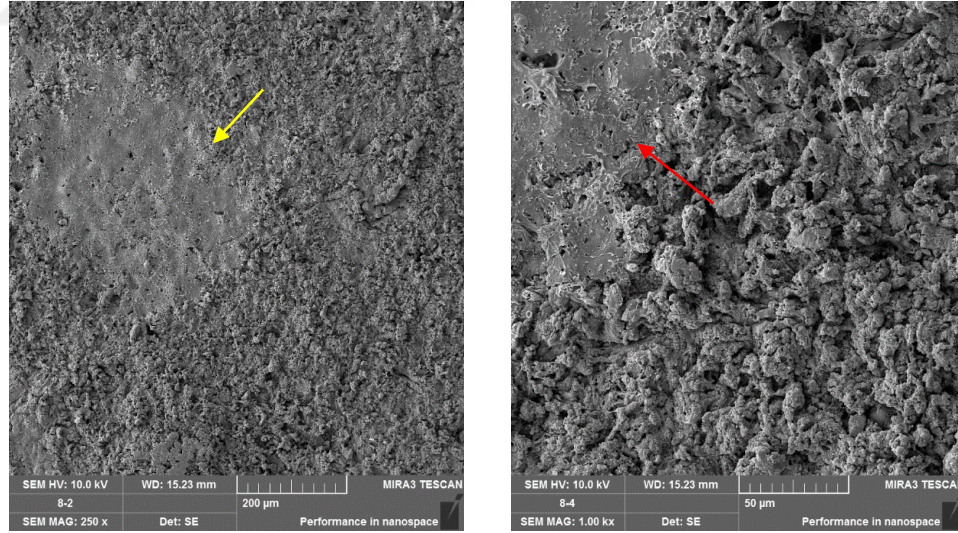
Şekil 4.15. Kumlama + asit işlemleri uygulanan geçici PEEK örneklerinin x100 ve x1000 büyütmede elde edilen SEM görüntüsü.

Kumlama + asit işlemi ile pürüzlendirme yapılan daimi ve geçici PEEK örneklerin SEM görüntülerinde kumlama işlemi sonucunda oluşan homojen yapının üzerinde farklı boyutlarda gözenekler görüldü (Şekil 4.14.- 4.15.). Daimi PEEK örneklerinin x1000 büyütmedeki SEM görüntülemesinde asidin kumlama uygulamasından sonra daha büyük gözenekler oluşturarak pürüzlü yapıların artırdığı

fakat geçici PEEK örneklerinin x1000 büyütmesinde asit uygulamasının kumlamanın yaptığı homojen pürüzlülüğü azalttığı görüldü (Şekil 4.14- 4.15,).



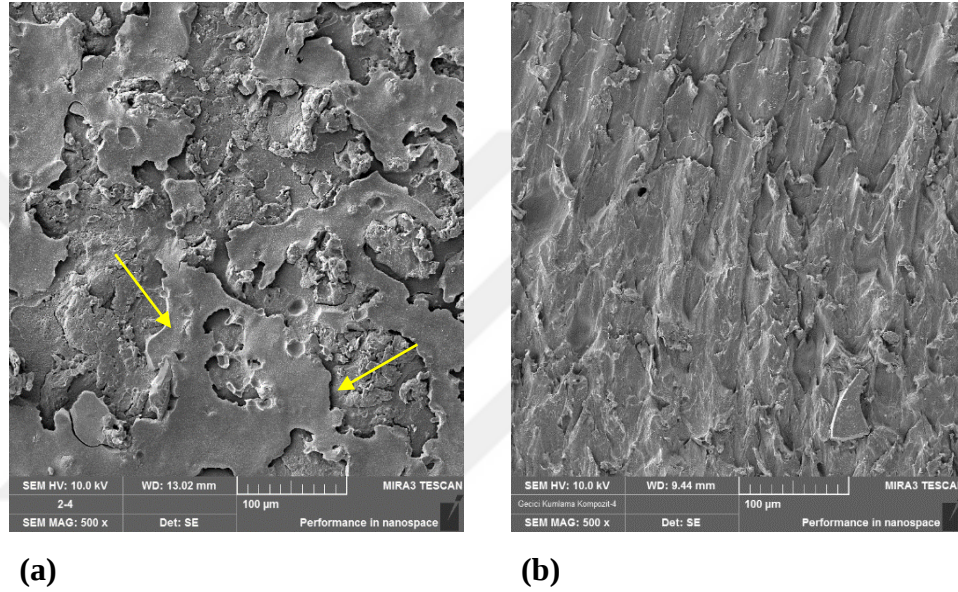
Şekil 4.16. Kumlama + lazer işlemleri uygulanan daimi PEEK örneklerinin x100 ve x1000 büyütmede elde edilen SEM görüntüsü.



Şekil 4.17. Kumlama + lazer işlemleri uygulanan geçici PEEK örneklerinin x100 ve x1000 büyütmede elde edilen SEM görüntüsü.

Kumlama + lazer işlemi ile pürüzlendirme yapılan daimi ve geçici PEEK örneklerin SEM görüntülemesinde yüzeylerinde kumlama işleminin oluşturduğu homojen pürüzlü yüzeyin üzerinde krater şeklinde yapılarının oluştuğu görüldü. Bu krater şeklindeki yapıların iç yüzeyinde pürüzlülüğün azaldığı daimi ve geçici PEEK örneklerde görüldü. (Şekil 4.16- 4.17).

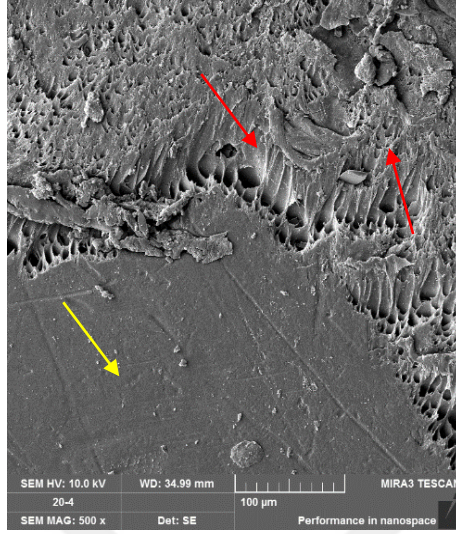
4.4.2. Bağlanma Dayanımı Testi Sonrasında Örneklerin SEM Görüntüleri



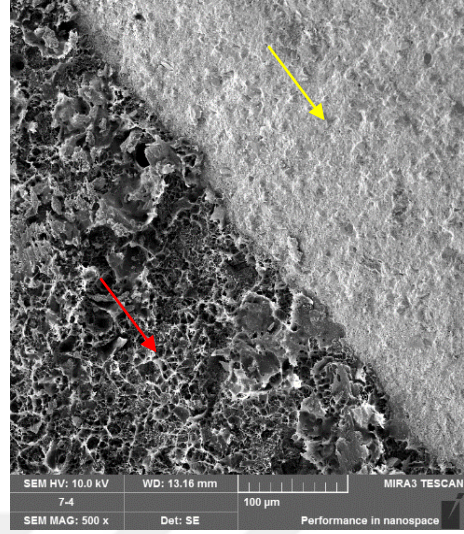
Şekil 4.18. (a) Kumlama işlemi yapılan ve kompozit rezin uygulanan daimi PEEK örneklerinin x500 büyütmede elde edilen SEM görüntüsü, **(b)** kumlama işlemi yapılan ve kompozit rezin uygulanan geçici PEEK örneklerinin x500 büyütmede elde edilen SEM görüntüsü.

Kumlama işlemi uygulanan daimi PEEK örneklerin bağlanma dayanımı testinde kopmanın adeziv ajan içerisinde olduğu ve yüzeyde adeziv ajan kalıntıları SEM incelemesinde görüldü (Şekil 4.18.(a)).

Kumlama işlemi uygulanan geçici PEEK örneklerin bağlanma dayanımı testinden sonra yüzeyde rezin ile ilgili bir yapının olmadığı görüldü (Şekil 4.18.(b)).



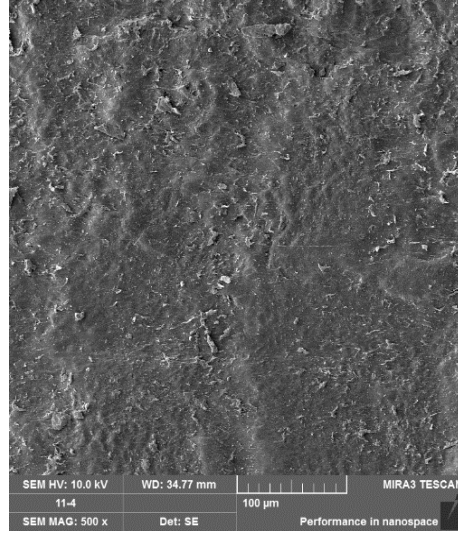
(a)



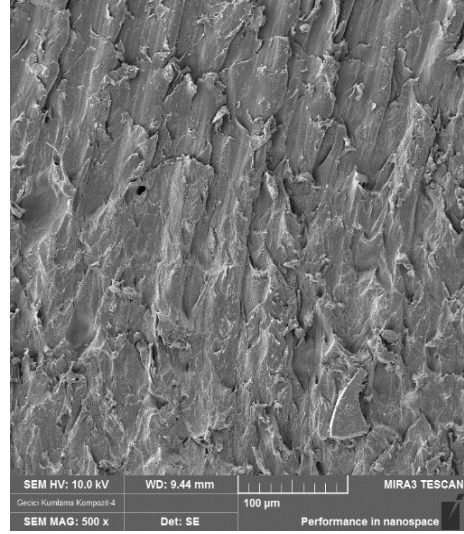
(b)

Şekil 4.19. (a) Asit ile pürüzlendirme yapılan ve kompozit rezin uygulanan daimi PEEK örneklerinin x500 büyütmede elde edilen SEM görüntüsü, **(b)** asit ile pürüzlendirme yapılan ve kompozit rezin uygulanan geçici PEEK örneklerinin x500 büyütmede elde edilen SEM görüntüsü.

Daimi ve geçici PEEK örneğinin SEM incelenmesinde kombine kopma alanı görüntülendi. Görüntüde kopmamış kompozit rezin ve tamamen açığa çıkmış PEEK yüzeyi görüldü (Şekil 4.19.(a,b)).



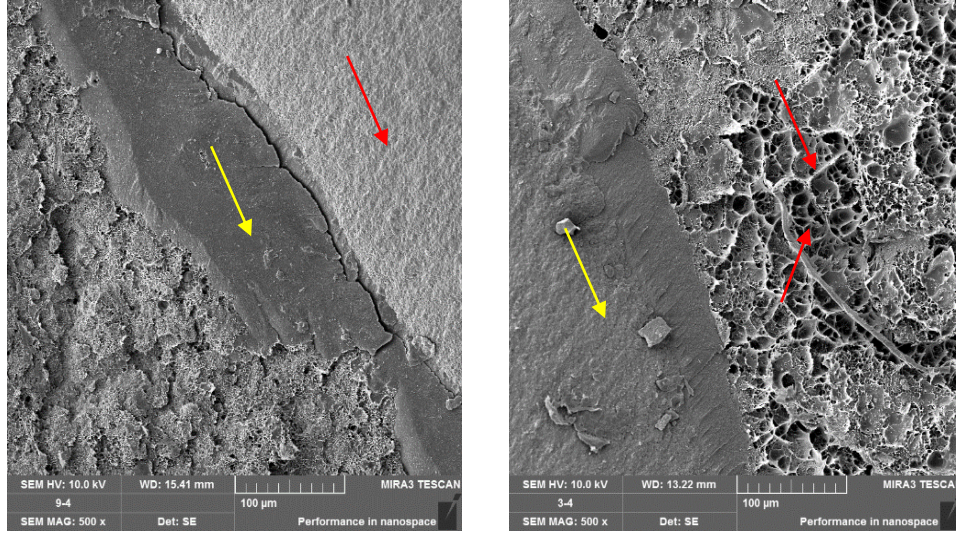
(a)



(b)

Şekil 4.20. (a) Lazer ile pürüzlendirme yapılan ve kompozit rezin uygulanan daimi PEEK örneklerinin x500 büyütmede elde edilen SEM görüntüsü, **(b)** lazer ile pürüzlendirme yapılan ve kompozit rezin uygulanan geçici PEEK örneklerinin x500 büyütmede elde edilen SEM görüntüsü.

Daimi ve geçici PEEK örneklere uygulanan kompozit rezinin bağlanma dayanımı testinin sonucunda yüzeyde artık bırakmadan uzaklaştığı SEM görüntülerinde görüldü (Şekil 4.20.(a,b)). Lazer uygulamasının yüzeyde oluşturduğu kraterli yapının adeziv ajan tarafından doldurulduğu daimi ve geçici PEEK örneklerinin SEM görüntüsünde görüldü (Şekil 4.20.(a)).



