



**SABİT PROTETİK RESTORASYONLARDA KULLANILAN
FARKLI İÇERİKLİ CAD/CAM YÜKSEK PERFORMANS
POLİMERLERİ İLE İNDİREKT KOMPOZİT REZİN VENEER
MATERYALİ ARASINDAKİ MAKASLAMA BAĞLANMA
DAYANIMININ İNCELENMESİ**

Dt. Nazik İrem ÖNÜGÖREN

PROTETİK DİŞ TEDAVİSİ ANABİLİM DALI

Tez Danışmanı

Dr. Öğr. Üyesi Fatih DEMİRCİ

Dr. Öğr. Üyesi Numan TATAR (İkinci Tez Danışmanı)

Uzmanlık Tezi 2022

T.C
İNÖNÜ ÜNİVERSİTESİ
SAĞLIK BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ

SABİT PROTETİK RESTORASYONLARDA KULLANILAN FARKLI
İÇERİKLİ CAD/CAM YÜKSEK PERFORMANS POLİMERLERİ İLE
İNDİREKT KOMPOZİT REZİN VENEER MATERYALİ ARASINDAKİ
MAKASLAMA BAĞLANMA DAYANIMININ İNCELENMESİ

Dt. Nazik İrem ÖNÜGÖREN

Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı
Uzmanlık Tezi

Tez Danışmanı: Dr. Öğr. Üy. Fatih DEMİRCİ
İkinci Tez Danışmanı: Dr. Öğr. Üy. Numan TATAR

Bu Proje İnönü Üniversitesi Bilimsel Araştırma Projeleri Birimi
Tarafından TDH-2021/2637 proje numarası ile desteklenmiştir.

MALATYA
2022

UZMANLIK TEZİ TUTANAĞI

Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı uzmanlık öğrencisi Araştırma Görevlisi Nazik İrem ÖNÜGÖREN'in **Sabit Protetik Restorasyonlarda Kullanılan Farklı İçerikli CAD/CAM Yüksek Performans Polimerleri İle İndirekt Kompozit Rezin Veneer Materyali Arasındaki Makaslama Bağlanma Dayanımının İncelenmesi**" isimli tezi 06.07.2022 tarihinde aşağıda isimleri yer alan jürimiz tarafından incelenerek başarılı bulunmuş ve kendisinin sınava alınmasına karar verilmiştir.

Jüri Başkanı

Dr. Öğr. Üyesi İbrahim Halil TEPE

Adıyaman Üni. Diş. Hek. Fak.

Protetik Diş Tedavisi A.B.D

Jüri Üyesi (Danışman)

Dr. Öğr. Üyesi Fatih DEMİRCİ

İnönü Üni. Diş. Hek. Fak.

Protetik Diş Tedavisi A.B.D

Jüri Üyesi

Dr. Öğr. Üyesi Merve BİRGEALP

Adıyaman Üni. Diş. Hek. Fak.

Protetik Diş Tedavisi A.B.D

Onay

Bu çalışma yukarıdaki jüri tarafından **Uzmanlık tezi** olarak kabul edilmiştir.

Prof. Dr. Alaadin POLAT

İnönü Üniversitesi

Diş Hekimliği Fakültesi Dekanı

Uzmanlık Tezi

MALATYA 2022

İÇİNDEKİLER

ÖZET	viii
ABSTRACT.....	ixx
SİMGELER VE KISALTMALAR DİZİNİ	x
ŞEKİLLER DİZİNİ	xii
TABLolar DİZİNİ	xivv
1. GİRİŞ VE AMAÇ.....	1
2. GENEL BİLGİLER	3
2.1. Yüksek Performans Polimerleri.....	3
2.1.1. PAEK (Poliarileterketon).....	3
2.1.1.1. PEEK (Polietereterketon)	3
2.1.1.2. PEKK (Polieterketonketon)	9
2.1.2. Fiberle Güçlendirilmiş Polimer Kompozit	11
2.1.3. Yüksek Etkili Polimer Kompozit.....	12
2.2. CAD/CAM (Bilgisayar Destekli Tasarım/Bilgisayar Destekli Üretim) Yöntemi ..	13
2.2.1. CAD/CAM Komponentleri.....	13
2.2.1.1. Tarayıcı	13
2.2.1.2. Tasarım Yazılımı (Software)	14
2.2.1.3. Üretim Cihazları (Hardware)	14
2.2.2. CAD/CAM Sistemlerinin Avantajları	15
2.2.3. CAD/CAM Sistemlerinin Dezavantajları	16
2.3. Kompozit Rezinler	16
2.3.1. Kompozit Rezinlerin Yapısı	16
2.3.1.1. Organik Polimer Matriks Faz	16
2.3.1.2. İnorganik Matriks Faz.....	17
2.3.1.3. Birleştirici Ara Faz.....	17
2.3.2. İndirekt Kompozit Rezinler	17
2.3.2.1. Yapı ve Kompozisyon	18
2.3.2.2. Polimerizasyon Teknikleri	18
2.3.2.2.1. Isı ile Polimerizasyon.....	19
2.3.2.2.2. Işık ile Polimerizasyon.....	19
2.3.2.2.3. Nitrojen Gazı ile Polimerizasyon.....	19

2.3.2.3. İndirekt Kompozitlerin Mekanik ve Optik Özellikleri	19
2.4. Yüzey Modifikasyon Yöntemleri	20
2.4.1. Mekanik Yöntemler	20
2.4.1.1. Elmas Döner Aletle Aşındırma.....	20
2.4.1.2. Alüminyum Oksit ile Kumlama.....	21
2.4.1.3. Plazma.....	21
2.4.1.4. Lazer	21
2.4.2. Kimyasal Yöntemler	21
2.4.2.1. Sülfirik asit – Piranha Asit.....	21
2.4.2.2. Bondlar (Aktif Monomer İçeren Ajanlar).....	22
2.4.3. Tribokimyasal Kaplama.....	22
2.5. Adeziv Bağlantı Ajanları	23
2.5.1. Tarihsel Gelişimlerine Göre Sınıflandırılması.....	23
2.5.2. Universal (Multi-Mode) Adeziv Sistemler	24
2.5.3. Cam İyonomer Adeziv Sistemler.....	25
2.6. Bağlanma Dayanımı Ölçüm Yöntemleri	25
2.6.1. Makro Makaslama Testi	26
2.6.2. Makro Çekme Testi	26
2.6.3. İtme Testi (Push-Out)	26
2.6.4. Mikro Makaslama Testi	26
2.6.5. Mikro Çekme Testi	27
2.7. Yüzey Analiz Yöntemleri	27
2.7.1. Stereomikroskop İncelemesi.....	27
2.7.2. Profilometre İncelemesi.....	27
2.7.3. AFM (Atomik Kuvvet Mikroskobu) İncelemesi	27
2.7.4. SEM (Taramalı Elektron Mikroskobu) İncelemesi	28
2.7.5. EDX (Enerji Dağılım Spektrometresi) İncelemesi	28
2.7.6. EDX-Mapping (Atomik Haritalama) İncelemesi	28
3. GEREÇ ve YÖNTEM	28
3.1. Deney Gruplarının Oluşturulması.....	30
3.2. Altyapı Üretimi Aşaması	30
3.3. Yüzey Ön Hazırlığı.....	31
3.4. Profilometre ile Yüzey Pürüzlülük Derecelerinin Ölçümü.....	31
3.5. Adeziv Ajan uygulaması.....	32

3.6. İndirekt Kompozit Veneer Materyalinin Uygulanması	33
3.7. Makaslama Bağlanma Dayanımı Ölçümü	34
3.8. İstatistiksel Değerlendirmenin Yapılması.....	35
3.9. Atomik Kuvvet Mikroskobu (AFM) İncelemesinin Yapılması.....	35
3.10. Taramalı Elektron Mikroskobu (SEM) İncelemesinin Yapılması	35
3.11. Enerji Dağılım Spektrometresi (EDX) İncelemesinin Yapılması.....	36
3.12. Atomik Haritalama (Mapping) İncelemesinin Yapılması	37
3.13. Başarısızlık Tiplerinin Belirlenmesi	37
4. BULGULAR.....	38
4.1. Yüzey Pürüzlülüğü Bulguları	38
4.2. AFM Analizi bulguları.....	39
4.3. Makaslama Bağlanma Dayanımı Bulguları	40
4.4. SEM, EDX Analizi ve Mapping Bulguları	46
5. TARTIŞMA	66
6. SONUÇ	75
KAYNAKLAR	76
EKLER.....	88
EK-1. Özgeçmiş.....	88
EK-2. Etik Kurul Onayına Gerek Olmadığına Dair Belge	89

TEŞEKKÜR

Uzmanlık eğitimim süresince mesleki bilgi ve deneyimlerini benimle paylaşan, tezimin planlanması ve yürütülmesinin her aşamasında bana yol gösteren her türlü desteğini, bilgisini ve yardımlarını esirgemeyen ve göstermiş olduğu sonsuz sabrı için danışman hocam sayın Dr. Öğr. Üyesi Fatih DEMİRCİ' ye

Uzmanlık eğitimim boyunca bilgilerini ve klinik tecrübelerini benimle paylaşan İnönü Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı öğretim Üyesi ve ikinci tez danışmanım Dr. Öğr. Üyesi Numan TATAR' a ve Dr. Öğr. Üyesi Mesut TUZLALI'ya,

Uzmanlık eğitimim boyunca bana destek olan değerli çalışma arkadaşlarım Dr. Öğr. Görevlisi Nagehan BAKİ ve yan odadan yükselen seslenişiyle Uzm. Dt. Hilin TAŞ' a ve İnönü Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi'nde görev yapan, yardımlarını esirgemeyen tüm arkadaşlarıma, teknisyenlerimize ve personellerimize,

Hayatımın her döneminde beni destekleyen, maddi ve manevi her daim yanımda olan, sevgileriyle kuşatıldığım biricik annemve babam Buket-Talat ÖNÜGÖREN' e ve kardeşlerime

Sonsuz teşekkürlerimi sunarım

ÖZET

Sabit Protetik Restorasyonlarda Kullanılan Farklı İçerikli CAD/CAM Yüksek Performans Polimerleri İle İndirekt Kompozit Veneer Materyali Arasındaki Makaslama Bağlanma Dayanımının İncelenmesi

Amaç: Bu çalışmanın amacı sabit protetik restorasyonlarda kullanılan farklı içerikli CAD/CAM yüksek performans polimerlerin farklı adeziv sistemler kullanılarak rezin kompozite ile makaslama bağlanma dayanımının araştırılmasıdır.

Materyal ve Metot: 160 adet numune Polietereterketon (PEEK), Polieterketonketon (PEKK), fiberle güçlendirilmiş kompozit (FRC) ve yüksek etkili polimer kompozit (CO) CAD/CAM disklerinden üretilerek 4 gruba ayrıldı. Bu gruplar 4 farklı adeziv alt gruba (Visiolink (VL), Single bond (SB), G premio bond (GP), Optibond (OP)) randemize şekilde ayrıldı.(n=10) Kumlama yüzey işlemi öncesi ve sonrasında, AFM ile yüzey taraması ve profilometre ile yüzey pürüzlülük ölçümleri yapıldı. Her bir numunenin 5 mm çapında 2 mm yüksekliğinde indirekt kompozit veneer materyali ile olan makaslama bağlanma dayanımı Universal test cihazı ile test edildi. Kırılma öncesi ve sonrası olmak üzere tüm örnekler taramalı elektron mikroskopunda (SEM), enerji dağıtıcı X-ışını (EDX) analizleri yapıldı. Test sonrası başarısızlık tipleri SEM, EDX ve analitik haritalama ile belirlendi. Elde edilen veriler one way Anova ve Tukey HSD istatistik testleriyle analiz edildi.

Bulgular: Tüm gruplar içerisinde en yüksek makaslama bağlanma dayanımı değerleri OP uygulanmış rezin içerikli CO (20.28 ± 2.08 MPa) ve FRC (18.88 ± 3.09 MPa) alt yapılarda, en düşük değerler ise GP uygulanan PEEK (10.33 ± 2.47 MPa) materyalinde gözlemlendi. Uygulanan bondlar içerisinde en yüksek bağlanma dayanımı değerlerinin; PEEK ve PEKK örnekler için SB grubunda, kompozit polimeri gruplar olan FRC ve CO için ise OP grubu adezivler olduğu söylenebilir. Tüm alt yapı ve adeziv sistemlerin bağlanma dayanımı klinik kullanım değeri 10 MPa üzerinde bulunmuştur.

Sonuç: Tüm alt yapı materyalleri ve bond sistemleri klinik açıdan kullanılabilir bulundu.

Anahtar Kelimeler: Fiberle güçlendirilmiş kompozit rezin, İndirekt Kompozit rezin, Makaslama bağlanma dayanımı, PEEK, PEKK

ABSTRACT

Evaluation of Shear Bond Strength Between CAD/CAM High Performance Polymers with Different Contents Used in Fixed Prosthetic Restorations and Indirect Composite Veneer Material

Objective: The aim of this study is to investigate the shear bond strength of CAD/CAM high- performance polymers with different contents used in fixed prosthetic restorations with resin composite using different adhesive systems.