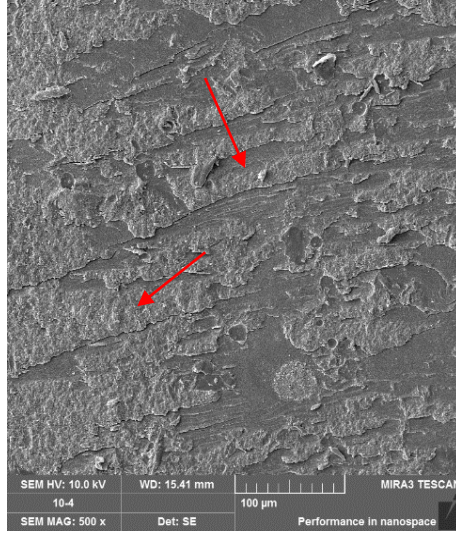
(a)

(b)

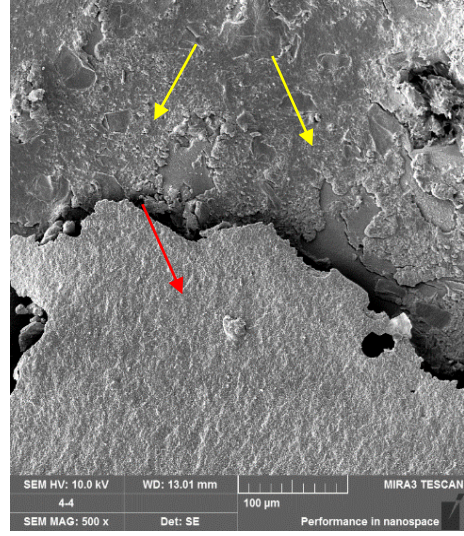
Şekil 4.21. (a) Kumlama + asit işlemleri yapılan ve kompozit rezin uygulanan daimi PEEK örneklerinin x500 büyütmede elde edilen SEM görüntüsü, **(b)** kumlama + asit işlemleri yapılan ve kompozit rezin uygulanan geçici PEEK örneklerinin x500 büyütmede elde edilen SEM görüntüsü.

Kumlama + asit grubunda uygulanan daimi PEEK örneğinin bağlanma dayanımı testinden sonra, yüzeyinde kumlama grubundan farklı bir yüzey yapısı izlendi. Örnek yüzeylerinde kompozit rezin ve adeziv ajan kalıntılarının bulunduğu kombine kopma alanı SEM görüntüsünde görüldü (Şekil 4.21.(a)).

Kumlama + asit uygulanan geçici PEEK örneğinin bağlanma dayanımı testinden sonra, kombine kopma alanı SEM görüntüsünde görüldü (Şekil 4.21.(b)). Geçici PEEK örneğinde adeziv ajanın yüzeyden ayrıldığı bölge ve kompozit rezin kalıntısı görüldü (Şekil 4.21.(b)).



(a)

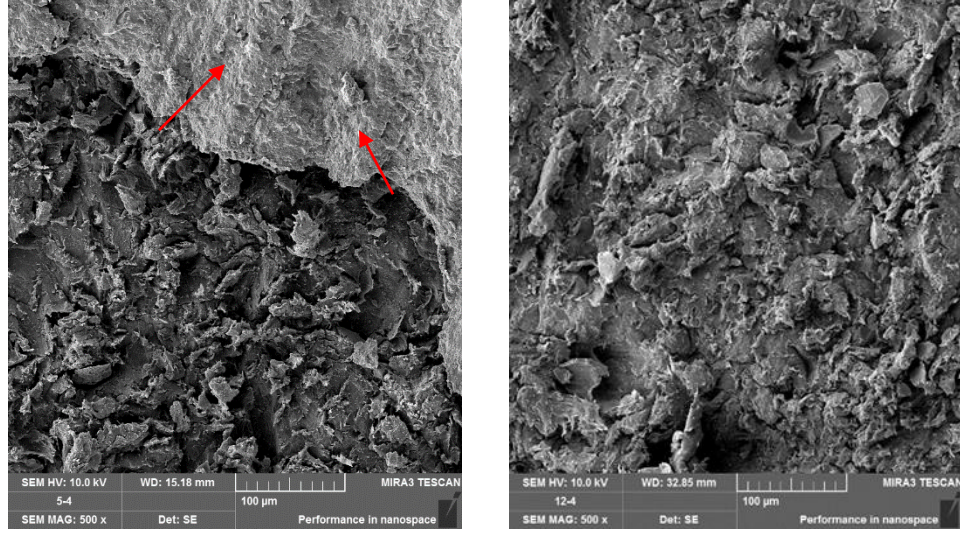


(b)

Şekil 4.22. (a) Kumlama + lazer işlemleri yapılan ve kompozit rezin uygulanan daimi PEEK örneklerinin x500 büyütmede elde edilen SEM görüntüsü, **(b)** kumlama + lazer işlemleri yapılan ve kompozit rezin uygulanan geçici PEEK örneklerinin x500 büyütmede elde edilen SEM görüntüsü.

Kumlama + lazer uygulanması yapılan daimi PEEK örneğinin bağlanma dayanımı testinden sonra yüzeyde dağınık bir şekilde adeziv ajan kalıntıları görüldü (Şekil 4.22.(a)).

Kumlama + lazer uygulanması yapılan geçici PEEK örneğinin bağlanma dayanımı testinden sonra SEM görüntüsünde yüzeyden ayrılmak üzere olan kompozit rezin parçası ve yüzeyde dağınık bir şekilde bulunan adeziv ajan kalıntıları görüldü (Şekil 4.22.(b)).

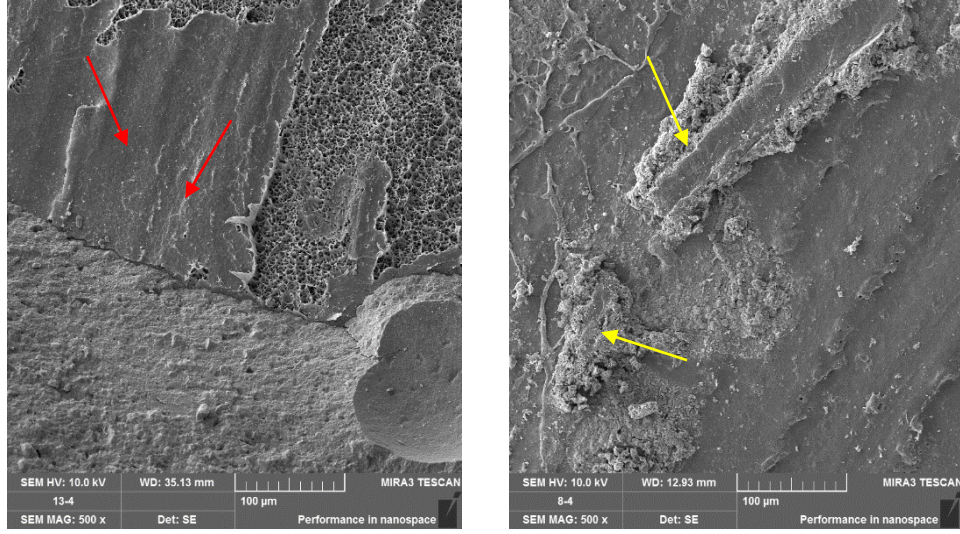


(a)

(b)

Şekil 4.23. (a) Kumlama işlemi yapılan ve rezin siman uygulanan daimi PEEK örneklerinin x500 büyütmede elde edilen SEM görüntüsü, **(b)** kumlama işlemi yapılan ve rezin siman uygulanan geçici PEEK örneklerinin x500 büyütmede elde edilen SEM görüntüsü.

Kumlama yapılan daimi PEEK örneğinin bağlanma dayanımı testinden sonra SEM görüntüsünde yüzeyde rezin siman kalıntıları görüldüğü (Şekil 4.23.(a)), geçici peek örneğinde ise rezin kalıntıları gözlenmediği ve kumlama işlemi sonucunda oluşan homojen pürüzlü yapının bozulmadığı görüldü (Şekil 4.23.(b)).



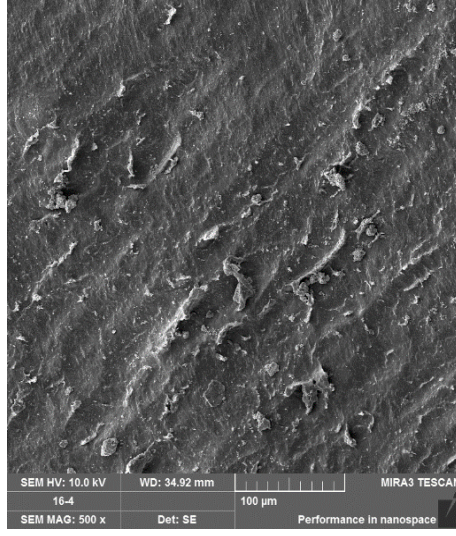
(a)

(b)

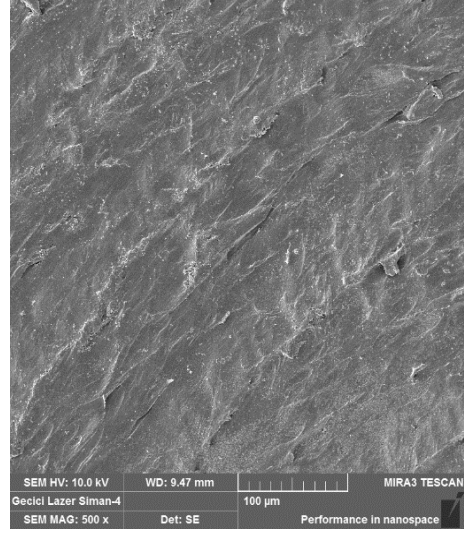
Şekil 4.24. (a) Asit ile pürüzlendirme işlemi yapılan ve rezin siman uygulanan daimi PEEK örneklerinin x500 büyütmede elde edilen SEM görüntüsü, **(b)** asit ile pürüzlendirme işlemi yapılan ve rezin siman uygulanan geçici PEEK örneklerinin x500 büyütmede elde edilen SEM görüntüsü.

Asit ile pürüzlendirme işlemi yapılan daimi PEEK örneğinin bağlanma dayanımı testinden sonra SEM görüntüsünde yüzeyde rezin siman kalıntıları görüldüğü (Şekil 4.24.(a)).

Asit ile pürüzlendirme işlemi yapılan daimi PEEK örneğinin bağlanma dayanımı testinden sonra SEM görüntüsünde yüzeyde parçalanmış rezin siman kalıntıları görüldü (Şekil 4.24.(b)).



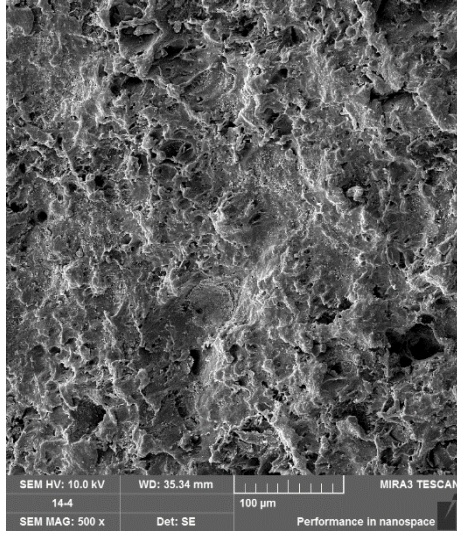
(a)



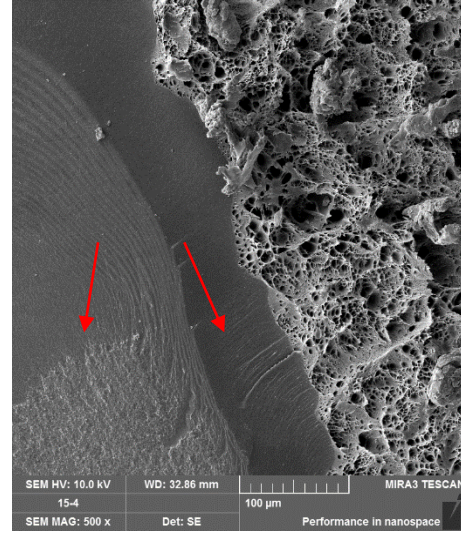
(b)

Şekil 4.25. (a)Lazer ile pürüzlendirme işlemi yapılan ve rezin siman uygulanan daimi PEEK örneklerinin x500 büyütmede elde edilen SEM görüntüsü, **(b)** lazer ile pürüzlendirme işlemi yapılan ve rezin siman uygulanan geçici PEEK örneklerinin x500 büyütmede elde edilen SEM görüntüsü.

Lazer ile pürüzlendirme işlemi uygulanan daimi ve geçici PEEK örneğinin bağlanma dayanımı testinden sonra SEM görüntüsünde örnek yüzeyinde herhangi bir rezin siman kalıntısı görülmedi (Şekil 4.25.(a-b)).