Materials and Methods: 160 specimens were produced from Polyetheretherketone (PEEK), Polyetherketoneketone (PEKK), fiber reinforced composite (FRC) and high-impact polymer composite (CO) CAD/CAM discs and divided into 4 groups. These groups were divided into 4 different adhesive subgroups (Visiolink (Bredent), Single bond (3M), G premio bond (GC), Optibond (Kerr)) into randomized groups. (n=10) Before and after the sandblasting surface treatment, surface scanning with AFM and surface roughness measurements were made with a profilometer. The shear bond strength of each sample with 5mm diameter and 2mm high indirect composite veneer material was tested with the Universal testing device. Energy Dispersive X-Ray (EDX)analyses were performed on all samples under a scanning electron microscope (SEM), both before and after fracture. Post-test failure types were determined by SEM, EDX, and analytical mapping. Obtained data were analyzed with One way Anova and Tukey HSD statistical tests.

Results: Among all groups, the highest shear bond strength values were observed in OP applied resin- containing CO (20.28 ± 2.08 MPa) and FRC (18.88 ± 3.09 MPa) substructures, while the lowest values were observed in PEEK (10.33 ± 2.47 MPa) material with GP adhesive. The highest bond strength values among the applied bonds; It can be said that there are adhesives in the SB group for PEEK and PEKK samples, and OP group adhesives for the composite polymer groups FRC and CO. The bond strength of all infrastructure and adhesive systems was found to be above 10 MPa for clinical use.

Conclusion: All infrastructure materials and bond systems were found to be clinically usable.

Keywords: Fiber reinforced composite resin, Indirect composite resin, Shear bond strength, PEEK, PEKK

SİMGELER VE KISALTMALAR DİZİNİ

%	: Yüzde
H₂O₂	: Hidrojen Peroksit
°C	: Santigrat derece
µm	: Mikrometre
4-META	: 4-metakrililoksietil trimellitat-anhidrit
AFM	: Atomic Force Microscope (Atomik Kuvvet Mikroskobu)
Al₂O₃	: Alüminyum Oksit
ark.	: Arkadaşları
Bis-GMA	: Bisfenol A glisidildimetakrilat
BPDM	: Bisfenildimetakrilat
BT	: Bilgisayarlı tomografi
CAD	: Computer Aided Design (Bilgisayar Destekli Tasarım)
CAM	: Computer Aided Manufacture (Bilgisayar Destekli Üretim)
Cr-Co	: Krom- Kobalt
Dk	: Dakika
EDX	: Enerji Dağılım Spektrometresi
ER	: Etch and Rinse
FRC	: Fiber reinforced composite (Fiberle güçlendirilmiş kompozit)
GPa	: Cigapaskal
H₂SO₄	: Sülfirik asit
HA	: Hidroksiapatit
HEMA	: Hidroksietil metakrilat
mm²	: Milimetreka
Mapping	: Atomik Haritalama
MDP	: Metakriloil oksidesil dihidrojen fosfat
mm	: Milimetre
mm/dk:	: Milimetre/dakika
MMA	: Metil metakrilat
MPa	: Megapaskal
N	: Newton
nm	: Nanometre

°	: Derece
PAEK	: Poliaril Eter Keton
PEEK	: Polieter eter keton
PEKK	: Polieter keton keton
PENTA	: Dipenta eritrol pentaakrilat monofosfat
PENTIA	: Pentaeritritol triakrilat
PMMA	: Polimetil metakrilat
Ra	: Yüzey pürüzlülüğü
SBS	: Shear Bond Strength (Makaslama bağlanma dayanımı)
SE	: Self Etch
SEM	: Scanning Electron Microscope (Taramalı elektron mikroskobu) paketi)
STL	: Standart transformation language
TEGDMA	: Trietilen glikol dimetakrilat
Ti	: Titanyum
TiO₂	: Titanyum dioksit
UDMA	: Üretan dimetakrilat

ŞEKİLLER DİZİNİ

Şekil No	Sayfa No
Şekil 2.1. Endüstriyel polimerlerin performans piramidi	3
Şekil 2.2. PEEK' in Kimyasal Yapısı	4
Şekil 2.3. Farklı materyal ve doku gruplarının gerilme direnci ve elastik modülüs değerleri.....	6
Şekil 2.4. a) Granüler yapıda PEEK b) Pelet yapıda PEEK c)Blok PEEK	8
Şekil 2.5. PEKK' in Kimyasal Yapısı	9
Şekil 2.6. PEKK CAD/CAM Disk	11
Şekil 2.7. FRC CAD/CAM Disk	12
Şekil 2.8. CAD/CAM sistemleri elemanları	14
Şekil 3.1. a:CAD yazılımında disk tasarımının yapılması b:Kazınası yapılmış disk görüntüsü.....	31
Şekil 3.2. Profilometre ile Yüzey Pürüzlülük Ölçümlerinin Yapılması	32
Şekil 3.3. Kullanılan Adeziv Sistemler	32
Şekil 3.4. İndirekt kompozit uygulamasında kullanılan rezin kalıplar	33
Şekil 3.5. İndirekt Kompozit Veneer Materyali	34
Şekil 3.6. Makaslama bağlanma test düzeneği	35
Şekil 3.7. Kaplama cihazı	36
Şekil 3.8. SEM cihazı	36
Şekil 4.1. Kumlama öncesi ve sonrası pürüzlülük değerleri (Ra) sütun grafiği	38
Şekil 4.2. AFM analizi görüntüleri	39
Şekil 4.3. Adeziv gruplarına göre alt yapıların makaslama bağlanma dayanımı değerleri kutu grafiği	41
Şekil 4.4. Alt yapı gruplarına göre adezivlerin makaslama bağlanma dayanımı değerleri kutu grafiği	42
Şekil 4.5. PEEK örneğin kumlama öncesi ve sonrası SEM görüntüsü ve EDX ile mapping görüntüleri	46
Şekil 4.6. PEEK materyalinin yüzey ön işlemi kumlama öncesi EDX bulguları.....	47
Şekil 4.7. PEEK materyalinin yüzey ön işlemi kumlama sonrası EDX bulguları.....	47
Şekil 4.8. PEKK örneğin kumlama öncesi ve sonrası SEM ve EDX ile mapping görüntüleri	48

Şekil 4.9. PEKK materyalinin yüzey ön işlemi kumlama öncesi EDX bulguları	48
Şekil 4.10. PEKK materyalinin yüzey ön işlemi kumlama sonrası EDX bulguları	49
Şekil 4.11. FRC örneğin kumlama öncesi ve sonrası SEM ve EDX ile mapping görüntüleri.....	50
Şekil 4.12. FRC materyalinin yüzey ön işlemi kumlama öncesi EDX bulguları	50
Şekil 4.13. FRC materyalinin yüzey ön işlemi kumlama sonrası EDX bulguları	51
Şekil 4.14. CO örneğin kumlama öncesi ve sonrası SEM ve EDX ile mapping görüntüleri.....	52
Şekil 4.15. CO materyalinin yüzey ön işlemi kumlama öncesi EDX bulguları	52
Şekil 4.16. CO materyalinin yüzey ön işlemi kumlama sonrası EDX bulguları	53
Şekil 4.17. İndirekt kompozit veneer materyalinin SEM ve EDX ile mapping görüntüleri.....	54
Şekil 4.18. İndirekt kompozit veneer materyalinin EDX bulguları.....	55
Şekil 4.19. PEEK örneğin SBS sonrası SEM ve EDX ile mapping görüntüleri	56
Şekil 4.20. PEEK alt yapıda adezyon bölgesi EDX analizi bulguları	57
Şekil 4.21. PEKK örneğin SBS sonrası SEM ve EDX ile mapping görüntüleri.....	58
Şekil 4.22. PEKK alt yapıda adezyon bölgesi EDX analizi bulguları.....	59
Şekil 4.23. FRC örneğin SEM ve EDX ile mapping görüntüleri	60
Şekil 4.24. FRC alt yapıda adezyon bölgesi EDX analizi bulguları.....	61
Şekil 4.25. CO örneğin SEM ve EDX ile mapping görüntüleri	62
Şekil 4.26. CO alt yapıda adezyon bölgesi EDX analizi bulguları.....	63
Şekil 4.27. EDX ve mapping aracılığıyla kırık tiplerinin belirlenmesi	64
Şekil 4.28. Kırılma modlarının yüzdelik grafiği.....	65

TABLÖLAR DİZİNİ

Tablo No	Sayfa No
Tablo 3.1. Çalışmada kullanılan materyallerin kimyasal kompozisyonu ve üretici firmaları	29
Tablo 3.2. Çalışmada kullanılan cihazlar ve üretici firmaları	29
Tablo 3.3. Adeziv Materyaller ve Uygulama Prosedürleri	32
Tablo 4.1. Yüzey Pürüzlülük Ortalama Değerleri	38
Tablo 4.2. Makaslama bağlanma dayanımı one-way Anova test bulguları	40
Tablo 4.3. Materyal değişkenine ilişkin ikili karşılaştırma testi tablosu.....	43
Tablo 4.4. Adeziv değişkenine ilişkin ikili karşılaştırma testi tablosu	44

1. GİRİŞ VE AMAÇ

Dişler, estetik anlayışının bir parçası olup eksikliği sadece fonksiyonel ve yapısal sorun oluşturmakla kalmayıp aynı zamanda kişilerin psikolojik durum ve sosyal etkileşimlerini de etkilemektedir (1).

Protez diş hekimliğindeki temel amaç; diş ve diş eksikliklerinin restorasyonundafonksiyonel gereksinimlerin ve estetik beklentilerin karşılanabileceği en konservatif malzeme ve yöntemlerin kullanılmasıdır. Günümüzde kullanılan restoratif malzemeler farklılık göstermekle birlikte ideal bir diş materyalinin doğal diş estetiğini taklit ederken, oklüzal kuvvetlere karşı koyabilecek yüksek kırılma, çekme ve basma dayanımına sahip olması gerekmektedir. Biyouyumlu olup renk stabilitesine sahip olmalı, karşıt dişleri aşınımları yüksek olmamalı, ağız sıvılarında çözünmemeli, farklı marjinal kenarlara uyum sağlayacak şekilde üretimi yapılabilmelidir. Ağızda, tamiri ve bakımı kolay olmalıdır. Günümüzde halen bu özellikleri tümüyle taşıyan bir materyal bulunmamaktadır (2).

Diş hekimliği alanında son yıllarda giderek artan yüksek estetik beklentiyi karşılayabilecek iyi mekanik özelliklere sahip metal içermeyen dental restorasyonlara olan ilginin artması ile seramikler ve yüksek performanslı polimerlerin kullanım sıklığını artırmaktadır. Yüksek performanslı polimerler, biyouyumlulukları, yüksek sıcaklık dirençleri, kimyasal stabiliteleri, iyi aşınma dirençleri, düşük plak affiniteleri ve özgül ağırlıkları, kabul edilebilir kırılma dayanımları, daha iyi stres dağılımı ve şok absorbe edebilme özellikleri sayesinde, seramiklere alternatif olarak gösterilmekte ve kullanımları her geçen gün artmaktadır (3, 4). Poliaril eter keton (PAEK) ailesi üyeleri olan Polietereketon (PEEK) ve Polietereketonketon (PEKK) materyalleri ile son dönemde kullanım sıklığı artan mekanik özellikleri PAEK benzeri malzemeler, zirkonyum ve Co–Cr ile karşılaştırılabilir olan cam elyaf takviyeli kompozit rezinler (FRC) yüksek performans polimerleri olarak tanıtılmışlardır (5).

Metal içermeyen ve diş renginde olan bu materyaller sayesinde hastaların estetik beklentileri önemli ölçüde karşılanabilmekte, metalik tat, korozyon ve metal alerjisi riski elimine edilebilmektedir. Aynı zamanda CAD/CAM yöntemi ile üretilebilir olmaları ile insan kaynaklı hataların önüne geçilebilmekte, tasarım kontrolü sağlanıp en iyi haliyle

Üretim yapılabilmekte ve hastaların tedavi sürelerinin kısalması ile hekim teknisyen ve hasta için zaman tasarrufu sağlamaktadır (4).

Tüm bu avantajları ile dikkat çekmeyi başaran yüksek etkili polimer gruplarının düşük yarı saydamlığı ve beyaz veya grimsi rengi, dental restorasyonlarda anatomik konturlara sahip monolitik bir malzeme olarak kullanımını sınırlamaktadır. Bu nedenle, estetik beklentilerin karşılanabilmesi amacıyla yeterli bağlanma ile ek veneerleme yapılması ağız içi kullanımları için ön koşuludur (6).