(a)

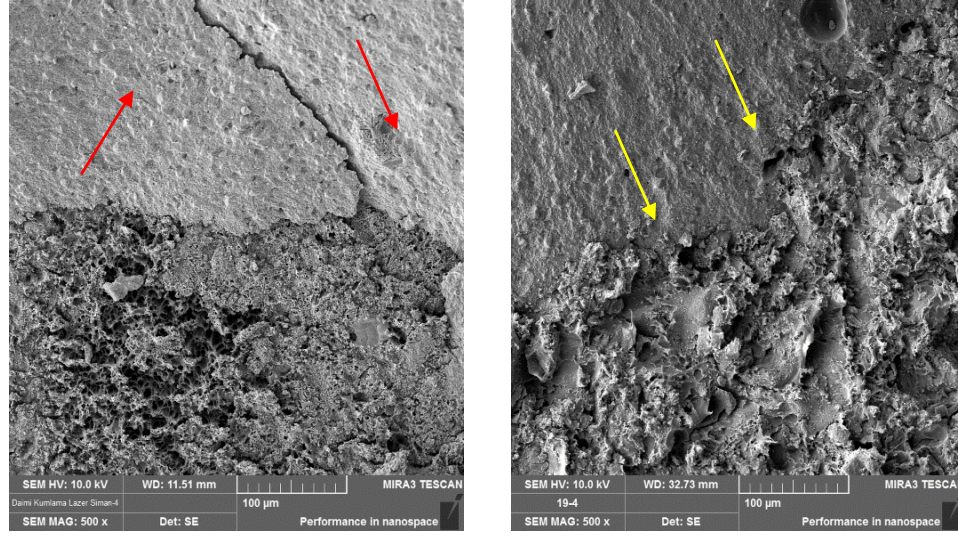


(b)

Şekil 4.26. (a) Kumlama + asit işlemleri yapılan ve rezin siman uygulanan daimi PEEK örneklerinin x500 büyütmede elde edilen SEM görüntüsü, **(b)** kumlama + asit işlemleri yapılan ve rezin siman uygulanan geçici PEEK örneklerinin x500 büyütmede elde edilen SEM görüntüsü.

Kumlama + asit işlemi uygulanan daimi PEEK örneğinin bağlanma dayanımı testinden sonra SEM görüntüsünde yüzeyde rezin siman kalıntısı ve asit uygulamasının yüzeyde oluşturduğu gözenekler görülmedi (Şekil 4.26.(a)).

Kumlama + asit işlemi uygulanan geçici PEEK örneğinin bağlanma dayanımı testinden sonra SEM görüntüsünde kombine kopma alanı ve rezin siman kalıntıları görüldü (Şekil 4.26.(b)).



(a)

(b)

Şekil 4.27. (a) Kumlama + lazer işlemleri yapılan ve rezin siman uygulanan daimi PEEK örneklerinin x500 büyütmede elde edilen SEM görüntüsü, **(b)** kumlama + lazer işlemleri yapılan ve rezin siman uygulanan geçici PEEK örneklerinin x500 büyütmede elde edilen SEM görüntüsü.

Kumlama + lazer işlemi uygulanan daimi PEEK örneğinin bağlanma dayanımı testinden sonra SEM görüntüsünde kombine kopma alanı ve rezin siman kalıntıları görüldü (Şekil 4.27.(a)).

Kumlama + lazer işlemi uygulanan geçici PEEK örneğinin bağlanma dayanımı testinden sonra SEM görüntüsünde kombine kopma alanı ve rezin siman kalıntısı görüldü. Resin siman kalıntısının kumlama + lazer işlemi sonrasında oluşan pürüzlü yapının içerisine nüfuz ettiği görüldü (Şekil 4.27.(b)).

5. TARTIŞMA

Bu çalışmanın amacı farklı yüzey işlemlerinin geçici ve daimi amaçla kullanılan iki farklı tip PEEK materyalinin bağlanma dayanımlarına etkisinin karşılaştırılmasıdır.

Hipotezlerimizden:

1- ‘Farklı yüzey işlemleri PEEK örneklerin yüzey pürüzlülüğüne etki etmeyeceği’ hipotezi reddedildi.

2- ‘Farklı yüzey işlemleri PEEK örneklerin kompozit rezin ile bağlanma dayanımına etki etmeyeceği’ hipotezi genel olarak bağlanma dayanımı değerlerinin artış göstermesi sebebiyle reddedildi.

3- ‘Farklı yüzey işlemleri PEEK örneklerin rezin siman ile bağlanma dayanımına etki etmeyeceği’ hipotezi genel olarak bağlanma dayanımı değerlerinin artış göstermesi sebebiyle reddedildi.

Diş hekimliğinde kaybedilen dişlerin telafisinde metal destekli porselenler oldukça fazla kullanılmaktadır. Bu materyallerin avantajları olduğu kadar dezavantajları da vardır. Önemli dezavantajları arasında metal alaşımların korozyona uğraması, alerjik reaksiyona sebep olması ve estetik problemler gelmektedir (166). Bu nedenler tam seramik restorasyonlar gibi estetik beklentiyi karşılayabilecek materyallere olan ilgiyi artırmıştır. Tam seramik restorasyonların mekanik dayanıklılık sınırlarının düşük olması kullanım alanlarını sınırlandırmıştır. Oklüzal kuvvetlere karşı yeterli dayanıklılık gösteren zirkonya materyali kullanılmaya başlansa da, bu materyalin adezyonu artırmak için yapılabilecek yüzey işlemleri sınırlıdır. Tüm bu problemler metal içermeyen fakat estetik ve mekanik ihtiyaçları karşılayabilecek bir materyal arayışına sebep olmuştur (167).

PEEK polimeri gerek fiziksel özellikleri gerekse biyolojik özellikleri ile diş hekimliğinde kullanıma uygun bir materyaldir. Metal alaşımlara göre estetikdir. Metalik tat problemi ve metal alerjisi olan hastalar için iyi bir alternatiftir. Daha hafif bir restorasyon yapımına imkan verir. Bunun gibi avantajlı özellikleri sayesinde güncel protetik tedavilerde tercih edilen bir materyal haline gelmiştir (96).

Metal alaşımlara göre estetik bir materyal olmasının yanında renk alternatifi sınırlıdır. Opaktır ve özellikle anterior bölgede monolitik formda kullanıma uygun değildir. Bu nedenle restorasyonlarda estetik bir materyal ile veneerlenerek alt yapı materyali olarak kullanılır (96). Bu tip restorasyonlar estetik bir porselen materyalinin rezin siman ile peek yüzeyine uygulanması veya peek alt yapı üzerine kompozit rezinlerin tabakalama tekniği ile uygulanması ile kullanılır. Bu noktada materyalin adeziv özellikleri ön plana çıkmaktadır. Restorasyonun uzun süreli stabilizasyonu ve fonksiyonun devamı için optimum bir adezyon sağlanmalıdır. Islanabilirlik ve yüzey enerjisi materyalin adezyonunu doğrudan etkileyen kavramlardır (141).

PEEK materyalinin düşük yüzey enerjisine sahip olması ile birlikte farklı fiziksel ve kimyasal yöntemlerle yapılan yüzey modifikasyonlarına karşı direnç göstermesi sebebiyle rezin ile PEEK yüzeyler arasında istenilen düzeyde bağlanma kuvveti sağlamakta zorluk oluşturmaktadır. Bu durum PEEK materyalinin klinikte kullanımında problem oluşturmaya devam etmektedir. Yüzey işlemi yapılmamış PEEK yüzeyleri ile rezinler arasında bağlanma olmadığı gösterilmiştir (113).

Yüzey işlemleri uygulanmış peek yüzeylerinde pürüzlülüğün artışı yüzey geriliminin azaltır ve yüzey alanını artırarak mikro düzeyde yüzeylerde retansiyon oluşturmaktadır (23).

Çalışmalarda PEEK yüzeyine uygulanan farklı yüzey işlemleri olarak kumlama, sülfürik asit, Er:YAG lazer, silika kaplama, aseton ve argon plazma kullanılmıştır (112, 168, 6, 169).

PEEK yüzeyine uygulanan farklı yüzey işlemleri ile ilgili yapılan çalışmalar neticesinde çalışmamızda da Al_2O_3 kumlama, H_2SO_4 ile pürüzlendirme, Er:YAG lazer ve kombinasyonları kullanıldı. Daha sonra yüzey işlemleri yapılan daimi ve geçici PEEK örneklerine kompozit ve rezin siman uygulaması yapıldı ve bağlanma dayanımı testine tabi tutuldu. Bu sayede farklı yüzey işlemlerinin kompozit ve rezin siman ile olan bağlanma dayanımına etkilerinin incelenmesi amaçlandı.

Yapılan bir çalışmada 4mm kalınlığında 10 mm çapında disk şeklinde örnekler tercih edilirken başka bir çalışmada 7mm çapında 5 mm kalınlığında disk şeklinde örnekler tercih edilmiştir (112,115).

Çalışmamızda 7mm çapında 5mm kalınlığında disk şeklinde örnekler kullanıldı. Kullanılan bu örnekler aynı yüzey özelliklerine sahip değildi. Yapılan çalışmada elde edilen örnekler 500-2400 grenli karbit zımpara kağıtlarıyla zımparalanmıştır (113,170,39). Çalışmamızda örneklerin yüzeyleri standardizasyonun sağlanması amacıyla ilk önce 800 grenli karbit zımpara kağıtları ile 60 saniye boyunca zımparalandı.

Yapılan çalışmada % 20 TiO₂ içeren daimi PEEK örneklerinin kompozit rezin ile olan bağlanma dayanımını araştırılırken bir başka çalışmada %100 saf PEEK materyalinin rezin ile olan bağlanma dayanımı araştırılmıştır (115,116,171). Çalışmamızda %20 TiO₂ içeren daimi PEEK materyali ile %100 PEEK içeren geçici PEEK materyali kullanıldı. Geçici abutment ve scanbody başlıklarının yapımında kullanılan geçici PEEK materyalinin daimi PEEK ile karşılaştırılması ve klinik olarak birbirine göre avantajlı özellikleri olup olmadığı araştırıldı (165).

PEEK materyalinin klinik kullanımında hem rezin siman hem kompozit rezinler ile adezyonu söz konusudur. Yapılan bazı çalışmada kompozit rezinler kullanılırken (172), bazı çalışmada rezin simanlar (171) kullanılmıştır. Geleneksel hibrit kompozitlerden türetilen mikrohibrit kompozitler BIS-GMA içerikli %78 doldurucu oranına sahipken içerdiği partikül büyüklüğü geleneksel hibrit kompozitlerin yaklaşık yarısı kadardır. Bu sayede uygulaması daha rahattır ve optik özellikleri geleneksel hibrit kompozitlerden daha iyidir. Hem anterior hem de posterior bölgede kullanılabilirler ve çok amaçlı kompozitler olarak nitelendirilirler (173). Çalışmamızda kullanım kolaylığı ve kullanım alanının genişliği göz önünde bulundurularak mikrohibrit bir universal kompozit tercih edildi.

Klinik olarak ideal bir simantasyon materyalinde düşük film kalınlığı, uzun çalışma süresi ve kısa ağız içi polimerizasyon süresi aranan özelliklerdendir. Resin siman uygulamalarında kullanılan geleneksel adeziv simantasyon tekniği hassasiyet ve zaman gerektiren bir işlem olup restorasyonun başarısını etkileyen önemli

etkenlerden biridir. Bu nedenle bu zorlu ve titizlik gerektiren klinik aşamalarının ortadan kaldırılmasını sağlayan self adeziv rezin simanlar geliştirilmiştir. Multifonksiyonel fosforik asit metakrilattan oluşan bir organik yapı ve % 72 inorganik doldurucuya sahip olan bu adeziv sistemler simantasyon işlemini klinik olarak oldukça basit hale getiren ve sıklıkla kullanılan bir materyallerdir. Self adeziv rezin simanların yapılan çalışmalar neticesinde endodontik post, metal alaşımları, porselen materyalleri ve kompozit rezinler ile olan adezyonunun konvansiyonel simanlara göre oldukça başarılı olduğu ve yüksek bağlanma değerleri gösterdiği rapor edilmiştir (174).

Tsuka ve ark. (171) çalışmalarında PEEK ve rezin simanın bağlanma dayanımına bakmış ve uygun yüzey işlemleri yapıldığında self adeziv rezin simanın klinik olarak kabul edilebilir düzeyde bağlanma oluşturduğunu belirtmişlerdir. Yapılan çalışmalarda kullanılan adeziv materyalin kimyasal kompozisyonunun da bağlanma üzerinde etkili olduğu belirtilmiştir (86, 113).

Stawarczyk ve ark. (39) 2019 yılında yaptıkları bir çalışmada MMA içerikli rezin materyallerin PEEK yüzeyine daha fazla bağlanma gösterdiğini belirtsele dahi, Stawarczyk ve ark. (175) 2018 yılında yaptıkları bir çalışmada PEEK yüzeyine MMA içerikli ve 10-MDP içerikli adeziv ajanları aynı çalışmada kullanmış ve TBS değerleri arasında anlamlı bir fark olmadığı sonucuna varmışlardır.