Düşük yüzey enerjisine sahip ve kimyasal olarak inert bir yapıya sahip olan bu polimerlerin mekanik ve kimyasal yüzey modifikasyonlarına karşı direnç göstermeleri sebebiyle rezin kompozitler ile yeterli bağlanma dayanımlarının sağlanması amacıyla yüzey ön işlemleri uygulamaları önerilmektedir. Bu doğrultuda fonksiyonel beklentinin karşılanabilmesi ve uzun süreli stabil ve kuvvetli bağlanma dayanımının sağlanması amacıyla mekanik, kimyasal ya da her ikisinin kombinasyonu şeklinde yüzey hazırlığı gerekmektedir (3).

Bu çalışmanın amacı; sabit protetik restorasyonlarda kullanılan farklı içerikli CAD/CAM yüksek performanslı polimerlerin farklı adeziv sistemler kullanılarak indirekt kompozit rezin veneer materyali ile makaslama bağlanma dayanımının araştırılmasıdır.

Çalışmanın hipotezler:

1. hipotez: Yüksek performans polimerlerinden olan PEEK, PEKK, FRC içerikli ve yüksek etkili polimer kompozit materyallerinin indirekt kompozit rezin veneer materyali ile arasında bağlanma dayanımı açısından fark yoktur.

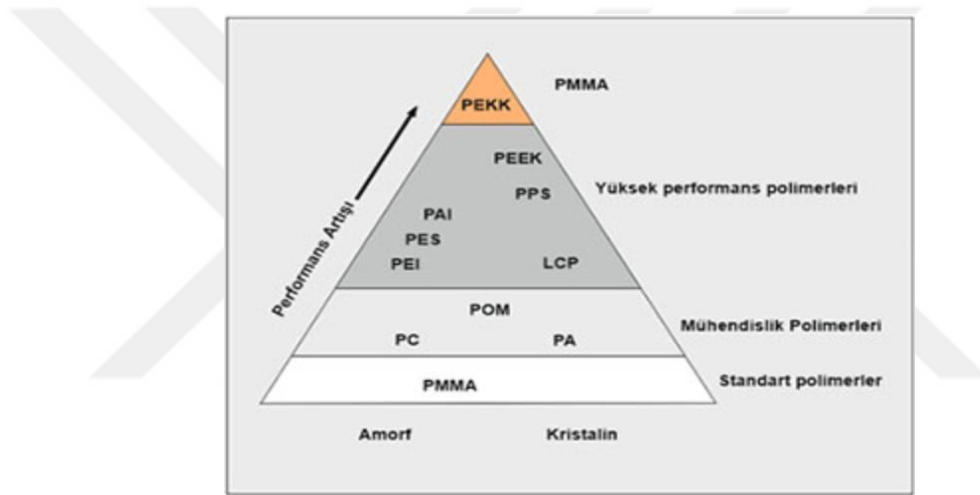
2. hipotez: Farklı marka ve içerikli adeziv kullanımının yüksek performans polimerleri ile indirekt kompozit rezin veneer materyali arasındaki bağlanma dayanımında anlamlı bir fark oluşturmayacaktır.

2. GENEL BİLGİLER

2.1. Yüksek Performans Polimerleri

2.1.1. PAEK (Poliarileterketon)

1980'lerde endüstriyel kullanım için geliştirilen PAEK, keton ve eter fonksiyonel gruplarıyla birbirine bağlanan aromatik bir iskelet moleküler zincirine sahiptir termoplastik polimer grubudur (7). Polietereterketon (PEEK) ve polieterketonketon (PEKK), özellikle dental uygulamalarda yaygın olarak kullanılan yüksek performans polimerleridir (8).



Şekil 2.1. Endüstriyel polimerlerin performans piramidi (9).

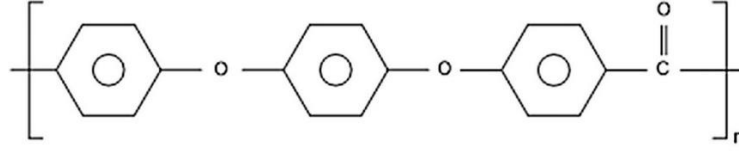
2.1.1.1. PEEK (Polietereterketon)

PEEK, ilk olarak 1978 yılında İngiliz bilim adamları tarafından geliştirilen, yarı kristal yapıda lineer polisiklik aromatik bir termoplastiktir. 1980 yıllarında ise PEEK, endüstriyel kullanım amaçları ile ticarileştirilmiştir (9). PEEK, 1990'ların sonlarında, özellikle ortopedik ve travmatik uygulamalarda kullanılan metal implant bileşenleri yerine kullanılabileceği öngörülen önemli bir polimer haline gelmiştir (7).

PEEK polimeri kimyasal olarak [- oksi - 1, 4 - fenilen - oksi - 1, 4 - fenilen - karbonil - 1, 4 - fenilen -] olup, eter ve keton fonksiyonel grupları ile birbirine bağlı aromatik moleküler zincirlerden oluşmaktadır. Semikristalin yapıdadır (10, 11).

PEEK sentezi için yaygın kullanılan yollardan biri, 300 °C'de poar yapıda difenil sülfon gibi çözücü içersinde 4,4'-diflorobenzofenon ile hidrokinonun disodyum

tuzu arasındaki reaksiyondur. PEEK, polimerizasyon öncesi fonksiyonelleştirilmiş monomerlerin eklenmesi ile veya polimerizasyon sonrası aminasyon, sülfonasyon ve nitrasyon gibi kimyasal işlemlerle modifiye edilebilir (12).



Poly-Ether-Ether-Ketone (PEEK)

Şekil 2.2. PEEK' in Kimyasal Yapısı

PEEK, yüksek cam geçiş (143°C) ve erime sıcaklıklarına (334°C) sahiptir. Kararlı kimyasal yapısı nedeniyle yüksek basınçlı buhara, suya ve iyonlaştırıcı radyasyona karşı büyük ölçüde dirençlidir. Bu özellikler malzemenin yaygın kullanılan sterilizasyon yöntemleriyle fiziksel özelliklerinde değişiklik olmadan tekrar tekrar sterilize edilebileceği anlamına gelmektedir (ısı sterilizasyonu: 170–180°C, nemli ısıyla sterilizasyon: 200°C/1 bar, gama sterilizasyonu) (11).

PEEK, kimyasal olarak inerttir ve oda sıcaklığında %98 sülfürik asit hariç geleneksel çözücülerde çözünmemektedir (7).

PEEK yapısı gereği radyolüsenttir. Bilgisayarlı tomografi (BT) ve manyetik rezonans (MR) gibi görüntüleme yöntemleriyle uyumludur. PEEK; ortopedik, spinal ve travma implant uygulamaları için geleneksel olarak kullanılan materyallere (titanyum ve paslanmaz çelik gibi) alternatif oluşturmaktadır (7, 13, 14).

PEEK' in düşük Young (elastik) modülünün (3-4 GPa) insan kemiğine yakın olması ortopedik implant uygulamalarında kullanılmasını sağlamaktadır. Karbon fiber takviyesi ise elastik modülünü 18 GPa' ya kadar çıkararak kortikalkemik ve dentin dokusuna benzer değerlere ulaşmasını sağlamaktadır. Bu sebeple PEEK yapıda implant kullanımı kemikten anlamlı derecede daha yüksek elastik modüle sahip olan titanyumla karşılaştırıldığında daha az gerilme direnci göstermektedir (12).

Titanyum yapıdaki implantın ve çevresindeki kemiğin elastik modülündeki gradyan farkı, yük aktarımı sırasında implant ve kemik arayüzünde strese neden olabilir ve bu durum muhtemel peri-implant kemik kaybına yol açabilmektedir. Ayrıca titanyumun ışık geçirgenliği olmadığı için implant çevresindeki ince biyotipli mukoza

varlığında veya zamanla gerçekleşebilecek mukoza çekilmesinde, yumuşak dokuda koyu yansımayla neden olabilmekte ve estetik problemlere yol açabilmektedir. Bu durum, özellikle yüksek gülme hattının varlığında önemli bir sorun teşkil edebilmektedir (15).

Modifiye edilmemiş PEEK yapısı hidrofobiktir, 80-90° su temas açısına sahip, bioinert yapıdadır. Titanyumla karşılaştırıldığında PEEK' in hidrofobik yapısı ve düşük osteokonduktiv etkisi sebebiyle osteoblast farklılaşmasını daha az teşvik ettiği görülmüştür. PEEK implantların medikal operasyonlarda sıklıkla kullanılmasına karşın, biyolojik ve kimyasal inertliği sebebiyle doğrudan kemik ile bağlanamadığı ve insan kemik yapısından daha düşük mekanik özellikler gösterdiği belirtilmiştir (16).

PEEK polimer yapısının biyolojik ve mekanik özelliklerini geliştirebilmek, yüzey pürüzlülüğünün ve biyoaktivitesinin artmasını sağlamak amacıyla iki ana kategoriye ayrılabilir yöntemler önerilmiştir (16):

1. PEEK Yüzey Modifikasyonları (Biyoaktif malzeme ile kaplama, lazer ile yüzey modifikasyonu ve ıslak kimyasal yüzey oluşturma).

2. Titanyum dioksit (TiO_2) ve hidroksiapatit (HA) gibi biyoaktif malzemelerin PEEK matriksi içine ilave edilmesi.

Biyoaktif PEEK Nanokompozitleri:

PEEK yapısının mekanik özelliklerinin farklı dolgu malzemeleri ilave edilerek geliştirilebileceği düşünülmektedir. PEEK, Baryum sülfat değişen uzunluklarda karbon veya cam elyaflarla, baryum-sülfat ($BaSO_4$) ve titanyum dioksit (TiO_2) gibi küresel dolgu parçacıklarıyla modifiye edilebilmektedir. Genel olarak, elyaf takviyesi, çekme ve eğilmede üstün özellikler sağlayarak daha iyi biyomekanik performans sağlamaktadır. Ayrıca küresel dolgu parçacıklarına sahip olanlara nazaran yedi kat daha fazla eğilme mukavemetine ulaştığı bildirilmiştir. PEEK, gerekli biyouyumluluğu sağlayan ve ek olarak beyazlatıcı pigment olarak hizmet eden TiO_2 partikülleri ile üretilmektedir. TiO_2 -dolgulu PEEK, artan toz oranı ile eğilme mukavemeti ve elastik modülündeki bir artış sergilemiştir (17).

PEEK'in gerilme özellikleri kemik, mine ve dentine benzerdir ve mekanik özellikler açısından uygun bir restoratif materyaldir (12, 16).

Materyal	Gerilim direnci (MPa)	Elastik modülüs (Gpa)
----------	--------------------------	--------------------------

PEEK	80	3-4
CFR-PEEK	120	18
PEKK	115	5.1
Kortikal kemik	104-121	14
PMMA	48-76	3-5
Dentin	104	15
Mine	67	40-83
Titanyum	954-976	102-110
Kobalt-Krom	655-1896	180-210

Şekil 2.3. Farklı materyal ve doku gruplarının gerilme direnci ve elastik modülüs değerleri (12, 16)

PEEK materyali diş hekimliğinde; sabit ve hareketli protezlerde alt yapı ve tutucu parçaların üretiminde, implant materyali, geçici abutment ve iyileşme başlıklarıolarak kullanımı ile geniş bir endikasyon alanına sahiptir (12).

Biyouyumluluklarının iyi olması göz önüne alındığında, implant iyileşme başlıkları PEEK kullanılarak üretilbilmektedir. Koutouzis ve ark. bir çalışmada PEEK ve titanyum yapıdaki abutmentlerin etrafındaki kemik rezorpsiyonu ve yumuşak doku inflamasyonunda anlamlı bir farkın oluşmadığı belirtilmiştir (18). Ayrıca, PEEK dental uygulamalarında olan mikrobiyal bağlanmanın zirkonya, titanyum ve polimetilmetakrilat yapıdakilerle karşılaştırılabilir olduğu bildirilmiştir (12, 19).

PEEK yapısına titanyum takviyesi, abutmentlerin direnç modüllerini iyileştirirken implant-abutment uyumluluğunun artmasını sağlamaktadır. Titanyum takviyeli PEEK abutmentlerin daha fazla kemik oluşumuna ve yumuşak doku stabilitesine yaptığı katkı ile geleneksel titanyum abutmentlere alternatif olduğu söylenebilmektedir (9).

Bölümlü protezler, parsiyel dişsiz hastaların rehabilitasyonunda kron kobalt yapıda sıklıkla kullanılan tedavi seçeneğidir. Metal yapı sebebiyle kroşeler estetik olmaktan uzaklaşması, protez ağırlığı artması, metalik tat ve metalik yapıya alerjik reaksiyon görülebilmektedir. Bu sebeplerle PEEK yapıli hareketli bölümlü protez alt yapıları bir alternatif haline gelmiştir. Ayrıca beyaz rengi ile geleneksel metal altyapıdan farklı bir estetik sağlamaktadır. Düşük özgül ağırlığı ile daha hafif protezler elde edilebilmektedir (20).

Tannous ve ark. göre PEEK kroşeler, metal kroşelerden daha düşük bir retantif kuvvet sergiler ancak uygun şekilde tasarlanan PEEK klipsler, klinik kullanım için yeterli retansiyon sağlayabilmektedir (21).

PEEK materyali ayrıca çıkarılabilir obturatör üretiminde kullanılabilir. Ancak bu konudaki bilgi ve çalışmalar kısıtlı olduğundan geleneksel akrilik protezlere kıyasla PEEK obturatörlerin etkinliğini değerlendirmek amacıyla daha fazla çalışmaya ihtiyaç duyulmaktadır (22).

PEEK materyali, tek eksenli gerilim ve sıkıştırma kuvvetlerine karşı direnç gösterebilmekte ve sıkıştırma yönlü kuvvetlerde 1383 N' a kadar dayanabilmektedir. Waltimo ve ark. göre molar bölgede maksimum ısırma kuvvetinin 909 N olarak görülmesi sebebiyle PEEK materyali kron ve köprü restorasyonlarında alt yapı materyali olarak kullanılabilir (10, 23).

Protetik diş hekimliğinde PEEK polimerinin geniş uygulama alanına sahip olmasının nedenleri; hafif olması, kemik dokusuna yakın elastik modülünün olması, şok absorpsiyon özelliği, metal içermeyen restorasyonlara olanak sağlaması, korozyon göstermemesi, CAD/CAM yöntemi ile çalışılabilir olması, biyouyumluluğu ve mikrobiyal plak tutulumunun düşük seviyelerde olması şeklinde özetlenebilmektedir (24).

PEEK, sabit protetik restorasyonlarda metallere kıyasla doğal diş rengine yakın bir görünümdedir. Ancak düşük translüsensi ve grimsi pigmentasyonu sebebiyle veneer materyali uygulanması gerekmektedir. Bu sebeple tam konturlara sahip restorasyon üretimi yapılamamaktadır. Veneerlenmenin yapılması ve estetik olarak renginin kamufle edilebilmesi için rezin kompozit tabakasıyla kaplanması önerilmektedir (3, 16).

PEEK materyalinin yüzey enerjisinin düşük ve farklı kimyasal işlemlerle yüzey modifikasyonuna dirençli olması nedeniyle kompozit rezinler ile PEEK yüzeyleri arasında yeterli bağlanma dayanımının sağlanması zorlaşmaktadır. PEEK yüzeylerinin düşük yüzey enerjisini arttırmak ve kompozit rezinlerle bağlanma dayanımının artırılması amacıyla çeşitli yöntemler kullanılmaktadır (25). Yüzey pürüzlendirme işlemlerinden sonra yüzeylere uygulanan primer ve adezivler bağlanma dayanımı arttıran önemli faktörlerdendir (16).

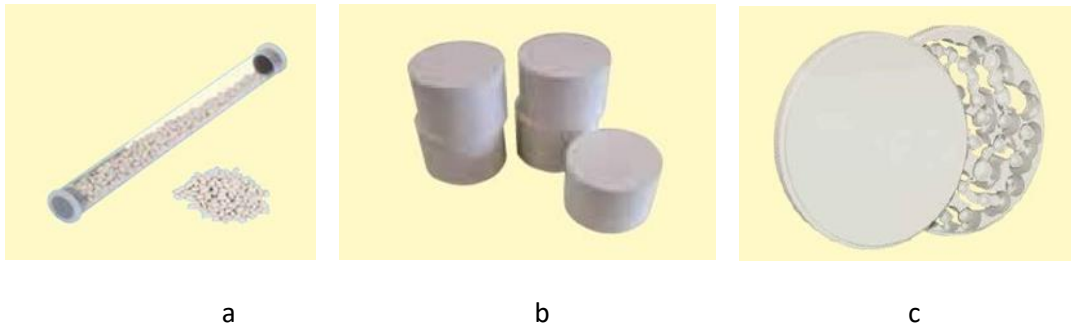
PEEK materyali ile üretilen restorasyonların beyaz rengi, veneerleme amacıyla kullanılan kompozit reçineler ile birlikte metal içerikli restorasyonlara yüksek estetik sağlayan iyi bir alternatif olmuştur. Laboratuvar ışık cihazlarıyla polimerize edilmiş

kompozit rezin kaplama malzemesinin renklenme direncinin araştırılmasıyla alakalı Rzanny ve ark. (26) tarafından yapılan araştırmalar, seramik materyallerle benzer oranlara sahip olduğu gösterilmiştir. Kaplama malzemesinde görülen az miktarl materyal kaybında geleneksel kompozit rezinler ile ağız içinde tamiri yapılabilmektedir (27).

PEEK materyalinden protetik alt yapı üretimienjeksiyon kalıplama ve CAD/CAM yöntemleri olarak iki farklı yöntemle gerçekleştirilmektedir (28).

Dental laboratuvarlarda bulunan tipik tezgâh üstü pres makinelerine kıyasla endüstriyel enjeksiyon kalıplama makineleri daha hızlı ve yüksek basınç altında üretim yapabilmektedir. Ancak PEEK polimerinin yeniden eritilmesi, doğru şekilde soğutulmaması ve yeniden kristalleştirilmemesi öngörülemez fiziksel ve mekanik sonuçlara neden olabilir. Kontrolsüz şekilde yapılan yeniden eritme polimer yapının bozulmasına neden olabilmektedir. Bu sebeple bu tür malzemelerin eritilerek işleme süreci üretici firmanın önerileri doğrultusunda uygun donanım ile yetkin bir laboratuvar tarafından gerçekleştirilmelidir (28).

CAD/CAM yönteminde ise özellikleri stabil kalabilen PEEK materyali hızlı ve tekrarlanabilir olarak faydalanılabilmekte ve alt yapı üretimi daha hassas şekilde gerçekleştirilebilmektedir (28).



Şekil 2.4. a) Granüler yapıda PEEK b) Pelet yapıda PEEK c) Blok PEEK

PEEK; granül formda, endüstriyel olarak önceden preslenmiş peletler halinde veya CAD/CAM frezeleme için endüstriyel olarak preslenmiş parçalar şeklinde üretilmektedir. Aynı zamanda ilk iki form, termo presleme veya eritme işlemi gerektirir (29).

Üç üyeli sabit protezlerin performansı üzerine PEEK materyali kullanılarak yapılan çalışmalar pelet halinde üretilen altyapıların, restorasyonların

stabilitesini ve güvenilirliğini arttırdığı belirtilmiştir. Ayrıca pelet formundan üretilen sabit protezlergranüler formdan preslenerek üretilenlere kıyasla daha yüksek kırılma direnci ve daha az plastik deformasyon göstermiştir (29, 30).

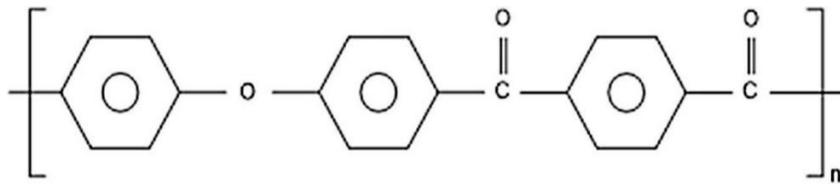
Stawarczyk ve ark. yaptığıüç üyeli PEEK köprülerin kırılma dayanımını araştırdıkları çalışmalarında peletlerden preslemeyle ve CAD/CAM bloklardan kazıma ile üretilen köprülerde PEEK blokların önceden sıkıştırılarak hazırlanması ile esneme dayanımınınarttığı ve elastik deformasyonun azaltmakta olduğu belirtilmiştir. Bunun sebebi olarakblokların standar şartlarda üretilmiş olmasını göstermişlerdir (30, 31).

2.1.1.2. PEKK (Polieterketonketon)

PAEK ailesinin bir diğer üyesi PEKK, kimyasal ve fiziksel özellikleriyle yüksek performanslı bir termoplastiktir. PEKK, üretici firması tarafından (Cendres+Métaux) , güçlendirilmemiş PEEK ile karşılaştırıldığında PEKK yapısının %80'e yakın daha yüksek basınç dayanımı gösterdiği bildirilmektedir (32).

PEKK yapısında bulunan daha yüksek keto gruplarının oranı ve dizisi ilesertlik ve erime sıcaklığı artmaktadır. Buna bağlı olarak PEEK materyaline kıyasla daha yüksekbasınç dayanımına, erime ve cam geçiş sıcaklığına ve daha iyi mekanik ve fiziksel özelliklere sahiptir (32, 33).

Kristalin ve amorf yapıda bulunabilmekte, kristalin yapı amorf yapıdaki PEKK'e göre daha iyi sertliğe, mekanik özelliklere ve kimyasal dirence sahiptir. Amorf yapıda üretilen polimerlerin esnekliği daha yüksektir ve üretimleri daha kolaydır. Farklı sertlikte üretilmesi PEKK' i farklı uygulamalar için kullanılabilir kılmaktadır. PEKK; sabit protezlerde kristalin yapıda kullanılırken, hareketli protezlerde amorf yapıda kullanımı önerilmektedir (32).



Poly-Ether-Ketone-Ketone (PEKK)

Şekil 2.5. PEKK' in Kimyasal Yapısı

PEKK, oral implantoloji ve protetik uygulamalar için uygun mekanik, fiziksel ve kimyasal özelliklere sahip olup kron ve köprülerde, endopostlarda, hareketli protezlerde iskelet yapısı olarak, implant destekli sabit protezler ve diş implantları dahil olmak üzere birçok dental uygulamalar için iyi bir alternatif oluşturmaktadır (33).

PEKK'ler canlı dokuyla iyi biyouyumluluğa sahiptir. Ayrıca Moore ve ark. bir fare çalışmasında PEKK'lerin polimetilmetakrilatlardan(PMMA) daha düşük oranda inflamatuvar yanıtı sebep olduğu göstermiştir (34).

Dental restorasyonlar kullanılan restoratif materyallerin tipine göre değişen oranlarda diş/mine aşınmalarına neden olmaktadır. İdeal olan, diş restorasyonlarından kaynaklanan aşınma miktarının dişlerin fizyolojik aşınmasından daha fazla olmamasıdır. Bu aşınmaları dengede tutabilmek için, diş minesine benzer sertlik derecesine sahip olan uygun restoratif materyaller seçimi önerilmektedir. Choi ve ark. CAD/CAM yöntemiyle üretilen beş farklı polimerik materyalin karşıt diş aşınması üzerindeki etkilerini değerlendirdikleri çalışmalarında, PEKK yapısında daha fazla madde kaybının görülürken antagonist dişlerde en az aşınım sağladığı gösterilmiştir (35).

Hareketli protezlerde bulunan metal klipsler estetik olmamakla birlikte, oral galvanizim ve alerjik reaksiyonlara sebep olabilmektedir. PEKK materyali hareketli bölümlü protezlerde alt yapı ve iskeletlerin üretimi için kullanılabilir (35).

PEKK biyomateryali, mekanik dayanıklılığı, işlenebilirliği ve şok emme kabiliyetiyle post-core sistemlerde de kullanılabilir. PEKK, metal ve fiberglas yapısına kıyasla daha düşük eğilme direnci ve elastik modülü ile daha üstün kırılma direnci gösterebilmekte ve uygun stres dağılımı sunarak kök kırılma ihtimalini azaltabilmektedir. Ayrıca, endodontik tedavi görmüş dişlerde endokron olarak da kullanılabilir (35).

PEKK, yüksek sıcaklıklarda boyutsal stabilitesini koruyabilmekte ve mevcut sterilizasyon yöntemleri uygulanabilmektedir. Ayrıca PEKK de PEEK gibi biyouyumlu bir materyaldir. Dikkat çekici mekanik özellikleri ve biyouyumluluğuna rağmen, PEKK yapısının düşük yarı saydamlığı ve grimsi rengi, diş restorasyonları için monolitik bir malzeme olarak kullanımının sınırlandırmaktadır. Bu nedenle, uygun bir estetik sonuç elde edebilmek için, PEKK'e yeterli bağlanma ile ek veneerlemeyapılması gerekmektedir (6). PEKK, CAD/CAM ve pres yöntemiyle olmak üzere iki şekilde üretilmektedir (33).



Şekil 2.6. PEKK CAD/CAM Disk

2.1.2. Fiberle Güçlendirilmiş Polimer Kompozit

Geliştirilen fiber takviyeli kompozit reçine, zirkonyum veya Co- Cr yapısından daha hafiftir ve zirkonyuma eşdeğer bir gerilme değerlerine sahipken eğilme ve basınç dayanımı da Co-Cr ile karşılaştırılabilmektedir . Bu materyal, üç üyeli implant destekli sabit protezlerin alt yapı materyali olarak kullanıldığında sonuçlar, altın standart olarak kabul edilen metal- seramik protezlerle benzer bir sağ kalım oranı göstermektedir (36).