Yukarıda bahsedilen Çalışmalar doğrultusunda çalışmamızda daimi ve geçici PEEK materyalleri üzerine MMA içerikli rezin siman ve 10-MDP içerikli adeziv bonding ajan ile universal mikrohbrit kompozit birlikte kullanıldı ve aynı şartlar altında bağlanma dayanımlarına bakıldı.

Oral sıcaklık değiştiğinde, dental sert doku, adeziv sistem ve PEEK'in termal genleşme katsayıları farklı şekilde değişir ve bu da bonding ara yüzünde stres oluşturur. Restorasyonların bu sıcaklık değişimine dayanıklılığını in vitro ortamda test etmek için termal yaşlandırma işlemleri uygulanır. İn vitro deneyler biyolojik ortamın tüm şartlarını sağlamasa da çoğunu standardize ederek güvenli veriler elde etmeye olanak tanır. Ağız ortamında oluşan bu durumu laboratuvar ortamında da taklit edebilmek adına çalışmada en düşük 5 °C en yüksek 55 °C arasında 5000 devir olacak şekilde yapay yaşlandırma yapıldı (176, 177). Yapay yaşlandırma işlemlerinde en az

500 devir yapılması gerektiği ve 10000 devrin ise ağız ortamında 1 yıla tekabül ettiği belirtilmiştir (162).

Alt yapı üzerine uygulanan seramik restorasyonların klinik başarısındaki en önemli etken aradaki bağlantı dayanımıdır. Bağlantı dayanımına bakmak için farklı test yöntemleri kullanılmaktadır. Bunlar tensile, mikro tensile, makaslama (shear) ve üç nokta eğme testleridir. Bunlar arasında en sık kullanılanı makaslama bağlanma dayanımı testidir. Bu testlerin güvenilir sonuçlar vermesi ve tekrarlanabilir olması için uygun koşullarda yapılması gereklidir. Makaslama bağlanma dayanımı testi; basit ve uygulamasının kolay olması, hızlı sonuç alınabilmesi nedeniyle çalışmamızda da bu test yöntemi tercih edildi (178, 179, 180).

PEEK yüzeyinde oluşturulan yüzey pürüzlülüğünün bağlanma dayanımı kuvveti üzerine de etkili olabileceği belirtilmektedir. Bu nedenle çalışmamızda yüzey pürüzlülüğünün bağlanma dayanımı üzerine etkilerini incelemek amacı ile ortalama yüzey pürüzlülük değerleri ölçüldü.

Çulhaoğlu ve ark. (112) yapmış olduğu çalışmada PEEK yüzeyine aseton, kojet, YB:PL lazer, %98 konsantrasyonda sülfürik asit kullanmışlar ve bunlar arasında en düşük yüzey pürüzlülük değerini asit uygulaması (0.35 ± 0.14) sonucunda elde edildiğini belirtmişlerdir. Çağlar ve ark. (115) PEEK yüzeyine 3 farklı yüzey işlemi (kumlama, silika kaplama, Er:YAG lazer) uygulamış ve kumlama grubunda en yüksek ($2,64 \pm 0,28$) yüzey pürüzlülük değerinin elde edildiğini belirtmişlerdir.

Çalışmamızda da daimi ve geçici PEEK örneklerinden elde edilen yüzey pürüzlülük değerlerine göre hem daimi ($1,39 \pm 0,54$) de geçici ($1,46 \pm 0,50$) PEEK gruplarındaki H_2SO_4 uygulanan örneklerden en düşük değerler elde edilirken kumlama uygulanan daimi ($4,35 \pm 0,77$) ve geçici ($4,55 \pm 1,30$) PEEK örneklerinden en yüksek değerler elde edildi. Bu elde edilen veriler neticesinde yukardaki çalışmalar ile paralellik gösterdi.

PEEK yüzeylerinin adeziv özelliklerinin artırılması amacıyla; yüzey pürüzlülüğünün elde edilmesine olanak sağlayan ve rezin materyal ile PEEK arasında mekanik bir bağlantı kurulabilmesine yardımcı olan işlemlerden birisi kumlamadır.

Kumlama, yüzey pürüzlülüğünü artırarak adezivlerin materyale mekanik olarak tutunmasında önemli bir parametredir. Kumlamanın PEEK yüzeyini değiştirdiği ve bağlanma dayanımını artırdığı ile ilgili pek çok çalışma bulunmaktadır (8,113,170). Bu konuda yapılan araştırmalarda genellikle 50 μ ve 110 μ boyutlarında alüminyum oksit partikülleri 2,5 atm veya 4atm basınç altında 10 mm mesafeden uygulanmıştır (6,175,181,182,183). PEEK yüzeylerini pürüzlendirmede sıklıkla kullanılan kumlama alternatif olarak birçok yüzey pürüzlendirme yöntemleri kullanılmıştır. Sülfürik asit, hidroflorik asit ve lazer uygulamaları gibi yöntemlerin de PEEK yüzeylerinde adezyona etki ettiği çalışmalarda belirtilmiştir (8,39,40,119,184).

Stawarczyk ve ark. (175) çalışmalarında PEEK yüzeyine farklı boyutlarda ve farklı atmosferik basınçlar altında (50 μ - 0,05MPa, 50 μ - 0,35MPa, 110 μ - 0,05MPa, 110 μ - 0,35MPa) kumlama ve rocatec (110 μ - 0.28 MPa) kullanılmış ve yüzeye 10 mm mesafeden uygulanmıştır. Çalışmanın sonuçlarına göre PEEK materyali ile kompozit rezinin en etkin bağlanma değerleri 0,35MPa, 110 μ uygulamada elde edilirken en etkin bağlanma için önemli olanın kum boyutu değil uygulama basıncının olduğunu belirtmişlerdir.

Yapılan bir çalışmada % 20 seramik doldurucu daimi PEEK materyali ile kompozit rezin arasında bağlantı dayanımına bakılmış %98 konsantrasyonda H₂SO₄, 50 μ Al₂O₃ partikülleri kullanılmıştır. İki grup arasındaki yüzey pürüzlülük değerleri arasındaki fark istatistiksel açıdan önemli bulunmamışken, bağlanma değerleri arasındaki fark istatistiksel açıdan önemli bulunmuştur. Kumlama uygulanan grubunun daha düşük bağlanma değerleri sergilediği belirtilmiştir (116). Bir diğer çalışmada Bağkur ve ark. (183) daimi PEEK örnekleri ile self adeziv rezin simanın bağlanma dayanımına bakmış ve örnek yüzeylerine 50 μ ve 110 μ alüminyum oksit kumlama 2,5 atm ile uygulamıştır. 50 μ (34,00 $\pm$ 2,11 MPa) boyutunda Al₂O₃ kullanılan örneklerin rezin siman ile olan bağlanma dayanımı değerleri en yüksek çıkmasına rağmen 110 μ (29,49 $\pm$ 5,41 MPa) boyutunda Al₂O₃ kullanılan örnekler ile arasında istatistiksel açıdan önemli bir fark olmadığını belirtmişlerdir.

Çalışmamızda kumlama grubuna ait daimi ve geçici PEEK (4,35 $\pm$ 0,77, 4,55 $\pm$ 1,30) örnekleri ile asit ile pürüzlendirme yapılan daimi ve geçici PEEK

(1,39±0.54, 1,91 ± 0,41) örneklerinin yüzey pürüzlülük değerleri arasındaki fark istatistiksel açıdan önemlidir ($P<0,05$).

Çalışmamızda kumlama uygulanan daimi ve geçici PEEK materyallerinin kompozit rezin ile olan bağlanma dayanımları arasındaki fark istatistiksel açıdan önemlidir ($P<0,05$). Kumlama işlemi uygulanan daimi PEEK örneklerinde kırma testi sonrası yapılan SEM incelemesinde örnek yüzeyinde adeziv ajan kalıntıları bir katman halinde görülmektedir. Kumlama işlemi yapılan geçici PEEK örneğinin kompozit rezin ile olan bağlanma dayanımı testi sonrası yapılan SEM incelemesinde yüzeyde adeziv ajan kalıntıları görülmemektedir. Kumlama uygulamasının geçici PEEK örnek yüzeylerinde gevşek tutunan partiküller oluşturarak Ra değerinin fazla çıkmasına sebep olduğu düşünülmektedir. Bu partiküllerin PEEK materyali ile adeziv ajan arasında zayıf bir bağlantı oluşturabileceği kanısına varıldı. Çalışmamızda kumlama yüzey işlemi uygulanan daimi ve geçici PEEK örneklerinin rezin siman ile olan bağlanma dayanımları arasında istatistiksel açıdan önemli bir fark yoktur ($P>0,05$). Yukarda bahsedilen çalışmaların aksine istatistiksel açıdan önemli bir fark olmasa da kumlamanın yüksek değerler göstermesi kum partiküllerinin boyutunun 110µ uygulama basıncının ise 6 atm basınç olmasından kaynaklanabileceği düşünülmektedir.

Yapılan bir çalışmada %98 konsantrasyonda H_2SO_4 , 50 µ ve 110 µ boyutlarında AL_2O_3 kumlama ve silika kaplama kullanılmış, saf PEEK örnekleri ile kompozit rezinler bağlanmıştır. Kumlama işlemi 2 bar basınç ile 10 mm mesafeden 10 saniye uygulanmıştır. Silika kaplama en yüksek ıslanabilirlik değerini verirken PEEK yüzeyindeki en yüksek pürüzlülük değerini 110 µ boyutunda alüminyum oksit partikülleri ile yapılan kumlama grubu vermiştir. Buna rağmen sülfürik asit ile pürüzlendirme yapılan gruplarda bağlanma dayanımı değerleri daha yüksek ve diğer yüzey işlemleri uygulanan gruplar ile arasında anlamlı bir fark olduğu belirtilmiştir (6). Çalışmamızda 110 µ boyutunda AL_2O_3 kum partikülleri kullanıldığında daimi ve geçici PEEK örneklerinden elde edilen Ra değerleri, %98 konsantrasyonda H_2SO_4 kullanıldığında daimi ve geçici PEEK örneklerinden elde edilen Ra değerlerinden farkı istatistiksel açıdan önemlidir. Bu anlamda çalışmamız Stawarczyk ve ark. (6) yaptıkları çalışmayı destekler niteliktedir. Chaijareenont ve ark. (172) yaptıkları

çalışmada %98, 90, 85, 80 ve 70 (sırasıyla bağlanma değerleri: 27.36 ± 3.95 , 26.68 ± 4.07 , 21.53 ± 5.97 , 17.47 ± 2.15 , 1.37 ± 0.43 MPa) konsantrasyonda sülfürik asidi PEEK yüzeyine 60 sn. boyunca uygulamış ve kompozit rezin ile bağlantı dayanımına bakmışlar ve en yüksek bağlanma değerini %98 ve %90 konsantrasyonlardaki sülfürik asit grubunda olduğunu belirtmişlerdir. Yüzey işlemi uygulanan örneklerin SEM incelemelerinde, ancak %98 konsantrasyondaki uygulamada mikro por oluştuğu ve kompleks yapının bozulduğu belirtilmiştir. Çalışmamızda asit uygulanan gruplardan kompozit rezin ile bağlanan örneklerin yüksek bağlanma dayanımı göstermesi ve bu örneklerin SEM görüntülerinde mikro por oluşumu yukarıda bahsedilen çalışmayı destekler niteliktedir.

Asit yüzey işlemi uygulanan daimi ve geçici PEEK örneklerinin kompozit rezin ile olan bağlanma dayanımları arasında istatistiksel açıdan önemli bir fark yokken ($p>0,05$) rezin siman ile olan bağlanma dayanımları arasında istatistiksel açıdan önemli bir fark vardır ($p<0,05$). Asit yüzey işlemi uygulanan daimi PEEK materyalinin rezin siman ile olan bağlanma dayanımı değeri geçici PEEK materyalinin bağlanma dayanımı değerinden fazladır. Asit uygulaması yapılan daimi ve geçici örneklerin SEM görüntüleri incelendiğinde geçici PEEK örneklerinin yüzeyinde por oluşumu daimi PEEK materyalinden daha fazla olduğu tespit edildi. Asit uygulaması yapılan daimi ve geçici örneklerin kompozit rezin ile olan bağlanma dayanımları karşılaştırıldığında aralarındaki fark istatistiksel açıdan önemli olmasa da geçici PEEK materyalinin asit uygulaması yapıldığında kompozit rezin ile olan bağlanma dayanımı daimi PEEK 'ten daha fazladır. Bu sonuçlar SEM görüntüleri ile desteklenebilir niteliktedir.

Daimi PEEK örneğinin asit işlemi uygulandığında rezin siman ile olan bağlanma dayanımı geçici PEEK örneğinden daha fazladır. %98 konsantrasyonda H_2SO_4 uygulamasının 60 saniye yerine 30 saniye uygulanması rezin simanın bağlanacağı destekli yapıların bozulmadan yüzeyde kalma ihtimalini artırabileceği yönünde düşünüldü. Geçici PEEK materyalinde asit uygulaması ile ilgili daha fazla çalışmaya ihtiyaç vardır.