%60 cam elyaf ve %40 epoksi reçineden oluşur ve birkaç kat çok yönlü cam elyafların rezin matriks ile iç içe geçmesi şeklindedir. Cam elyaflar reçine katmanlarına nüfuz etmekte ve malzemeye termal olarak sertleştirilmiş bir termoplastik plakaya benzer sertlik değerleri kazandırmaktadır (37).

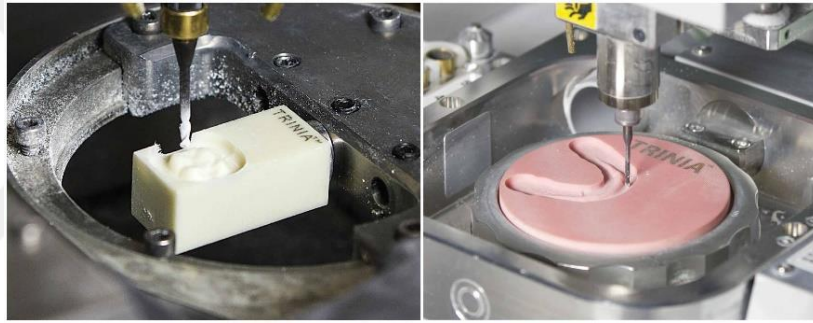
Çok katmanlı cam elyaflı CAD-CAM fiber takviyeli kompozit (FRC) de, özellikle protetik diş hekimliğinde implant üstü ve implant destekli restorasyonların alt yapıları için kullanılabilecek yüksek performanslı bir polimer olarak tanıtılmıştır. FRC, epoksi reçine ve çok katmanlı bir polimer ile bir arada tutulan çok yönlü cam elyaflara sahip alternatif bir altyapı malzemesidir. FRC, zirkonya ve Co–Cr ile karşılaştırıldığında özgül ağırlığının daha düşük olduğu gösterilmiştir. Ek olarak, FRC'nin mekanik özelliklerinin PAEK benzeri malzemeler, zirkonyum ve Co–Cr ile karşılaştırılabilir olduğu bildirilmektedir. FRC, 393 MPa' lık eğilme ve 374 MPa' lık basınç dayanımına sahip bulunmaktadır (38).

Laboratuvar çalışmaları, FRC malzemelerinin metal alaşımlarından daha yüksek ya da karşılaştırılabilir bükülme dayanımı sergilediğini göstermektedir (39).

Ek olarak, FRC'nin CAD-CAM üretimi ile ek kürlenme olmadan üretilebiliyor olması avantajları arasında sayılabilmektedir (38).

FRC altyapıların yeterli estetik sonuçlara ulaşabilmesi için kompozit reçine ile veneerlemesi gerekmektedir. Polimer yapı ve kompozit reçine arasındaki bağ kuvvetini artırmak amaçlı yapılan yüzey modifikasyonlarının incelendiği Kürkçüoğlu ve ark. yaptığı bir çalışmada asit uygulamasının yüzey pürüzlülüğünü artırmasına karşılık bağlanma dayanımını zayıflattığı gözlenmiştir. En yüksek bağlanma dayanımının mekanik yöntemler kullanılarak elde edilebileceği belirtilmiştir (38).

FRC materyalleri, inley, onley, kuron, köprü ve implant üstü dental restorasyonların üst yapıları ve destekleyici altyapılarını üretmek gibi birçok dental uygulama alanında kullanılabilmektedir (37, 40).



Şekil 2.7. FRC CAD/CAM Disk

2.1.3. Yüksek Etkili Polimer Kompozit

Yüksek etkili polimer kompozit (HIPC), geleneksel polimetil metakrilata (PMMA) göre üstün fiziksel özelliklere sahip, amorf, çapraz bağlı ve mikro seramik dolgulu bir kompozit olan dijital bir kaplama malzemesidir. 2200 MPa elastik modülüne ve >120 MPa eğilme mukavemetine sahiptir. 120°C' de 250 bar basınç altında polimerize edilmektedir (41).

Monolitik yapıda kullanılabileceği gibi alt yapı materyali ya da kaplama materyali olarak kullanılabilmektedir. Renk stabilizasyonları ve biyouyumlulukları ile günümüzde kullanım sıklığı artmaktadır (41).

2.2. CAD/CAM (Bilgisayar Destekli Tasarım/Bilgisayar Destekli Üretim) Yöntemi

Teknolojideki ilerlemelerle diş hekimliği alanında da yeni materyaller ve yüksek teknoloji içeren sistemlerin kullanım sıklığı artmaktadır. Bunlardan biri bilgisayar destekli tasarım ve bilgisayar destekli üretim sistemidir (42, 43).

CAD (Computer Aided Design-Bilgisayar Destekli Tasarım); bilgisayar sistemleri kullanılarak tasarımın yapılması ve geliştirilmesinin anlamına gelmektedir. Model çizim ve tasarımları üç boyutlu olarak sanal ortamda gerçekleştirilebilmektedir.

CAM (Computer Aided Manufacturing-Bilgisayar Destekli Üretim) ise ölçümleri yapılan ve planlanan verilerin bilgisayar desteği ile üretilmesidir (42, 43).

CAD/CAM teknolojisi ilk olarak 1960'larda otomotiv ve uçak endüstrisinde kullanılmış ve diş hekimliği alanına da girmiştir (89, 90). 1983 yılında ilk dental CAD/CAM restorasyonu üretilmiş ve 1985'te ise "CEREC" isimli ilk optik tarayıcı ve frezeleme cihazının kombinasyonu ile inley üretimi gerçekleştirilmiştir (44).

Günümüzde CAD/CAM sistemleri; inley, onley, kron ve köprüler, laminate veneer, hareketli bölümlü protezlerin iskelet yapıları ile implant destekli protezlerin üretilmesi, hibrit protez alt yapısı ve maksillofasiyal protezlerin tasarlanıp üretilmesi gibi oldukça geniş endikasyon alanlarında kullanılabilmektedir (45).

CAD/CAM sistemleri; obje ya da model geometrisini, bilgisayar tarafından işlenebilecek dijital verilere dönüştüren bir tarayıcı, verilerin işlendiği bir yazılım programı ve hazırlanmış olan veri ile istenen ürünü sağlayan üretim cihazları olarak üç ana bölümden oluşmaktadır (46).

2.2.1. CAD/CAM Komponentleri

2.2.1.1. Tarayıcı

Sistemin bilgi toplayıcı parçasıdır. Hazırlanan diş preparasyonu, komşu dişler ve okluzyondaki dişlerin geometrisi intraoral ya da ekstraoral olarak taranmaktadır. Tarama işlemi optik ve mekanik tarayıcılarla yapılabilmektedir (46).

Optik tarayıcının temelinde triangulasyon prosedürü denilen yapıların üç boyutlu görüntüsünün elde edilmesi vardır. Optik tarama beyaz ışık, renkli ışık veya lazer projeksiyonu kullanılarak yapılmaktadır. Işık kaynağı ve reseptör ünitenin konumu

birbiriyle uygun açıda olmalıdır (46). Optik tarayıcıların birçoğu harekete duyarlıdır. Hızlı ve yüksek çözünürlükte verileri oluşturabilmesi avantaj sağlar. Birçok CAD/CAM sisteminde tarayıcı, sistemin bir parçasıdır ve sadece uygun CAD yazılımı ile kullanılabilir (47).

Mekanik tarayıcılar, tarayıcının diş ile göreceli olarak pozisyonunu koruyarak, yüzeyin tamamının haritasını oluşturur (47). Mekanik tarayıcıda iğne ucu, küre ya da pin kullanılarak tarama yapılmaktadır. Küçük boyuttaki yapılar, tarayıcı ucun çapı sınırlayıcı olabilmektedir (42).



Şekil 2.8. CAD/CAM sistemleri elemanları

2.2.1.2. Tasarım Yazılımı (Software)

Bilgisayar ünitesinde üç boyutlu kişiye özgü hazırlanmış restorasyonların dizayn ve üretimini sağlayan CAD/CAM sistemine özgü yazılım programı bulunmaktadır. CAD yazılımları içerisinde yer alan şablonlar kullanabileceği gibi tasarımda modifikasyonlar yapılabilmektedir. Restorasyon tasarımının ardından, CAD yazılımı sanal modeli genellikle “standart transformation language (STL) formatında CAM ünitesinde üretim gerçekleştirilmektedir (46, 47).

2.2.1.3. Üretim Cihazları (Hardware)

Bilgisayar kontrolünde üretimin yapıldığı, frezleme ve aşındırma makineleridir. Restorasyonlar blok veya disk yapılarından frezlenerek elde edilir. Üretimden sonra bazı manuel düzenlemeler, final cilalamaları, porselen uygulamaları renklendirmeler diş teknisyenleri tarafından yapılmaktadır (48).

CAD/CAM ile restorasyon üretiminde farklı uygulama yöntemleri bulunmaktadır (47):

- ❖ Katı Bloktan Aşındırma (Eksiltme) Yöntemi: Katı bir blok yapısından frezler yardımıyla aşındırılarak restorasyonların elde edilmesidir.
- ❖ Ekleme Yöntemi: Üretim, daha önce hazırlanan rehber koordinatlar kullanılarak hazırlanan restorasyon tasarımı tamamlanana kadar materyallerin birbirine eklenmesi şeklindedir.
- ❖ Kombine Yöntem: Ekleme ve eksiltme yöntemlerinin birlikte kullanılmasıdır.

CAD/CAM sistemlerinin bileşenlerinin konumuna göre üç farklı üretim sistemi mevcuttur (47, 49):

1. Direkt klinikte kullanılan sistemler; intraoral olarak tarama yapılmakta ve restorasyon klinikte hazırlanmaktadır.
2. Laboratuvarda kullanılan sistemler; alçı modelin veya ölçünün taraması yapılmaktadır. Bu sistemlerin çoğunda altyapı üretiminin ardından porselen eklemesi yapılmaktadır.
3. Üretim merkezli CAD/CAM sistemi; model taraması laboratuvarda yapılır ve veriler internet aracılığıyla üretim merkezine gönderilir. Altyapı üretiminin ardından porselen eklemesi yapılmaktadır.

2.2.2. CAD/CAM Sistemlerinin Avantajları

- ❖ Geleneksel ölçü yöntemlerinin aksine ölçünün dijital olarak alınması ile hekimin hasta başında geçirdiği süre kısalmakta seans sayısı azalmaktadır. Tek seansla yapılabilen restorasyonlarda geçici kron uygulamasına gerek duyulmamaktadır. Daha kısa süre içinde uyumlu restorasyonlar üretilmektedir (50, 51).
- ❖ Seramik materyallerin füzyon, kondansasyon, sinterizasyon işlemleri nispeten azalma göstermiştir (52).
- ❖ Hata potansiyeli azalmış ve laboratuvar aşamalarından oluşabilecek çapraz kontaminasyon riski engellenmiştir (53).

- ❖ Üretim sürecinde aşamalar ve veriler daha sonra incelenebilmesi ve ihtiyaç durumunda tekrar kullanılabilmesi amacıyla arşivlenebilmektedir

2.2.3. CAD/CAM Sistemlerinin Dezavantajları

- ❖ CAD/CAM sistemleriyle kullanılan materyal, ekipman ve yazılım programlarının maliyeti yüksektir.
- ❖ Monokromatik bloklardan üretilen restorasyonlar ile ideal estetik beklentilerin her zaman karşılanamaması, bu sorunu çözmek amaçlı farklı renklerdeki bloklar geliştirilmeye çalışılmaktadır.
- ❖ Derin subgingival marjine sahip dişlerin taranarak bilgisayar ortamına aktarılması için iyi bir dişeti retraksiyonu zorunludur (54).

2.3. Kompozit Rezinler

2.3.1. Kompozit Rezinlerin Yapısı

Kompozit reçineler içerik olarak, organik rezin karışımlar, inorganik doldurucular ve bunları bir arada tutan ara bağlayıcı ajanlardan oluşmaktadır (55, 56).

2.3.1.1. Organik Polimer Matriks Faz

Bu faz içinde monomerler, komonomerler, polimerizasyon başlatıcılar ile inhibitörler plastize edici maddeler ve pigmentler bulunmaktadır. Monomerler genel olarak bisfenol A glisidil metakrilat (Bis-GMA) ya da üretan dimetakrilat (UDMA)'dır (57, 58). Yüksek viskoziteye sahip bu iki monomeri seyreltmek için tri etilen glikol dimetakrilat (TEGDMA) komonomeri kullanılmaktadır (57).

Kullanılan diğer monomerler etoksi bisfenolA-dimetakrilat (Bis-EMA), dekanediyol dimetakrilat (D3MA), bis(metakriloksilometil) trisiklikdekan ve üretan tetrametakrilattır (UTMA) (59).

Polimerizasyon başlatıcılar; kimyasal veya fiziksel aktivasyon ile monomer yapısının çift bağları ile reaksiyona giren enerjiden zengin serbest radikallerin ve polimer zincirlerinin oluşmasını sağlamaktadır (57).

İnhibitörler, kompozit rezinlerin kendi kendine polimerizasyonunu önlemek amacıyla kullanılan fenol türevi bileşiklerdir. Pigmentler ise kompozit rezinlere dişlerle uyumlu renkte olması amacıyla eklenen inorganik oksitlerdir (56).

2.3.1.2. İnorganik Matriks Faz

Organik matriks içerisinde dağılmış bulunan çeşitli şekil ve büyüklüklerdeki kuartz, borosilikat cam, lityum alüminyum silikat, stronsiyum, baryum, çinko, yitriyum cam ve baryum alüminyum silikat gibi inorganik partiküllerden oluşmaktadır. Baryum, stronsiyum, çinko ve yitriyum rezin yapısına radyopak özellikler sağlamaktadır. Silika partikülleri karışımın mekanik özelliklerini güçlendirmekte; ışığın geçmesini ve yayılmasını sağlamaktadır. Bu özelliklerle kompozit rezinler mineye benzer yarı şeffaflıkta bir özellik kazanmaktadır. Günümüzde sıklıkla kompozit rezinler nonkristalin silika formları kullanılarak üretilmektedir (60).

Kompozit rezinlerde, küçük boyutlu ve ağırlıkça fazla miktarda inorganik doldurucu bulundurulması ile aşınma direncini ve elastikiyet modülü artarken ısısal genleşme, polimerizasyon büzülmesi, su emilimi ve akışkanlığı azalmaktadır (58, 59).

2.3.1.3. Birleştirici Ara Faz

Kompozit rezinlerde organik ve inorganik faz arasındaki kimyasal bağlanma ara bağlayıcı fazla gerçekleşmektedir (55, 58).

Bu fazda sıklıkla organik silisyum bileşiği olan silanlar kullanılmaktadır. Günümüzde kompozit rezinler, silika partikülleri içeren inorganik faza sahip olup bu durum ıslatılabilirliğini artırmaktadır. Bu fazda bulunan moleküllerin bir ucu silika partiküllerinin yüzeyindeki hidroksil grupları ile diğer ucu ise organik matriksde bulunan polimerle bağlanabilmektedir. Bu güçlü bağlanma kompozit rezin yapısına düşük su emilimi ve aşınma dayanımı kazandırmaktadır (55).

2.3.2. İndirekt Kompozit Rezinler

Dental restoratif kompozit rezinler, direkt (doğrudan ağız boşluğuna yerleştirilmiş ve polimerize edilmiş) ve indirekt (ağız dışında hazırlanmış ve ışık/ısı ile polimerize edilmiş) kompozit reçineler olarak ikiye ayrılabilir. İndirekt kompozitler ayrıca ‘protetik kompozitler’ veya ‘laboratuvar kompozitleri’ olarak isimlendirilebilmektedir (61).

Direkt kompozit rezin restorasyonlardaki karşılaşılan en önemli problemler; kırıklar, pulpa irritasyonu, postoperatif hassasiyet, dolgu sınırlarında renklenme ve ikincil çürüklerdir. Ayrıca, zor klinik işleme prosedürleri sebebiyle marjinal adaptasyonu sağlama, interproksimal ve oklüzal morfoloji şekillendirme zorluğu bulunmaktadır.

Polimerizasyon büzülmesi ve stres faktörünü en aza indirebilmek amacıyla çoklu inkremental teknikler önerilmiştir (62).

Direkt kompozitlerde karşılaşılanmarjinal adaptasyon problemini çözmek ve materyal özelliklerini arttırmak amacıyla indirek kompozitler ilk olarak 1980' lerde birinci nesil indirekt kompozitler tanıtılmıştır. Ancak içerdikleri düşük inorganik doldurucu miktarı ve yüksek oranda artık monomer nedeniyle düşük mekanik özellikler göstermiş ve klinik çalışmalarda başarılı olamamıştır (63).

Birinci nesil dolaylı kompozitlerin dezavantajları sebebiyle, 1990'ların başında ikinci nesil indirekt kompozitler, hacimce yaklaşık %66 inorganik doldurucu içeriği sebebiyle 120–160 MPa aralığında eğilme mukavemeti ve 8,5–12 GPa elastik modülü ile daha iyi mekanik özellikler göstermiştir. Bu avantajları ile inley, onley, lamina veneer, jaket kronlar ve implant destekli protetik restorasyonlar gibi pek çok klinik uygulamada kullanılabilmektedir (63).

 ndirekt kompozit uygulamaları ile direkt uygulamalara göre daha iyi anatomik form, marjinal adaptasyon, proksimal kontak ve kontur tasarımı sağlanabilmektedir. Ayrıca mineye yakın aşınma direnci ile karşıt doğal diş ile aşınma uyumluluğu göstermektedir (62, 64).

 ndirekt kompozit restorasyonların, genellikle fotoaktivasyon, ısı veya her ikisi ile gerçekleştirilen farklı polimerizasyon prosedürlerinin kullanılması ile daha yüksek monomer dönüşüm seviyeleri sağlanabilmekte ve bu durum materyale üstün mekanik özellikler kazandırmaktadır (64).

2.3.2.1. Yapı ve Kompozisyon

 kinci nesil kompozitler, mikro dolgulu birinci nesil kompozitlerin aksine, 0.04–1  m çapında 'mikrohibrit' doldurucu içermektedir. Doldurucu içeriği organik matrisin iki katına yakındır. Doldurucu oranı artırılarak mekanik özellikler ile aşınma direnci iyileştirilmiş organik matrisin azalması da polimerizasyon büzülmesini azaltmıştır (61).

2.3.2.2. Polimerizasyon Teknikleri

Materyale laboratuvar ortamında ısı, ışık ve basınç uygulanması ile indirekt polimerizasyonu sağlanır. Bu şekilde polimerize edilen kompozit rezinlerin polimerizasyon derecelerinin artması ile fiziksel özelliklerinde de artış olacağı düşünülmektedir (63).

2.3.2.2.1. Isı ile Polimerizasyon

İndirekt kompozit rezinlerin ısı ile polimerizasyonu amacıyla kullanılan sıcaklık genellikle 120–140°C arasındadır. İşlemden uygulanan sıcaklık, kompozitin camsı geçiş sıcaklığının üzerinde olmalıdır. Bu durum, polimer zincir hareketliliğini artıracak ve ek çapraz bağlanmayı sağlayacaktır. Ancak aşırı ısınma kompozit yapısının bozulmasına sebep olabilmektedir. Isı; otoklavlarda, döküm fırınlarında veya özel fırınlarda uygulanabilmektedir (65).

Polimerizasyon reaksiyonu amacıyla ilk aşamada ışıqla sertleşmeden sonra ısıtılması, reaksiyona girmemiş monomerlerin polimer ağına kovalent bağlanması ya da ısınma ile uçucu hale gelmesiyle seviyeleri azalmaktadır (66).

Sadece ışıqla polimerizasyona kıyasla hem ışıqla hem de ısıyla polimerizasyonda aşınma direncinin %35 arttığı gözlemlenmiştir (61).

2.3.2.2.2. Işıqla ile Polimerizasyon

İlk olarak Mehl (67) tarafından açıklanan yavaş sertleşme kavramı, daha yavaş bir sertleşme hızının daha yüksek seviyede polimerizasyon sağlayacağı düşüncesine dayanmaktadır. Polimerizasyonun daha hızlı gerçekleşmesi, yeni oluşmuş polimerize dalları zamanından önce sertleştirme eğilimi gösterecek ve molekülün daha fazla yayılmasına izin vermeyecek şekilde sertlik derecelerini artıracaktır (61).

2.3.2.2.3. Nitrojen Gazı ile Polimerizasyon

Hava, içerdığı oksijen ile polimerizasyonu engelleme eğilimi göstermekte ve kürlenmiş reçine restorasyonların görünen yarı saydamlığında veya opaklığının belirlenmesinde önemli bir etki oluşturmaktadır. Restorasyon içerisindeki oksijen sıkışması, restorasyon yüzeyinden yansıyan doğal ışıqlı kırma ve etrafındaki duvarları zayıflatarak aşınma oranını artırmaktadır. Sıkışan havanın çıkarılması restorasyonun yarı saydamlığını artırmaktadır. Materyal sertleşmeye başlamadan önce nitrojen basıncı ile sıkışan iç oksijen ortadan kaldırılabilir (61).

2.3.2.3. İndirekt Kompozitlerin Mekanik ve Optik Özellikleri

İndirekt kompozitlerde yapılan ilave kürlenme ve artan inorganik dolgu maddesi hacmi ile eğilme mukavemeti 120 -160 MPa' ya, elastik modülü 8,5-12 GPa' ya yükseltilmesinde reçine bileşimi, dolgu içeriği ve partikül boyutu ve dağılımı gibi birçok

faktörler söz konusu olmaktadır. Chung ve ark. (68) yaptığı bir çalışmada doldurucuların hacimsel oranı ile çapsal gerilim direnci ve sertlikleri arasında pozitif bir ilişki gözlemlenmiştir. Daha yüksek dolgu hacmine sahip malzemeler daha iyi mekanik özellikler gösterebilmektedir (61).

Sertleşme modu ve kalan çift bağlar, kompozit materyallerin renk stabilitesini etkilemekte bu da öngörülemeyen renk değişimlerine sebep olabilmektedir (61).

İndirekt kompozit restorasyonlarının ana başarısızlıklarından biri olarak yüzey pürüzlülüğünün de etkisiyle plak birikimi sebebiyle oluşabilen sekonder çürük lezyonları gösterilebilmektedir. Bakteri tutunumu için bir diğer olası faktör ise kalan kirlenmemiş monomerlerin varlığı olabilmektedir (69).

Uygun şekilde üretilmiş bir indirekt restorasyon aşınmaya dayanıklı, estetik ve diş yüzeyinde gerçekleştirilen tek polimerizasyon ile işlem sonrası daha az hassasiyete sebep olabilmektedir (61).

Laboratuvarda üretimleri gerçekleştirilen indirekt kompozit rezin restorasyonlar, diş yapısını güçlendirerek intrakoronal posterior restorasyonlar için estetik bir alternatif oluşturmaktadır. Bu restorasyonlar, doğrudan restorasyonlara kıyasla daha iyi mekanik performans ve polimerizasyon büzülmesinde önemli bir azalma (yani, dual-cured yapıştırma simanı ile sınırlı) ile klinik fayda olarak hassas marjinal uyum, ideal proksimal kontak temasları ve çok daha iyi anatomik morfoloji imkanı sunmaktadır(64).

İndirekt kompozit rezinler ile farklı tam seramiklerin kenar mukavemeti ve kırılma dirençlerinin karşılaştırıldığı bir çalışmada indirekt kompozit restorasyonların kenar mukavemetinin seramikten daha fazla olduğu gösterilmiştir. Bu durum malzemenin okluzal kuvvetlere karşı marjinal bütünlüğünü koruyabildiğini göstermektedir (70).

2.4. Yüzey Modifikasyon Yöntemleri

2.4.1. Mekanik Yöntemler

2.4.1.1. Elmas Döner Aletle Aşındırma

Bağlantı sağlanacak yüzey alanını pürüzlendirme amacıyla yüksek devirde elmas ferzler kullanılabilir. Aşındırılmış yüzeylerin SEM ile incelenmesinde, gözenek bulunmayıp kazıma izleri ortaya çıktığı bildirilmiştir (71).

2.4.1.2. Alüminyum Oksit ile Kumlama

Kumlama işleminde farklı partikül büyüklüğünde Alüminyum oksit (Al_2O_3) partikülleri basınçla püskürtülmekte ve yüzey üzerinde pürüzlü alanlar oluşturmaktadır. Bu durum yüzey gerilimini azaltmakta, yüzey ıslanabilirliği artmakta ve artan yüzey alanı ile birlikte mikromekanik tutuculukta artış görülmektedir. Yüzeyde oluşan defekt alanının büyüklüğü; materyalin bileşenleri, kullanılan partikülün boyutu ile ilişkili olup bağlantıyı doğrudan etkilemektedir (72).

Tüm bu sebeplerle PEEK ve PEKK yüzeylerinin düşük yüzey enerjisini ve hidrofilitesini arttırmak, alt yapı ile kompozitler arasındaki mikro mekanik bağlantıyı artırabilmek amacıyla Alüminyum oksit partikülleri ile kumlama yüzey işlemi yaygın olarak kullanılmaktadır.

2.4.1.3. Plazma

Plazma, yüksek voltajlı elektrik alanında gazların iyonlaşması ile üretilen yüklü parçacıklardan oluşmaktadır. Organik kalıntıların giderilmesi, microetching ve yüzey aktivasyonu amacıyla kullanılabilir. Plazma kullanımı, riskli agresif asidik solüsyon kullanımının aksine tehlikesizdir (16).