Çalışmamızda kumlama + asit işlemi yapılan daimi PEEK örneklerinin Ra değeri kumlama yapılan örneklerin Ra değerinden fazladır fakat aralarındaki fark istatistiksel açıdan önemli değildir ($p>0,05$). Geçici PEEK örneklerinde ise asit uygulamasının kumlama işleminin oluşturduğu pürüzlülüğü azalttığı görüldü. SEM görüntülerine bakıldığında daimi PEEK örneklerinde kumlama+asit uygulaması ile yüzeyde düzensiz şekilli yapılar ve por oluşumu görülürken geçici örneklerde ise yer yer daha düzgün görünüm sergileyen alanlar tespit edildi. Bunun asidin çözücü etkisinden kaynaklandığı düşünülmektedir.

Çalışmamızda kumlama + asit yüzey işleminin uygulandığı daimi ve geçici PEEK örneklerinin yüzey pürüzlülük değerleri ile sadece asit işlemi uygulanan daimi ve geçici PEEK örneklerinin yüzey pürüzlülük değerleri arasındaki fark istatistiksel açıdan önemlidir ($p<0,05$). Kumlama + asit uygulaması yapılan gruplardan elde edilen Ra değerleri asit uygulaması yapılan gruplardan elde edilen Ra değerlerinden daha fazladır. Daimi ve geçici PEEK örneklerinde SEM incelemesinde asit uygulaması yapılan gruplarda daha düzenli olan fakat yüzeyinde gözenekler barındıran bir yüzey alanı görüldü. Bu gözenekler geçici PEEK materyalinde daha fazla göze çarpmaktadır. Kumlama + asit işlemi uygulanan gruplarda ise kumlama işleminin sonucunda yüzeyde düzensiz şekilli yapıların homojen bir şekilde dağıldığı fakat geçici PEEK materyalinde bu yapıların azaldığı tespit edildi. Gözenekli yapının geçici PEEK örneklerinde daha fazla olduğu göz önünde bulundurulduğunda sülfürik asidin çözücü etkisinin geçici PEEK materyalinde daha fazla olduğu ve daimi PEEK'te bu materyalin içerdiği TiO_2 partiküllerinin bu etkiyi azalttığı düşünülebilir.

Çulhaoğlu ve ark. (112) yaptıkları bir çalışmada PEEK yüzeyine Cojet (3 bar, 15 saniye, 10 cm), Aseton (%99 oranda), Asit (Sülfürik asit %98), Kumlama (110 μ m, 2 bar, 10 mm mesafe, 15 sn.) ve Lazer (Yb:PL) uygulamışlardır. Kumlama ve Lazer grubunun en yüksek pürüzlülük değerine sahip olduğu (2.26 ± 0.33 , 2.26 ± 0.33); diğer grupların çok düşük değerler gösterdiği belirtilmiştir. En yüksek bağlanma dayanımının ise sırayla asit, lazer ve kumlama grubunda olduğunu (15.82 ± 4.23 , 11.46 ± 1.97 ve 10.81 ± 3.06) belirtmişlerdir. Yukardaki çalışmada lazer işlemi uygulanan grubun kumlama uygulanan grubuna göre daha yüksek pürüzlülük değeri gösterdiği belirtilmiştir. Çalışmamızda bu çalışmanın aksine lazer grubu kumlama grubuna göre

daha düşük değerler gösterdi. Lazer grubunda kumlama grubuna göre daha düşük yüzey pürüzlülüğü çıkması SEM görüntülerinde lazerden etkilenmeyen alanların çokluğu ile açıklanabilir. Kullanılan lazer sisteminin farklı olması da bu sonucun elde edilmesine sebebiyet vermiş olabilir. Ayrıca yukardaki çalışmada asit uygulamasının en düşük pürüzlük değeri göstermesi çalışmamızdaki sonuçlar ile paralellik göstermiştir. Bağlanma yönünden incelendiğinde yukardaki çalışma ile kumlama ve asit grupları ile paralellik görülürken lazer grubu ile çelişen sonuçlar elde edildi.

Ateş ve ark. (185) yaptığı çalışmada PEEK materyalinde kumlama, kojet, Er:YAG + kojet ve Er:YAG + kumlama (50μ AL₂O₃ ,2,7 atm) uygulaması yapmış ve kompozit rezin ile olan bağlanma dayanımlarına bakmışlardır. Çalışmanın sonuçlarına göre Er:YAG lazerin kumlama ve kojet sistem ile birlikte uygulandığı örneklerin Ra değerleri kumlama ve kojetin tek başına uygulandığı örneklerden daha fazla olduğunu ve Er:YAG + kumlama ve ER:YAG + kojet gruplarının bağlanma dayanımları arasındaki fark ise istatistiksel açıdan önemli olmadığını belirtmişlerdir.

Çalışmamızda kumlama ve kumlama + lazer gruplarından elde edilen Ra değerleri arasındaki fark daimi PEEK materyalinde istatistiksel açıdan önemli değilken ($p>0,05$), geçici PEEK materyalinde istatistiksel açıdan önemlidir ($p<0,05$). Kumlama işleminin yüzeyden farklı boyutlarda moleküller uzaklaştırarak pürüzlülüğe sebep olduğu, lazer uygulaması ile yzeeye daha zayıf tutunan moleküllerin yüzeyden uzaklaşarak daha düz alanlar oluşturduğu düşünüldü. Bu etki geçici PEEK materyalinde daimi PEEK materyaline göre daha fazla görülmektedir. Geçici PEEK materyalinin kumlama uygulanan grubunda daimi PEEK materyaline göre daha fazla Ra değeri vermesi ve lazer uygulaması ile istatistiksel olarak anlamlı ölçüde pürüzlülük kaybetmesi geçici PEEK materyalinin daimi PEEK materyaline göre daha kolay aşınabilir bir materyal olduğu düşüncesinin doğurdu. Bu sonuçlar TiO₂ içeriğinin daimi PEEK materyaline dayanıklılık kazandırdığı düşüncesini kuvvetlendirmiştir. Daimi ve geçici PEEK rnekleri ile kompozit rezinin bağlanma dayanımı değerlerinde lazer ve kumlama + lazer uygulanan gruplar arasındaki fark istatistiksel açıdan önemlidir ($p<0,05$). Daimi ve geçici PEEK örneklerinde kumlama + lazer işlemi uygulanan grupların bağlanma dayanımı değerleri kumlama işleminin tek başına uygulandığı bağlanma dayanımı değerlerinden daha fazladır. Aradaki bu

fark geçici PEEK örnek grupları arasında önemli ($p<0,05$) iken daimi PEEK örnek gruplarında önemli değildir ($p>0,05$). Bağlanma dayanımı testi sonrasında kumlama + lazer işlemi yapılan ve kompozit rezin uygulanan geçici PEEK örneklerinden alınan SEM görüntüsünde yüzeyde rezin materyali kalıntıları tespit edildi. Daimi PEEK örneklerinde ise yüzeyde dağınık adeziv ajan kalıntıları vardır. Kumlama + lazer işlemi uygulanan daimi ve geçici PEEK örneklerinin bağlanma dayanımları karşılaştırıldığında geçici PEEK materyalinin bağlanma dayanımı değeri daha fazladır ve aralarındaki fark istatistiksel açıdan önemlidir ($p<0,05$).

Çalışmamızda daimi ve geçici PEEK örneklerinin kumlama + lazer uygulanan gruplarda rezin siman ile olan bağlanma dayanımı değerleri sadece lazer veya sadece kumlama işleminin uygulandığı grupların rezin siman ile olan bağlanma dayanımı değerlerinden daha fazladır ve bu fark istatistiksel açıdan önemlidir ($p<0,05$). Ateş ve ark. (185) yapmış olduğu çalışmada PEEK yüzeyine 5 farklı (Kumlama, Slika kaplama, Er:YAG lazer, Kumlama + lazer, kumlama + kojet) yüzey işlemi uygulayarak bağlanma dayanımı değerlerine bakmışlar ($10,97\pm2,88$, $12,07\pm2,82$, $6,03\pm1,04$, $12,09\pm2,08$, $13,14\pm1,45$) Er:YAG lazer , kumlama , kumlama + ER:YAG lazer uygulamalarının kompozit rezin ile olan bağlanma dayanımına etkileri arasında anlamlı bir fark olmadığı ve en yüksek bağlanma dayanımını sırasıyla lazer + kojet, lazer + kumlama ve kumlama grubunda olduğunu belirtmişlerdir. Çalışmamızda da kumlama + lazer ve kumlama grupları yukardaki çalışmaya paralel sonuçlar gösterdi (185).

Seferli ve ark. (186) yapmış olduğu çalışmada PEEK yüzeyine farklı kompozit, bond ve yüzey işlemleri (piranha solüsyonu ile asitleme, kumlama, kumlama + asitleme) uygulamıştır. Genel olarak bakıldığında tüm yüzey işlemleri kontrol grubuna göre bağlanma dayanımını artırdığını belirtmişlerdir. Bunlar arasında en yüksek bağlanma dayanımı değeri asit işlemi uygulanan gruplarda görülmüştür. Çalışmamızda lazer grubu hariç tüm grupların kontrol grubuna göre bağlanma dayanımı değeri arttığı görüldüğünden yukardaki çalışma ile paralellik gösterdi.

Çalışmamızda kumlama + lazer ve kumlama + asit uygulaması yapılan daimi ve geçici PEEK örneklerinin ortalama Ra değerleri karşılaştırıldığında daimi PEEK materyalinin Ra değeri geçici PEEK materyalinin Ra değerinden daha büyüktür fakat

aralarındaki bu anlamlı değildir. Kumlama + lazer uygulanan daimi ve geçici PEEK örneklerinin SEM görüntüleri incelendiğinde daimi PEEK yüzeyinde kumlamanın oluşturduğu düzensiz şekilli alanların üzerinde boyutları değişken por yapılarının olduğu görüldü. Aynı yüzey işlemi uygulanan geçici PEEK örneğinin yüzeyinde ise kumlama sebebiyle oluşan pürüzlü yüzeyden materyal uzaklaşması sebebiyle yer yer düzgünleşen alanlar SEM incelemesinde görüldü. Kompozit rezin ile olan bağlanma dayanımına bakılan daimi ve geçici PEEK örneklerine kumlama + lazer işlemi uygulandığında elde edilen bağlanan dayanımı ile kumlama + asit işlemi uygulandığında elde edilen bağlanma dayanımı arasındaki fark istatistiksel açıdan önemli değilken ($p>0,05$), rezin siman uygulanan gruplarda bu fark önemli bulundu. Kumlama + lazer uygulaması rezin siman ile bağlanmasında daha yüksek veriler gösterdi. Resin simanın kumlama ve kumlama + lazer işlemlerinde daha yüksek bağlanma dayanımı göstermesinin asıl etkeni fiziksel yüzey şekillendirme olduğu düşünülebilir.

Bağlanma dayanımının incelenmesinde sadece makaslama testi sonuçlarının değil kopma tipinin de değerlendirilmesi gerekmektedir. Yapılan bir çalışmada koheziv ve kombine (adeziv + koheziv kopma) kopma türlerinin, adeziv kopma türüne kıyasla daha yüksek bir bağlanma dayanımını ifade ettiği ve adeziv kopma türünün düşük bağlanma dayanımı belirteci olduğu ifade edilmiştir (187).

Çalışmamızda kompozit rezin ile bağlanma dayanımına bakılan daimi PEEK örneklerinin kopma türleri incelendiğinde kombine türde kopma yalnızca kumlama + asit grubuna ait örneklerin %40'ında görülürken diğer grupların tamamında adeziv türde kopma görüldü. Resin siman uygulanan daimi örneklerde ise % 20 oranında kombine türde kopma görülürken, bu örnekler kumlama, kumlama + asit, kumlama + lazer gruplarına aittir. Örneklerin hiçbirinde koheziv türde kopma görülmemiştir. Çalışmamızda geçici PEEK örnekleri üzerine kompozit rezin uygulananların %13,3'ünde ve resin siman uygulananların ise %11,6'sında kombine türde kopma görüldü. Kompozit rezin uygulanıp kombine türde kopmanın görüldüğü örnekler; asit, kumlama + asit ve kumlama + lazer gruplarına, resin siman uygulanıp kombine türde kopmanın görüldüğü örnekler ise kumlama, kumlama + asit, kumlama + lazer gruplarına aittir.

Geçici ve daimi PEEK örneklerinin hiç birinde koheziv tipte kopma görülmemesi çoğu çalışma ile benzerlik gösterdi (115,116,172).