2.4.1.4. Lazer

Lazerin ısı oluşturarak yüzeyi eritmesi ile düzensiz pürüzlü alanlar oluşmaktadır. Lazer uygulaması, PEEK materyalinin yüzey işlemi için alternatif bir yöntemdir ve yüzey pürüzlülüğünü ve ıslanabilirliğini artırmak amacıyla kullanılabilir (73).

Tsuka ve ark. PEEK materyal yüzeyinde yaptıkları çalışmada lazer yüzey işleminin yüzeyde gözenekler oluşturduğu ve rezin bazlı yapıştırıcı ajan arasındaki bağ kuvvetini artırarak bağlanma dayanımını büyük ölçüde geliştirdiği bildirilmiştir (74).

2.4.2. Kimyasal Yöntemler

2.4.2.1. Sülfirik asit – Piranha Asit

PEEK yapısındaki benzen halkasının sülfirik asit kullanımı ile sülfonasyonu gerçekleşmektedir. Sülfonik asit grupları adeziv sistemlerdeki metakrilatlarla etkileşime girmekte ve PEEK ile kompozit veneer materyali arasında yüksek bağlanma dayanımı değerlerinin oluşmasını sağlamaktadır. Ancak sülfirik asit, DNA hasarına ve koroziv özelliğinin yüksek olmasıyla dokularda bozunmaya sebep olabilmektedir (75).

PEEK yüzeyinin modifikasyonunda sülfürik asit (H_2SO_4) ve hidrojen peroksit (H_2O_2) birleşimi olan piranha çözeltisi de kullanılmaktadır. Asit uygulaması ile inert yapıda bulunan yüzeyde fonksiyonel grup sayısı artmakta ve adeziv sistem bileşenleriyle bağlantı kuvvetlenmektedir (75).

2.4.2.2. Bondlar (Aktif Monomer İçeren Ajanlar)

PEEK materyali ile kompozit rezinler arasında kuvvetli ve sürekli bağlanmanın sağlanması amacıyla fonksiyonel monomerler içeren polimer yapısına yüksek ilgisi bulunan primerler kullanılmaktadır. Adeziv sistemlerin çözücüler ve kimyasal içerikleri önemli rol almaktadır. En başarılı monomerlerden biri metil metakrilattır (MMA). Farklı primerlerin PEEK polimeri ile kompozit rezin bağlanma gücünü araştıran çalışmaların çoğunda, metil metakrilat (MMA) esaslı adeziv sistemlerin yeterli bağlanma değerleri oluşturduğu ve bu değerlerin seramik ve metal alaşımlar gibi sık kullanılan alt yapı materyalleriyle karşılaştırılabilir olduğu belirtilmiştir (5, 76). Stawarczyk ve ark. PEEK üzerindeki veneer materyali kompozitler ile metakrilat içeren çok işlevli yapıştırıcılar arasındaki bağın en yüksek yapışma değerlerine sahip olduğunu göstermiştir (3).

PEEK ve PEKK materyalinin veneerlenmesinde kullanılan asidik bir fosfat monomeri olan 10- metakriloksidetil dihidrojen fosfat (MDP), metal oksitlerinin bağlantısında kullanılmak amacıyla geliştirilmiştir. MDP içerisindeki aktif fosfat monomerleri, kompozit rezin yapısındaki monomerler ile kopolimerize olarak bağlanma dayanımına katkı sağlamaktadır (6).

2.4.3. Tribokimyasal Kaplama

Tribokimyasal silika kaplama işlemi, yüzeyi silisik asitle modifiye edilmiş Alüminyum oksit partikülleri ile materyal yüzeyine püskürtülmesiyle gerçekleştirilir. Bu yöntem ile hem yüzeyin abrazyonu gerçekleşmekte hem de yüzeye gömülen partiküllerin kaplı olduğu silan sayesinde rezinle arasındaki kimyasal bağlantı sağlanmaktadır (77).

Yapılan bir çalışmada silika kaplanan PEEK yüzeylerin, kumlanmış, lazer ve asit uygulamalarıyla modifiye edilmiş yüzeylere kıyasla daha yüksek ıslanabilirlik gösterdikleri ancak daha düşük bağlanma dayanımı değerleri sağladıkları bildirilmiştir (73).

2.5. Adeziv Bağlantı Ajanları

Adezyon (bağlanma), latince “adhaerere” kelimesinden gelmekte ve farklı moleküller arasındaki çekim kuvveti “adezyon”; aynı moleküllerin birbirleri arasındaki çekim kuvveti ise “kohezyon” olarak tanımlanmaktadır. Adezyonu oluşturan maddeye “adeziv” , adeziv uygulanan materyale ise “adherent” adı verilmektedir. Adezyon için, adeziv ve adherent arasında tam bir temas olmalıdır (78).

2.5.1. Tarihsel Gelişimlerine Göre Sınıflandırılması

1. Jenerasyon:

1962 yılında üretilen NPG-GMA kökenli adezivler hidroksiapatit kristallerine iyonik, kollajene ise kovalent bağlarla tutunmaktadır. Hidrofobik oldukları için düşük bağlanma dayanımı (1-3 MPa) göstermişlerdir (78).

2. Jenerasyon:

1978 yılında bisfenol-A glisidil metakrilat (bis-GMA) veya hidroksietil metakrilat (HEMA) gibi rezinlerin halo fosfat esterleri karıştırılmasıyla oluşturulmuştur. Ortalama bağlanma dayanım değerleri 1-10 MPa olarak bildirilmektedir. Birinci ve ikinci nesil adeziv sistemler, dentinin inorganik yapısına bağlanma amacıyla smear tabakası üzerine uygulanmıştır ancak istenilen başarı elde edilememiştir (78, 79).

3. Jenerasyon:

1984 yılında geliştirilmiş ve smear tabakasını modifiye ederek rezinin dentine penetrasyonu amaçlanmıştır. Bu sistem, hem hidrofilik hem hidrofobik olan 4-META (4-metakriloksietil trimellitat anhidrit) monomerinden oluşmaktadır. Ortalama bağlanma dayanımı değerleri 10-14 MPa olarak bildirilmektedir (78-80).

4. Jenerasyon:

1990' ların başında smear tabakasını tamamen kaldırmayı amaçlayan bu sistemlerinin temeli etch and rinse tekniği ile oluşmaktadır. Bu teknikte mine ve dentin eşzamanlı fosforik asit uygulamasının ardından yıkanıp hafifçe kurutulur. Kollajen yıkımı önlenmesi amacıyla bir miktar nemli bırakılan yüzeye hidrofilik primer ve son olarak doldurucusuz bonding ajanı uygulanır. Ortalama bağlanma dayanımı 18-30 MPa olarak bildirilmektedir (78).

5. Jenerasyon:

1990'ların ortalarında smear tabakasını tamamen kaldırmayı amaçlayan beşinci nesil adeziv sistemler primer ve adeziv rezinin birleştirildiği "one bottle" sistemler geliştirilmiştir. Dördüncü nesil adeziv sistemlere benzediği bağlanma dayanıklılığı gösterdiği belirtilmektedir (78).

6. Jenerasyon:

2000'li yılların başında geliştirilmiş ve smear tabakasının çözülmesi amaçlanmıştır. Mine ve dentini eş zamanlı demineralize eden asidik primer ve adeziv rezin uygulamasını içermektedir. Bağlanma dayanımları dentinde yeterli olsa da minede daha zayıf bulunmuştur (78).

7. Jenerasyon:

2000'li yılların sonlarında geliştirilen bu adezivlerde smear tabakasını çözmek ve teknik hassasiyeti azaltmak amaçlanmıştır. Asidik monomer, primer ve bonding ajan tek şişede birleştirilmiş ve "All in One" sistemler geliştirilmiştir. Bağlanma dayanımlarının altıncı nesil adezivlere benzer olduğu belirtilmektedir (78).

8. Jenerasyon:

2010 yılında, ortalama büyüklüğü 12nm nano doldurucular içeren, tek bileşenli sekizinci jenerasyon adeziv sistemler tanıtılmıştır. Mevcut nano doldurucular, rezin monomerlerin penetrasyonu ve adeziv sistemlerin mekanik özelliklerini iyileştiren hibrit tabakanın kalınlığının artmasını sağlamaktadır. Ek olarak yapısında asidik hidrofilik monomerler de yer almaktadır (81).

2.5.2. Universal (Multi-Mode) Adeziv Sistemler

2011 yılından itibaren kliniklerde sık kullanılan bu sistemler multi-mode adezivler olarak da isimlendirilebilmektedir. Bu adeziv sistemler; self etch adezivler, etch rinse adezivler veya dentin dokusunda self etch adeziv (SE) ve minede etch rinse (ER) adeziv (minenin selektif olarak asitlendirilmesi) olarak da kullanılabilirler. Yapılan çalışmalarda universal adezivlerin yeterli bağlanma dayanımı sonuçları gösterdiği belirtilmektedir (81, 82).

Universal adezivlerinin birçoğu mevcut tek aşamalı SE adezivlerin hepsi bir arada (all-in-one) uygulamasına benzer tasarlanmıştır. Hidrofilik asidik monomerlerin iyonize edilmesi amacıyla su kullanılmaktadır. Günümüzde kullanılan universal adezivlerin pH değerleri 2.2 ile 3.2 arasında değişmektedir (83, 84).

Universal adezivler, geleneksel tek aşamalı SE adezivlerin içeriğine benzer yapıda olmakla birlikte yapılarına metakriololoksidesil dihidrojen fosfat (MDP), silan, poliakrilik asit monomerleri de dahil edilmiştir. MDP monomeri, mine ve dentin yapısında bulunan hidroksiapatitle kimyasal bağ kurabilmektedir. Bu sistemler ayrıca diş dokularına bağlanmayı artırabilen bisfenildimetakrilat (BPDM), dipenta eritrol pentaakrilat monofosfat (PENTA) ve polialkenoik asit kopolimerine de sahip olabilmektedir. Ayrıca universal adeziv sistemlerinin matris yapısında hidrofilik HEMA, hidrofobik UDMA ve Bis-GMA monomerleri bulunmaktadır. Bu kombinasyonları ile farklı koşullarda, hidrofilik diş dokusu ile hidrofobik kompozit rezin arasındaki bağlantıyı sağlayabilmektedir. Ayrıca içeriğindeki silan ise ayrıca gerçekleştirilecek silanizasyon işlemini ortadan kaldırmaktadır (81, 84).

Bu sistemler geleneksel ER tekniğinin avantajlarını içermekte ve hem selektif etch hem de SE tekniklerinin kullanımını sağlamaktadır. Bu nedenle 7. jenerasyon bonding sistemlerinden daha geniş uygulama alanları bulunmaktadır (83).

Üretici firmalar direkt ve indirekt restorasyonların uygulanması amacıyla universal adezivlerin kullanılabileceğini, ayrıca self-cure, light-cure ve dual-cure rezin simanlara, metal, zirkonya, porselen ve kompozitle bağlanımlarda kullanılabileceklerini belirtmektedir (85). Ancak en büyük dezavantajı olarak diğer tek aşamalı SE adezivler gibi su içermesi ile hidrolitik yıkıma uğrayabilmesi sayılabilmektedir. Bu sebeple polimerize olan universal adezivlere hidrofobik rezin uygulaması önerilmektedir (81, 82).

2.5.3. Cam İyonomer Adeziv Sistemler

Cam iyonomerler, mine ve dentin yüzeyinde kendinden bağlanabilmektedir. İçeriğinde polialkenoik kopolimerler, doldurucu cam partiküller ve su bulunmaktadır. Polialkenoik asit ile açığa çıkan kollajenler arasındaki boşluklara infiltre olabilmesi ile mikromekanik bağlanabilmekte ve polialkenoik asitin karboksil grupları ile diş içeriğindeki hidroksiapatitin kalsiyum iyonları ile kimyasal bağlantı sağlanabilmektedir (78).

2.6. Bağlanma Dayanımı Ölçüm Yöntemleri

Bağlanma dayanımı kuvvetlerinin tespiti için çeşitli yöntemler kullanılmaktadır. Bağlantı alanının boyutlarına göre makro (4- 28 mm²) ve mikro (yaklaşık 1 mm²) test

yöntemleri olarak sınıflanmaktadır. Evrensel test makinesi düzenekleriyle ara yüze çekme veya makaslama kuvvetleri uygulanabilmektedir (86).

2.6.1. Makro Makaslama Testi

Makaslama bağlanma testinde; bıçak sırtı veya çentikli uç şeklinde hazırlanan aparat ile bağlantı ara yüzeyinde ayrılma oluşana kadar sabit hızla (0.45-1.05 mm/dk) kuvvet uygulanmaktadır. Ölçülen maksimum kuvvetin bağlanma yüzey alanına bölünmesiyle bağlanma dayanımı değerleri hesaplanmakta ve değeri, pound/inch², kg/cm², MN/m² veya N/mm² (Mega paskal, MPa) olarak belirtilmektedir. Testte kullanılan materyaller arasındaki elastik modül farklılığı test sonucunu etkileyebilmektedir (86).