6. SONUÇLAR

Farklı yüzey işlemlerinin daimi ve geçici PEEK ile rezin materyalleri arasındaki bağlanma dayanımına etkisinin incelendiği çalışmamızda aşağıdaki sonuçlar elde edildi;

- 1- Yüzey işlemleri daimi ve geçici PEEK yüzeylerinde kontrol grubuna göre önemli derecede pürüzlülük oluşturdu. Daimi PEEK örneklerinde kumlama + asit grubu, geçici PEEK örneklerinde ise kumlama grubu en yüksek pürüzlülük değeri gösterdi.
- 2- Kompozit rezin ile bağlanan daimi ve geçici PEEK örneklerinde en yüksek bağlanma dayanımı değeri asit uygulanan gruplardan elde edildi.
- 3- Resin siman ile bağlanan daimi ve geçici PEEK örneklerinde en yüksek bağlanma dayanımı değeri kumlama + lazer uygulaması yapılan gruplardan elde edildi.
- 4- Lazer dışındaki tüm yüzey işlemleri kompozit rezin ile daimi ve geçici PEEK materyali arasında kontrol grubundan önemli derecede yüksek bağlanma dayanımı değerleri elde edilmesini sağladı.
- 5- Kumlama, asit, kumlama + lazer yüzey işlemleri resin siman ile daimi PEEK materyali arasında, kumlama ve kumlama + lazer yüzey işlemleri ise resin siman ile geçici PEEK arasında kontrol grubuna göre önemli derecede yüksek bağlanma dayanımı elde edilmesini sağladı.
- 6- Kontrol grubu ile lazer işlemi uygulanan gruplara ait hiçbir örnekte kombine türde kopmanın olmaması, lazer uygulamasının bağlanma dayanımını artırıcı yönde etkisinin yetersiz olduğunu gösterdi.
- 7- Her hangi bir yüzey işlemi uygulanmamış PEEK yüzeyinde bağlanma dayanımının yetersizliğinden dolayı mutlaka yüzey şekillendirme işleminin yapılması gerektiği sonucuna varıldı.

7. KAYNAKÇA

1. Balcı B. Farklı Estetik Abutmentların Döngüsel Yorulma Yükleme Sonrasında Kırılma Dayanımlarının Değerlendirilmesi Yüksek Lisans Tezi. Bezmialem Vakıf Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü, İstanbul, (2015).
2. Tosun T. Kuron ve köprü protezlerinde zirkonyum. *Dentalife* 2007; 22: 18- 26.
3. Suttor D. Lava zirconia crowns and bridges. *Int J Comput Dent* 2004; 7:67-76.
4. Najeed S, Zafar MS, Khurshid Z, Siddiqui F. Applications of polyether ether ketone (PEEK) in oral implantology and prosthodontics. *J Prosthodont Res* 2016; 60(1): 12-19.
5. Zoidis P, Bakiri E, Polyzois G. Using modified polyetheretherketone (PEEK) as an alternative material for endocrown restorations: A short-term clinical report. *J Prosthet Dent* 2017 ;117(3): 335-3359.
6. Stawarczyk B, Beuer F, Wimmer T, Jahn D, Sener B, Roos M, et al. Polyetheretherketone-A suitable material for fixed dental prostheses? *J Biomed Mater Res-Part B Appl. Biomater* 2013 ;101(7): 1209-1216.
7. Rocha RF, Anami LC, Campos TM, Melo RM, Souza RO, Bottino MA. Bonding of the Polymer Polyetheretherketone (PEEK) to Human Dentin: Effect of Surface Treatments. *Braz Dent J* 2016;27(6): 693-699.
8. Kern M, Lehmann F. Influence of surface conditioning on bonding to polyetheretherketon (PEEK). *Dent Mater* 2012; 28: 1280–1283.
9. Nieminen T, Kallela I, Wuolijoki E, et al. Amorphous and crystalline polyetheretherketone: Mechanical properties and tissue reactions during a 3 year follow up. *J Biomed Mater Res - Part A* 2008; 84: 377– 383.
10. Ouyang L, Zhao Y, Jin G, Lu T, Li J, Qiao Y, et al. Influence of sulfur content on bone formation and antibacterial ability of sulfonated PEEK. *Biomaterials* 2016 ; 83: 115-126.
11. Kurtz S.M., Devine J. N. , PEEK Biomaterials in Trauma, Orthopedic, and Spinal Implants. *Biomaterials* 2007; 28(32): 4845–4869.
12. Kalaycı E, Avinç O, Yavaş A. Poli Eter Eter Keton (PEEK) Lifleri. *Cumhuriyet Üni Fen-Edeb Fak Fen Bilim Derg* 2017;38(2):168–186.

13. Fan JP, Tsui CP, Tang CY, Chow CL. Influence of interphase layer on the overall elasto-plastic behaviors of HA/PEEK biocomposite. *Biomaterials* 2004; 25:5363–5373.
14. Wiesli MG, Özcan M. High-Performance Polymers and Their Potential Application as Medical and Oral Implant Materials: A Review. *Implant Dent* 2015;24: 448–457.
15. Wang H., Xu M., Zhang W., Kwok D.T., Jiang J., Wu Z., Chu P.K. Mechanical and biological characteristics of diamond-like carbon coated poly aryl-ether-ether-ketone. *Biomaterials* 2010; 31, 8181–8187.
16. Ma R., Tang T. Current strategies to improve the bioactivity of PEEK. *International Journal of Molecular Sciences* 2014;15(4): 5426–5445.
17. Sheiko N, Kékicheff P, Marie P, et al. PEEK (polyether-ether-ketone)-coated nitinol wire: Film stability for biocompatibility applications. *Appl Surf Sci* 2016; 389: 651–665.
18. Rho JY, Ashman RB, Turner CH. Young's modulus of trabecular and cortical bone material: Ultrasonic and microtensile measurements. *J Biomech* 1993; 26: 111–119.
19. Staniland PA, Wilde CJ, Bottino FA, et al. Synthesis, characterization and study of the thermal properties of new polyarylene ethers. *Polymer (Guildf)* 1992; 33: 1976–1981.
20. Panayotov IV, Orti V, Cuisinier F, et al. Polyetheretherketone(PEEK) for medical applications. *Journal of Materials Science: Materials in Medicine* 2016;27(7):1-11.
21. R. May, Polyetheretherketones, in: H.F. Mark, N.M. Bikales, C.G. Overberger, G. Menges, J.I. Kroschwitz (Eds.), *Encyclopedia of Polymer Science and Engineering* 1988;313-320.
22. Clarke IC, Donaldson T, Bowsher JG, et al. Current concepts of metal-on-metal hip resurfacing. *Orthopedic Clinics of North America* 2005; 36: 143–162.
23. Kurtz S. M. An Overview of PEEK Biomaterials. *PEEK Biomaterials Handbook*, 1–7, (2012).
24. Nicholson JW. *The Chemistry of Polymers*, 5th Edition. The Royal Society of Chemistry 2017: 18-19.

25. Schmidlin PR, Stawarczyk B, Wieland M, Attin T, Hammerle CH, Fischer J. Effect of different surface pre-treatments and luting materials on shear bond strength to PEEK. *Dental Mater*, 2010;26(6):553-559.
26. Bae SY, Park JY, Jeong I Do, et al. Three-dimensional analysis of marginal and internal fit of copings fabricated with polyetherketoneketone (PEKK) and zirconia. *J Prosthodont Res* 2017; 61: 106–112.
27. Tekin S, Cangül S, Adıgüzel Ö, Değer Y. Areas for use of PEEK material in dentistry. *Int Dent Res* 2018;8(2):84-92.
28. Abdullah AO, Tsitrou EA, Pollington S. Comparative in vitro evaluation of CAD/CAM vs conventional provisional crowns. *J Appl Oral Sci* 2016; 24: 258–263.
29. Stawarczyk B, Eichberger M, Uhrenbacher J, Wimmer T, Edelhoff D, Schmidlin PR. Three-unit reinforced poly ether ether ketone composite fdps: influence off abrication method on load bearing capacity and failure types. *J Dent Mater* 2015; 34: 7-12.
30. Cekic Nagas I, Egilmez F, Ergun G, Valittu PK, Lassila LVJ. Load-bearing capacity of novel resin-based fixed dental prosthesis materials. *Dent Mater J*. 2018;37(1): 49-58
31. Williams D. Polyetheretherketone for long-term implantable devices. *Med Device Technol*, 2008;19(1):8, 10-11
32. Katzer A, Marquardt H, Westendorf J, et al. Polyetheretherketone - Cytotoxicity and mutagenicity in vitro. *Biomaterials* 2002; 23: 1749–1759.
33. Noiset O, Schneider Y, Marchand–Brynaert J. Surface modification of poly(aryl ether ether ketone) (PEEK) film by covalent coupling of amines and amino acids through a spacer arm. *J Polym Sci Part A Polym Chem* 1997; 35: 3779–3790.
34. Searle OB, Pfeiffer RH. Victrex polyethersulfone (PES) and Victrex PEEK. *Polymer Eng Sci* 1985;25(8):474–476.
35. Georgiev J, Vlahova A, Kissov H, Aleksandrov S, Kazakova R. Possible application of BioHPP in prosthetic dentistry: a literature review. *J IMAB–Annual Proceeding Sci Pap* 2018;24(1):1896–1898.
36. .Kurtz SM. PEEK biomaterials Handbook, William Andrew; 2011.

37. Wu X, Liu X, Wei J, Ma J, Deng F, Wei S. Nano-TiO₂/PEEK bioactive composite as a bone substitute material: in vitro and in vivo studies. *Int J Nanomedicine* 2012;7: 1215-1225.
38. Zhao M, Li H, Liu X, Wei J, Ji J, Yang S, et al. Response of Human Osteoblasts on-HA/PEEK--Quantitative Proteomic Study of Bio-effects of Nano-Hydroxyapatite Composite. *Scientific reports* 2016; 6.1: 1-13.
39. Stawarczyk B, Jordan P, Schmidlin Pr, Roos M, Eichberger M, Gernet W, Keul C PEEK surface treatment effects on tensile bond strength to veneering resins. *J Prosthet Dent* 2014, 112(5), 1278-1288.
40. Zhou L, Qian Y, Zhu Y, Liu H, Gan K, Guo J. The effect of different surface treatments on the bond strength of PEEK composite materials. *Dent Mater* 2014; 30(8): 209-215.
41. Gupta, V., Kothari V. *Manufactured fibre technology*, Chapman and Hall, London, 1997.
42. <https://www.aurora-filtech.com/peek-fiber-pps>
43. Bourbigot, S., Flambard X. Heat resistance and flammability of high performance fibres: A review, *Fire and Materials* 2002; 26, (4-5), 155-168.
44. Jockisch, K., Brown S., Bauer T., Merritt K. Biological response to chopped-carbon-fiber-reinforced peek. *Journal of biomedical materials research* 1992; 26, (2), 133-146.
45. Marya, K., Dua J., Chawla S., Sonoo P.R., Aggarwal A., Singh V. Polyetheretherketone (peek) dental implants: A case for immediate loading, *International Journal of Oral Implantology and Clinical Research* 2011; 2, (2), 97-103.
46. Bartels, V. *Handbook of medical textiles*, Elsevier, 2011.
47. Biron, M. *Thermosets and composites: Technical information for plastics users*, Elsevier Advanced Technology, Oxford, 2003.
48. Kelly CP, Cohen AJ, Yavuzer R, Jackson IT. Cranial bone grafting for orbital reconstruction: is it still the best?. *J Craniofac Surg* 2005;16:181–185.
49. Hanasono MM, Goel N, DeMonte F. Calvarial reconstruction with polyetheretherketone implants. *Ann Plastic Surg* 2009;62:653–655.

50. Jalbert F, Boetto S, Nadon F, Lauwers F, Schmidt E, Lopez R. One-step primary reconstruction for complex craniofacial resection with PEEK custom-made implants. *J Cranio Maxillo Fac surg* 2014;42:141–148.
51. Costa-Palau S, Torrents-Nicolas J, Brufau-De Barberà M, et al. Use of polyetheretherketone in the fabrication of a maxillary obturator prosthesis: A clinical report. *J Prosthet Dent* 2014; 112: 680–682.
52. Zoidis P, Bakiri E, Papathanasiou I, Zappi A. Modified PEEK as an alternative crown framework material for weak abutment teeth: a case report. *Gen Dent* 2017;65(5):37-40.
53. AL-Rabab'ah M, Hamadneh W, Alsalem I, Khraisat A, Abu Karaky A. Use of High Performance Polymers as Dental Implant Abutments and Frameworks: A Case Series Report. *J Prosthodont* 2019;28(4):365-72.
54. Patil R. Zirconia versus titanium dental implants: A systematic review. *J Dent Implant* 2015;5(1):39.
55. Schwitalla A, Muller WD. PEEK dental implants: a review of the literature. *J Oral Implantol* 2013; 39: 743-749.
56. Sandhaus S. [Oral rehabilitation using implantation method C.B.S. *ZWR*. 1971; 80(13): 597-604.
57. Andreiotelli M, Wenz HJ, Kohal R-J. Are ceramic implants a viable alternative to titanium implants? A systematic literature review. *Clin Oral Implants Res* 2009; 20(4): 32-47.
58. Rahmitasari F., et al. PEEK with reinforced materials and modifications for dental implant applications. *Dentistry journal* 2017; 5.4: 35.
59. Wenz L., Merritt K., Brown S., Moet A., Steffee A. In vitro biocompatibility of polyetheretherketone and polysulfone composites. *J. Biomed. Mater. Res.* 1990, 24, 207–215.
60. Mishra S., Chowdhary R. PEEK materials as an alternative to titanium in dental implants: A systematic review. *Clinical implant dentistry and related research* 2019; 21.1: 208-222.
61. Nakahara I, Takao M, Bandoh S, et al. In vivo implant fixation of carbon fiber-reinforced PEEK hip prostheses in an ovine model. *J Orthop Res* 2013; 31: 485–492.

62. Bechir ES, Bechir A, Gioga C, Manu R, Burcea A, Dascalu IT. The advantages of BioHPP polymer as superstructure material in oral implantology. *MATER PLAS* 2016; 53(3),394-398.
63. Siewert B, Parra M. A new group of material in dentistry. PEEK as a framework material for 12-piece implant-supported bridges. *Zahnärztl Implantol* 2013; 29:148-159.
64. Sano H, Ciucchi B, Matthews WG, et al. Tensile Properties of Mineralized and Demineralized Human and Bovine Dentin. *J Dent Res* 1994; 73: 1205–1211.
65. Sandler J, Werner P, Shaffer MSP, et al. Carbon-nanofibre-reinforced poly(ether ether ketone) composites. *Compos Part A Appl Sci Manuf*, 2002; 33: 1033–1039.
66. Mikitaev, A.K., Ligidov M.K., Zaikov G.E. *Polymers, polymer blends, polymer composites and filled polymers: Synthesis, properties and applications*, Nova Publishers, 2006.
67. Rees JS, Jacobsen PH. The elastic moduli of enamel and dentine. *Clin Mater* 1993; 14: 35–39.
68. Seferli Z., Sarıdağ S. PEEK Polimerinin Diş hekimliğinde Kullanımı. *Selcuk Dental Journal*, 2020; 7.354-363.
69. Lee W-T, Koak J-Y, Lim Y-J, Kim S-K, Kwon H-B, Kim M-J. Stress shielding and fatigue limits of poly-ether-ether-ketone dental implants. *J Biomed Mater Res B Appl Biomater* 2012; 100(4): 1044-1052.
70. Koutouzis T, Richardson J, Lundgren T. Comparative Soft and Hard Tissue Responses to Titanium and Polymer Healing Abutments. *Journal Of Oral Implantology* 2011; 37(1): 174-182.
71. Hahnel S, Wieser A, Lang R, Rosentritt M. Biofilm formation on the surface of modern implant abutment materials. *Clin Oral Implants Res* 2015;26(11): 1297-1301.
72. Wachtela A., et al. Bacterial leakage and bending moments of screw-retained, composite-veneered PEEK implant crowns. *Journal of the Mechanical Behavior of Biomedical Materials* 2019; 91: 32-37.
73. DE VAL, José Eduardo Maté Sánchez, et al. Peri-implant tissue behavior around non-titanium material: Experimental study in dogs. *Annals of Anatomy-Anatomischer Anzeiger* 2016;206: 104-109.

74. Schwitalla AD, Abou-Emara M, Zimmermann T, Spintig T, Beuer F, Lackmann J, Muller WD. The applicability of PEEK-based abutment screws. *J Mech Behav Biomed Mater* 2016; 63: 244-251.
75. Sampaio M, Buciumeanu M, Henriques B, Silva FS, Souza JC, Gomes JR. Tribocorrosion behavior of veneering biomed- ical PEEK to Ti6Al4v structures. *j. mech. Behav Biomed Mater* 2016; 54: 123-130.
76. Neumann EA, Villar CC, Franca FM. Fracture resistance of abutment screws made of titanium, polyetheretherketone, and carbon fiber-reinforced polyether ether ketone. *Braz Oral Res* 2014; 28: 1-5.
77. Gotman I. Characteristics of metals used in implants. *J Endourol* 1997, 11: 383-389.
78. Schwitalla AD, Abou-Emara M, Lackmann J, Spintig T, Müller W-D. The Application of PEEK in Dental Implant Suprastructures: A Finite Element Analysis. 2nd International PEEK Meeting, Washington, D.C. 2015. April 23-24.
79. Çulhaoğlu A. K., Özkır S. E., Türkkal F. Polieter Eter Keton (PEEK) ve Dental Kullanımı. *Atatürk Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi* 2019;29.4: 711-718.
80. Zoidis P, Papathanasiou I, Polyzois G. The Use of a Modified Poly-Ether-Ether-Ketone (PEEK) as an Alternative Framework Material for Removable Dental Prostheses. *J Prosthodont.* 2016;25(7): 580-584.
81. Rzanny A, Gobel F, Fachet M. BioHPP summary of results for material tests. Research Report. 2013.
82. Sproesser O, Schmidlin Pr, Uhrenbacher J, Eichberger M, Roos M, Stawarczyk B. Work of adhesion between resin composite cements and PEEK as a function values, *International Journal of Adhesion & Adhesives*, 2014, 54, 184-190.
83. Taufall S, Eichberger M, Schmidlin PR, Stawarczyk B. Fracture load and failure types of different veneered polyetheretherketone fixed dental prostheses. *Clin Oral Investig.* 2016; 20(9): 2493-2500.
84. Fuhrmann G, Steiner M, Freitag-Wolf S, et al. Resin bonding to three types of polyaryletherketones (PAEKs) - Durability and influence of surface conditioning. *Dent Mater* 2014; 30: 357–363.

85. Stawarczyk B., Thrun H., Eichberger M., Roos M., Edelhoff D., Schweiger, J., Schmidlin P. R. Effect of different surface pretreatments and adhesives on the load-bearing capacity of veneered 3-unit PEEK FDPs. *The Journal of prosthetic dentistry* 2015; 114(5), 666-673.
86. Stawarczyk B, Bähr N, Beuer F, Wimmer T, Eichberger M, Gernet W, et al. Influence of plasma pretreatment on shear bond strength of self-adhesive resin cements to polyetheretherketone. *Clin Oral Investig* 2014;18(1):163-170.
87. Hasselman D.P.H., Fulathy R.M. Proposed Fracture Theory of a Dispersion-Strengthened Glass Matrix. *J Am Ceram Soc* 1966; 49:68-72.
88. Denry I.L., Hollowey J.A., Rosentiel S.F. Effect of Ion Exchange on the Microstructure, Strength and Thermal Expansion Behavior of a Leucite Reinforced Porcelain. *J Dent Res* 1998; 77:583.
89. Miller A., Long J., Miller B., Cole J. Comparison of the Fracture Strengths of Ceramometal Crowns versus Several All-Ceramic Crowns. *J Prosthet Dent* 1992;68:138-141.
90. Edelhoff D, Sorensen JA. Tooth structure removal associated with various preparation designs for anterior teeth. *Journal of Prosthetic Dentistry* 2002;87: 503-509.
91. Cantürk, Kübra, et al. Farklı Üniversal Bağlayıcı Ajanların CAD/CAM Seramiklerinin Kompozit Rezin İle Tamiri Sonrası Bağlanma Kuvvetine Etkisi, *Atatürk Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi*, 2019;29(3): 381-386.
92. Değer S., Caniklioğlu B. Metal-Seramik Restorasyonların Ağız-ıçi Tamir Yöntemleri. *Dişhek Der* 1997; 26:184-190.
93. Burke F.J.T., Grey N.J.A. Repair of Fractured Porcelain Units: Alternative Approaches, *Br Dent J* 1994;176:251-256.
94. Cekic-Nagas I., Azeez G.M. Prosthetic restorations of severely damaged endodontically-treated teeth. *Yeditepe J Dent* 2019; 15(2): 231-241.
95. Benli M., Eker Gümüş B., Kahraman Y., Huck O., Özcan M. Surface characterization and bonding properties of milled polyetheretherketone dental posts. *Odontology* 2020;108(4), 596-606.
96. S. Özden, H. Demir. Polieter-Eter-Keton (PEEK) Diş Hekimliğinde Yükselen Materyal. *Necmettin Erbakan Üniversitesi Diş Hekimliği Dergisi* 2020; 2: 76-85.

97. Lopes A., Malo P., de Araújo Nobre M., Sánchez-Fernández E., Gravito I. The NobelGuide® All-on-4® treatment concept for rehabilitation of edentulous jaws: a retrospective report on the 7-years clinical and 5-years radiographic outcomes. *Clinical Implant Dentistry and Related Research* 2017; 19(2), 233-244.
98. Devine DM., Hahn J., Richards RG., et al. Coating of carbon fiber-reinforced polyetheretherketone implants with titanium to improve bone apposition. *J Biomed Mater Res - Part B Appl Biomater* 2013; 101: 591–598.
99. Tipton P. High performance polymers -Part one. *Private Dentistry* 2015:60-65.
100. Liu PR. A panorama of dental CAD/CAM restorative systems. *Compend Contin Educ Dent* 2005;26(7):507-512.
101. Mormann WH., Brandestini M., Lutz F. The Cerec system: computerassisted preparation of direct ceramic inlays in one setting. *Quintessenz* 1987;38(3):457-470.
102. Çelik G., Üşümez A., Sarı T. Bilgisayar destekli diş hekimliği ve güncel CAD/CAM sistemleri. *Cumhuriyet Dent J* 2013;16(1):74-82
103. Feuerstein P. Can technology help dentists deliver better patient care?. *J Am Dent Assoc* 2004;135:11-16.
104. Heffernan MJ, Aquilino SA, Diaz-Arnold AM, Haselton DR, Stanford CM, Vargas MA. Relative translucency of six all-ceramic systems. Part 2: core and veneer materials. *J Prosthet Dent* 2002; 88(1):10-15.
105. Miyazaki T, Hotta Y, Kunii J, Kuriyama S, Tamaki Y. A review of dental CAD/CAM: current status and future perspectives from 20 years of experience. *Dent Mater J* 2009;28(1):44-56.
106. Karaalioglu OF, Duymuş ZY. Diş hekimliğinde uygulanan CAD/CAM sistemleri. *Atatürk Üniv Diş Hek Fak Derg* 2008;18(1):25-32.
107. Silva NR, Witek L, Coelho PG, Thompson VP, Rekow ED, Smay J. Additive CAD/CAM process for dental prostheses. *J Prosthodont*. 2011 Feb;20(2):93-96.
108. Christensen GJ. Computerized restorative dentistry: State of the art. *J Am Dent Assoc* 2001;132(9):1301-1303.
109. Martin N, Jedynakiewicz NM. Clinical Performance Of Cerec ceramic inlays: A Systematic Review. *Dent Mat* 1999;15(1): 54–61.

110. Edelhoff D, Beuer F, Schweiger J, et al. CAD/CAM-generated high-density polymer restorations for the pretreatment of complex cases: a case report. *Quintessence Int* 2012; 43: 457–467.
111. Piwowarczyk A, Lauer HC, Sorensen JA. In vitro shear bond strength of cementing agents to fixed prosthodontic restorative materials. *J ProsthetDent* 2004;92(3):265-273.
112. Çulhaoğlu A.K, et al. Effect of various treatment modalities on surface characteristics and shear bond strengths of polyetheretherketone-based core materials. *Journal of Prosthodontics*, 2020;29.2: 136-141.
113. Stawarczyk B, Keul C, Beuer F, Roos M, Schmidlin PR. Tensile bond strength of veneering resins to PEEK: impact of different adhesives. *Dent Mater J* 2013;32:441-448
114. Wang L., et al. Study of oral microbial adhesion and biofilm formation on the surface of nano-fluorohydroxyapatite/polyetheretherketone composite. *Chinese Journal of Stomatology* 2015;50.6: 378-382.
115. Çağlar İ., Ateş S. M. , Yeşil Duymuş Z. An in vitro evaluation of the effect of various adhesives and surface treatments on bond strength of resin cement to polyetheretherketone. *Journal of Prosthodontics* 2019;28.1: 342-349.
116. Silthampitak P, Chaijareenont P, Tattakorn K, Banjongprasert C, Takahashi H, Arksornnukit M. Effect of surface pretreatments on resin composite bonding to PEEK. *Dent Mater* 2016; 35(4), 668-674.
117. Yang B, Scharnberg M, Wolfart S, Quaas Ac, Ludwig K, Adelung R, Kern M. Influence Of Contamination On Zirconiaceramic Bonding. *Dent Res* 2007;81(2), 283–290.
118. Valandro Lf, Della Bona A, Antonio Bottino M, Neisser M. The effect of ceramic surface treatment on bonding to densely sintered alumina ceramic. *J Prosthet Dent*, 2005, 93(3), 253-261.
119. Hallmann L., Mehl A. , Sereno N. , Hämmerle C. The improvement of adhesive properties of PEEK through different pre-treatments. *Appl Surf Sci* 2012; 258(18), 7213-7218.

120. Kim K.B., Bae K., Shim S, Lee W. The influence of ceramic surface treatments on the tensile bond strength of composite resin to all-ceramic coping materials. *Journal of Prosthetic Dentistry* 2005; 94(4), 357-362.
121. Huang R., Shao P., Burns C., Feng X. Sulfonation of poly(ether ether ketone)(PEEK): Kinetic study and characterization. *Journal of Applied Polymer Science* 2001; 82(11), 2651–2660.
122. Weiss, C., & Muenstedt, H. Surface modification of polyether ether ketone (peek) films for flexible printed circuit boards. *The Journal of Adhesion* 2002; 78(6), 507–519.
123. Schmidlin P.R., Eichberger M., Stawarczyk B. Glycine: A potential coupling agent to bond to helium plasma treated PEEK?. *Dent Mater* 2016;32(2), 305-310.
124. Tanenbaum B. Plasma physics, McGraw Hill Book Comp. 1967; 360, New York
125. Alması D., et al. Preparation methods for improving PEEK's bioactivity for orthopedic and dental application: a review. *International journal of biomaterials*, 2016; 2016.
126. Denes F. Synthesis and surface modification by macromolecular plasma chemistry. *Trends in polymer science* 1997; 1.5: 23-31.
127. Dalkılıç M. , *International Researches in Health Sciences*. Gece Kitaplığı, Ankara, 2019
128. Coluzzi D. J. Fundamentals of dental lasers: science and instruments. *Dental Clinics*, 2004; 48.4: 751-770.
129. Çetin Y. Er:YAG Lazerlerin Laminate Veneer ile Diş Yüzeyi Arasındaki Bağlantı Dayanımına Etkisi. Uzmanlık Tezi. T.C. Bezmialem Vakıf Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi, İstanbul, 90, 2019.
130. Joglekar A.P., Liu H.H., Meyhöfer E., Mourou G., Hunt A. Optics at critical intensity: Applications to nanomorphing *Proceedings of the National Academy of Sciences* 2004; 101.16: 5856-5861.
131. Özcan A., Sevimay M. Diş Hekimliğinde Lazer. *Türkiye Klinikleri. Dishekimligi Bilimleri Dergisi*, 2016; 22.2.
132. Ç. Çelik. Güncel Kompozit Rezın Sistemler, *Türkiye Klinikleri J Restor Dent-Special Topics* 2017;3(3):128-37

133. Uluakay M., İnan H., Yamanel K., Arhun N. Kompozit Rezinler Ve Polimerizasyon Büzülmesi. Klinik bilimler dergisi 2011; 5(2):895-902.
134. Dayangaç B. Kompozit rezinler. Kompozit Restorasyonlar. Ankara, Quintessence Yayıncılık 2011; 2-24.
135. Hickel R., et al. Recommendations for conducting controlled clinical studies of dental restorative materials. Clinical Oral Investigations 2007; 11.1: 5-33.
136. Ferracane J.L., Mitchem J.C. Relationship between composite contraction stress and leakage in Class V cavities. Am J Dent 2003;16(4): 239-243.
137. Surdevant CM., Roberson TM., Heymann HO., Sturdevant JR. The Art and Science of Operative Dentistry. St. Louis: Mosby-Year Book 1995; 252-263
138. Anusavice KJ. Phillips' Science of Dental Materials 2003; 450-451
139. Christensen GJ. Should resin cements be used for every cementation?. J Am Dent Assoc 2007;138:817-819.
140. Summit JB, Robbins JW, Hilton TJ, Schwartz RS. Fundamentals of Operative Dentistry:A Contemporary Approach. 3rd ed. Chicago: Quintessence Publishing 2006; 280- 288
141. Parlar Öz Ö., Seçilmiş A., Aydın C. Adezyon ve Rezin Simanlar, ADO Klinik Bilimler Dergisi 2013; 7(1): 1441-1447.
142. O'Brien WJ. Dental Materials and Their Selection. Quintessence Publishing, 2002; 132-156
143. De Munck J, Van Landuyt K, Peumans M, Poitevin A, Lambrechts P, Braem M, Van Meerbeek B. A critical review of the durability of adhesion to tooth tissue: Methods and results. J Dent Res. 2005;84:118-132.
144. Van Meerbeek B, Van Landuyt K, De Munck J, Hashimoto M, Peumans M, Lambrechts P, Yoshida Y, Inoue S, Suzuki K. Technique sensitivity of contemporary adhesives. Dent Mater J 2005;24:1-13.
145. Moszner N, Salz U, Zimmermann J. Chemical aspects of self-etching enamel-dentin adhesives: A systematic review. Dent Mater 2005;21:895-910.
146. Radovic I, Monticelli F, Goracci C, Vulicevic ZR, Ferrari M. Self-adhesive resin cements: A literature review. J Adhes Dent 2008;10:251-258.
147. Tekçe N. İn Vitro Bağlanma Dayanım Testleri ile Klinik Çalışmalar Arasındaki İlişki. EÜ Dişhek Fak Derg 2013; 34 (2): 57-65.

148. Ünal E. Farklı Yöntemlerle Hazırlanmış Metal Alaşım Alt Yapıları ve Porselen Arasındaki Bağlantıya Fırınlama Sırasındaki Soğutma Sürelerinin Etkisi. Uzmanlık Tezi. Sivas Cumhuriyet Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı, Sivas, 2019; 109.
149. Blatz Mb, Sadan A, Kern M. Resin-ceramic bonding: a review of the literature. *Journal of Prosthetic Dentistry* 2003; 89(3), 268–274.
150. Al-Dohan Hm, Yaman P, Dennison Jb, Razzoog Me, Lang Br. Shear strength of core-veneer interface in bi-layered ceramics. *J Prosthet Dent* 2004; 91, 349-355.
151. Nikaido T, Cho E, Nakajima M, ve Ark. Tensile bond strengths of resin cements to bovine dentin using resin coating. *Am J Dent* 2003; 16, 41-46.
152. Kakaboura A, Fragouli M, Rahiotis C, Silikas N. Evaluation of surface characteristics of dental composites using profilometry, scanning electron, atomic force microscopy and glossmeter. *J Mater Sci Mater Med* 2007;18(1): 155-163.
153. Ereifej Ns, Oweis Yg, Eliades G. The effect of polishing technique on 3-D surface roughness and gloss of dental restorative resin composites. *Oper Dent* 2013; 38(1), 1-12.
154. Bourauel, C. Fries, T., Drescher D., Plietsch R. Surface roughness of orthodontic wires via atomic force microscopy, laser specular reflectance and profilometry. *Eur. J. Orthod* 1998;20: 79–92.
155. Başer R. Translüsent Zirkonya Materyalinden Hazırlanan Restorasyonlar ile Diş Minesinin Aşınma Etkileşimlerinin Profilometre ile İncelenmesi. Doktora Tezi. T.C. Ege Üniversitesi Sağlık Bilimler Enstitüsü, İzmir, 2014;110.
156. Joniot S, Salomon Jp, Dejou J, Gregoire G. Use of two surface analyzers to evaluate the surface roughness of four esthetic restorative materials after polishing. *Oper Dent* 2006; 31(1), 39-46.
157. Heintze SD, Forjanic M, Rousson V. Surface roughness and gloss of dental materials as a function of force and polishing time in vitro. *Dent Mater* 2006; 22:146-165.
158. Meyer G., Amer N. M. Novel optical approach to atomic force microscopy. *Applied physics letters* 1988;53(12): 1045-1047.

159. Wennerberg A, Albrektsson T. Suggested guidelines for the topographic evaluation of implant surfaces. *Int J Oral & Maxillo Imp*, 2000; 15(3), 331-344.
160. Goldstein J, Newbury D, Joy D, Lyman C, Echlin P, Lifshin E, Sawyer L, Michael J. Scanning electron microscopy and X-ray microanalysis. Third edition. USA 2003;297.
161. Watt I. The Principles and Practice of Electron Microscopy. Cambridge University Press, 1996.
162. Gale MS, Darvell BW. Thermal cycling procedures for laboratory testing of dental restorations. *Journal of Dentistry* 1999; 27(2): 89-99.
163. Wendt JSL, McInnes PM, Dickinson GL. The effect of thermocycling in microleakage analysis. *Dental Materials* 1992; 8(3): 181-184.
164. <https://www.white-peaks-dental.com/en/produkt-details/coprapeek/>
165. <https://www.mcam.com/na-en/products/engineering-plastics/advanced-325-425-f/ketronr-peek/>
166. Gökçe HS., Beydemir B. Yüksek dirençli seramik sistemlerin dayanıklılığı. *Gülhane Tıp Dergisi* 2002; 44(4), 457-463.
167. Quinn JB, Sundar V, Lloyd IK. Influence of microstructure and chemistry on the fracture toughness of dental ceramics. *Dental Materials* 2003;19: 603-611.
168. Jahandideh, Yousef; Falahchai, Mehran; Pourkhalılı, Hossein. 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* 2020; 11(2): 153.
169. Zhou, L., Qian, Y., Gan, K., Liu, H., Liu, X., & Niu, D. Effect of different surface treatments and thermocycling on shear bond strength to polyetheretherketone. *High Performance Polymers* 2017; 29(1), 87-93.
170. KEUL, Christine, et al. Influence of PEEK surface modification on surface properties and bond strength to veneering resin composites. *J Adhes Dent* 2014; 16(4): 383-392.
171. Tsuka Hiroki, et al. Effect of laser groove treatment on shear bond strength of resin-based luting agent to polyetheretherketone (PEEK). *Journal of prosthodontic research* 2019;63(1): 52-57.

172. P. Chaijareenont, S. Prakhamsai, P. Silthampitag, H. Takahashi, M. Arksornnukit, Effects of different sulfuric acid etching concentrations on PEEK surface bonding to resin composite. *Dental Materials Journal* 2018; 37(3): 385–392.
173. Direnç Ş., Murat Ü., Arife K., Feridun H., The Comparason Of Values Of Water Sorption And Water Solubility Of Different Structured Composite Resin Materials. *Cumhuriyet Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi* 2009;12(1).
174. Oğuz O. Z. A. N., & Meriç, G. Self-adeziv rezin simanlar Bölüm II: Restoratif materyallere bağlanmaları. *ADO Klinik Bilimler Dergisi* 2010; 4(3), 617-625.
175. Stawarczyk, Bogna, et al. Bonding of composite resins to PEEK: the influence of adhesive systems and air-abrasion parameters. *Clinical Oral Investigations*, 2018; 22(2): 763-771.
176. Xie, C, Han, Y, Zhao, XY. Microtensile bond strength of one- and two-step self-etching adhesives on sclerotic dentin: the effects of thermocycling. *Oper Dent* 2010; 35, 547–555
177. Nikaido, T, Kunzelmann, KH, Chen, H. Evaluation of thermal cycling and mechanical loading on bond strength of a self-etching primer system to dentin. *Dent Mater* 2002; 18: 269–275.
178. Baran G, Boberick K, McCool J. Fatigue of restorative materials. *Critical Reviews in Oral Biology & Medicine* 2001; 12(4): 350-360.
179. El Zohairy AA, De Gee AJ, Hassan FM, Feilzer AJ. The effect of adhesives with various degrees of hydrophilicity on resin ceramic bond durability. *Dental Materials* 2004; 20(8): 778-787.
180. Lombardo GH, Nishioka RS, Souza RO, Michida S, Kojima AN, Mesquita AM, et al. Influence of surface treatment on the shear bond strength of ceramics fused to cobalt–chromium. *Journal of Prosthodontics* 2010; 19(2): 103-111.
181. Rosentritt M, Preis V, Behr M, Sereno N, Kolbeck C. Shear bond strength between veneering composite and PEEK after different surface modifications. *Clin Oral Investig.* 2015;19(3):739–744.
182. Lümke mann N, Eichberger M, Stawarczyk B. Bonding to Different PEEK Compositions: The Impact of Dental Light Curing Units. *Materials* 2017;10(1):67.

183. Bağkur, Meral; Nadirov, Matlab; Akęaboy, Cihan. Kumlamanın Polietereterketon ve Rezin Siman Bağlantı Dayanımına Etkisi. Sağlık Akademisi Kastamonu 2020; 5.3: 170-180.
184. Sproesser O, Schmidlin PR, Uhrenbacher J, Roos M, Gernet W, Stawarczyk B. Effect of sulfuric acid etching of polyetheretherketone on the shear bond strength to resin cements. J Adhes Dent. 2014;16(5).
185. Ateş, S.M., ęaęlar I. Yeşil Duymuş Z. The effect of different surface pretreatments on the bond strength of veneering resin to polyetheretherketone. Journal of Adhesion Science and Technology 2018; 32(20): 2220-2231.
186. Seferli Z. Uzmanlık Tezi, Kocaeli Üniversitesi Diş Hekimliği Fakóltesi 2019, KOCAELİ
187. Atsu SS, Kilicarşlan MA, Kucukesmen HC, Aka PS. Effect of zirconium-oxide ceramic surface treatments on the bond strength to adhesive resin. J Prosthet Dent. 2006;95(6):430–436