2.6.2. Makro Çekme Testi

Çekme test metatlarındamakaslama testlerine göre daha homojen kuvvet dağılımları görülmektedir. Kuvvetin örneklerde bükülmeye sebep olmaması içinbağlantı ara yüzünün yükleme eksenine dik olarak hizalanması ve test cihazının doğru konumunu koruması gerekmektedir. Bu nedenlerle çekme testlerinin doğruluğu için makaslama testlerinden daha fazla teknik hassasiyet gerekmektedir (86).

2.6.3. İtme Testi (Push-Out)

Yuvarlak yatay şekilde hazırlanmış yüzeyüzerinde uygun boyutta bir delik açılmakta ve buraya adeziv sistem ile birlikte test edilecek materyal yerleştirilmektedir. Ardından çaplarının oranı 0.85'den az sivri şekilli uçla hazırlanan yüzey üzerine kuvvet uygulanmakta ve ayrılmanın gerçekleştiği kuvvet ölçülmektedir. Bu yöntem makaslama ve çekme testlerine göre klinik ortamıdaha iyi taklit etmektedir (86). Modelin etkili ve tekrarlanabilir olduğu gösterilmiştir (87).

2.6.4. Mikro Makaslama Testi

Mikro makaslama testinde 1mm² veya daha küçük yüzey alanında makaslama bağlanma dayanımı kuvvetleri ölçülmektedir. Kuvvetlerin, bağlanmanın gerçekleştiği ara yüzeyinde yoğunlaşması testin doğruluğunu arttırmaktadır. Bir numuneden birden fazla test örneği elde edilebilmekte ve ortalama değeri hesaplanabilmektedir. Yüzey düzensizliğinin sorun olmaması avantajlarındandır. Ancaknumunelerin hazırlık kısmında

gerçekleşebilecek ısı ve titreşim bağlanmanın gerçekleştiği ara yüzeyde ayrılmalara sebep olabilmektedir (86).

2.6.5. Mikro Çekme Testi

Mikro çekme testinde kavrama yöntemi, numunedeki stres dağılımını engeller. Çatlakların kritik boyutu mikro ara yüzde daha küçük olması sebebiyle mikro çekme testi ile elde edilen bağlanma kuvvetlerinin MPa cinsinden değeri makro çekme testi sonuçlarına kıyasla daha yüksek bulunmaktadır (86).

2.7. Yüzey Analiz Yöntemleri

2.7.1. Stereomikroskop İncelemesi

Stereomikroskop, örnek yüzeyinin düşük büyütme gözleminde kullanılabilir. Farklı görüş açıları sağlayarak numunenin üç boyutlu (3D) görüntülenmesini gerçekleştirmektedir. Stereomikroskopta, her iki göz de aynı görüntüyü görür. Ayrıca, bağlantı bölgesinin renk, yüzey pürüzlülüğü ayırt edilebilmektedir (88).

2.7.2. Profilometre İncelemesi

Profilometre cihazlarının optik ve mekanik olarak iki çeşidi bulunmaktadır. Mekanik profilometre cihazları, elmas tarayıcı ucun yüzey üzerinde gezinmesi ile iki boyutlu ölçüm yapmaktadır. Optik profilometre cihazları ise yüzeye yönlendirilen ışığın yansımaları prensibiyle üç boyutlu ölçüm yapılabilir. En sık kullanılan parametre olan R_a değeri, belirli bir ölçüm mesafesinde ölçülen tüm yüzey pürüzlülük değerlerinin toplamının aritmetik ortalamasıdır (89, 90).

2.7.3. AFM (Atomik Kuvvet Mikroskobu) İncelemesi

AFM incelemesi, değerlendirilecek örnek yüzeyinin ince ve sivri bir uç ile piezo elektrik kontrol elemanları aracılığıyla taranarak analiz edilmesidir. Taranan alan ile tarama ucu arasında sürtünme, kapiller kuvvet ve Van der Waals kuvvetlerine dayanan etkileşimler kaydedilir. Taracak yüzey alanın ön yüzey işlemi gerektirmemekte ve nanometre çözünürlüğünde yüzey topografisi elde edilebilmektedir. Dezavantajları ise düşük hızda tarama yapması ve andırkatları belirlemedeki yetersizliğidir (91, 92).

2.7.4. SEM (Taramalı Elektron Mikroskobu) İncelemesi

Tungsten filaman katodundan çıkan odaklanmış elektron demeti ile yüzeyin taranması ilkesine dayanmaktadır. Yüzeylerin doğru olarak ölçülebilmesi için yüzeydeki elektron akışının devamlı olması gerekmektedir. Bunun için yüzey iletkenliği önem taşımaktadır. Örneklerin yüzey iletkenliğinin sağlanması için yüzeylerin altın veya Palladyum ile kaplanması önerilmektedir. Tarama işleminde birincil elektron demeti örnek yüzeyindeki elektronlarla etkileşime geçer saçılmalarına sebep olur. Yüzeyden saçılan ikincil elektronların algılayıcılarla toplanması ile yüzeyin bileşenleri, yapısı ve topografisi hakkında bilgi sağlanabilmektedir. İkincil elektron sayısının fazla olması daha parlak, az olmasında kadar karanlık görüntü oluşmasına sebep olmakta sonuç olarak yüzey gri tonlarda kaydedilmiş olmaktadır (93, 94).

2.7.5. EDX (Enerji Dağılım Spektrometresi) İncelemesi

EDX sistemleri, genellikle SEM cihazları ile birlikte bulunmakta ve materyallerin element içeriğini belirlemek için kullanılmaktadır. Hızlandırılmış elektronlar atom veya moleküllere çarptığında, atomlar iyonize olur ve temel hallerine döndüklerinde iki yörünge arasındaki potansiyel farktan kaynaklı karakteristik X-ışınları yaymaktadır. EDX analizi bu saçılımın değerlendirilmesiyle yapılmakta ve yüzeyde bulunan elementlerin tespitini sağlamaktadır (95).

2.7.6. EDX-Mapping (Atomik Haritalama) İncelemesi

EDX-mapping atomik haritalama incelemesi, değerlendirilen yüzeydeki elementlerin dağılımlarını belirlemek verestorasyonları için kullanılan malzemeleri analiz etmek amacıyla yaygın olarak kullanılmaktadır (96).

3. GEREÇ ve YÖNTEM

Bu çalışma İnönü Üniversitesi Rektörlüğü Tarafından TDH-2021-2637 numaralı BAP projesi ile desteklenmiştir. Bu çalışmadaki laboratuvar aşamaları ve mekanik testleri İnönü Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Protetik Diş Tedavisi araştırma laboratuvarında, SEM, EDX ve analitik haritalama (mapping) analizleri ise İnönü Üniversitesi Bilimsel ve Teknolojik Araştırma Merkezi (İBTAM) laboratuvarlarında gerçekleştirildi.

Tablo 3.1. Çalışmada kullanılan materyallerin kimyasal kompozisyonu ve üretici firmaları

MATERİYAL	ÜRÜN ADI	İÇERİK	ÜRETİCİ FİRMA	LOT No
PEEK	KerastarPEEK	PEEK %80+TiO ₂ %20	Eisenbacher, Woerth, Almanya	PE 71-116
PEKK	Pekkton Ivory Block	PEKK %80, TiO ₂ %20	Cendres Metaux, İsviçre	0000380257
FRC	Trinia	Cam fiber%55, epoksi rezin matriks %45 Birkaç katmanda fiberglas ve reçinenin çok yönlü iç içe geçmesi	Shofu, Kyoto, Japonya	170150421
CO	Bredent HIPC	Amorf çapraz bağlı polimetil metakrilat, mikrosesamik dolgu maddeleri	Bredent, GmbH Co, Almanya	510761
İndirekt Kompozit Veneer Materyali	Gradia Plus	UDMA, dimetakrilat, İnorganikdolgu maddeleri (%71), Prepolimerize dolgu maddeleri (%6), Fotobaşlatıcılar, Stabilizatörler, Pigmentler	GC, Tokyo, Japonya	2011111
VL	Visiolink	MMA, PENTIA, foto aktivatörler	Bredent, GmbH Co, Almanya	204809
OP	Optibond	GPDM Su, aseton, etanol	Kerr, ABD	7807700
SB	Single Bond Universal	MDP, dimetakrilat reçineleri, HEMA, Vitrebond™ kopolimeri, dolgu maddesi, etanol, su, başlatıcılar, silan	3M, GmbH, Almanya	10303B
GP	G-Premio Bond	MDP, MET, MDTP, Dimetakrilat, aseton, su, başlatıcılar, silika	GC, Tokyo, Japonya	2106101
	G-multi Primer	MPTMS, MDP, MDTP, BisGMA, TEGDMA, Etanol	GC, Tokyo, Japonya	2102011

(PEEK: Polietereterketon, PEKK: Polieterketonketon, TiO₂: Titanyum dioksit, UDMA: Üretan dimetakrilat, MMA: Metil metakrilat, PENTIA: Penta eritritol tri akrilat, GPDM: Gliserofosforik asit dimetakrilat, MDP: Metakriloil oksidesil dihidrojen fosfat, HEMA: Hidroksietil metakrilat, MET: Metakriloksietil trimellitik asit, MDTP: Metakriloiloksidesil dihidrojen tiyofosfat, MPTMS: Metakriloksipropil trimetoksi silan, BisGMA: Bisfenol glisidil dimetakrilat, TEGDMA: Trietilen glikol dimetakrilat)

Çalışmada kullanılan materyallerin kimyasal kompozisyonu ve üretici firmaları Tablo 3.1’ de ve kullanılan cihazlar ve üretici firmaları ise Tablo 3.2’ de gösterilmiştir.

Tablo 3.2. Çalışmada kullanılan cihazlar ve üretici firmaları

CİHAZ	ÜRETİCİ FİRMA
CAD/CAM cihazı	Ceramill Motion2; Ceramill® CAD/CAM System, Amann Girrbach, Avusturya
Kumlama cihazı	Dentalfarm Base 3, İtalya

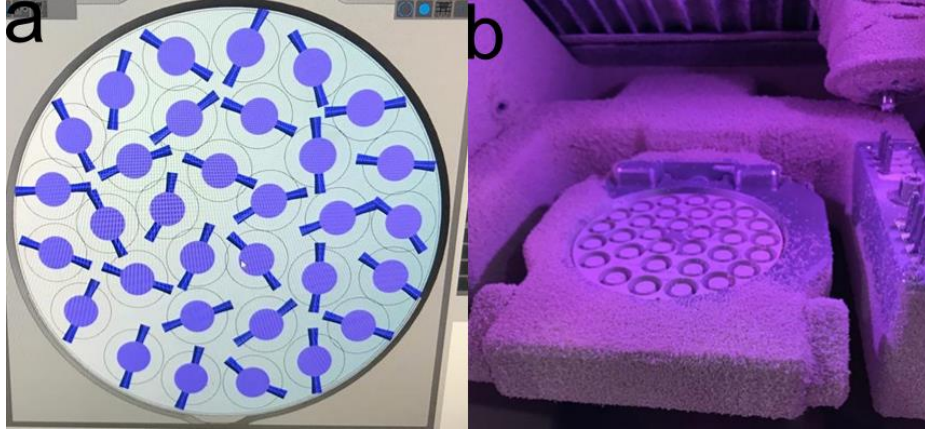
Ultrasonik yıkama cihazı	Eurosonic E4D, Euronda, Vicenza, Italya
Profilometre	Mitutoyo Sj-210P, Mitutoyo, Japonya
Hassas kesme cihazı	Mikrocut 152, Metkon, Bursa, Türkiye
Dijital kumpas	Insize 1112-150, Çin
Üç boyutlu yazıcı	Ackuretta Freeshape 120, Ackuretta, Taiperi, Tayvan
Laboratuvar ışık cihazı	Labolight duo, GC, Avrupa
Termal siklus cihazı	Thermocycler THE 1100; SD Mechatronik Feldkirchen-Westerham, Almanya
Universal test cihazı	MTS Criterion Model 42, ABD
Stereomikroskop	DZ 1100, Euromex, Hollanda
AFM cihazı	Nanomagnetics instruments low temperature scanning tunneling microscopy system, Oxford, İngiltere
Altın kaplama cihazı	BAL-TEC SCD 050, Liechtenstein
SEM cihazı	LEO-EVO 40, Cambridge, İngiltere
EDX ünitesi	Bruker-125 eV, Berlin, Almanya

3.1. Deney Gruplarının Oluşturulması

Farklı kompozisyon ve içerikli polimer alt yapılar PEEK, PEKK, FRC ve CO CAD/CAM disklerinden oluşan dört alt yapı grubu ile VL, OP, SB ve GP adezivlerinin değerlendirilebilmesi amacıyla her bir alt yapı-adeziv grubunda n=10 olacak şekilde 16 grup oluşturuldu. Bu sebeple her bir alt yapı materyalinden 40'ar tane olmak üzere toplam 160 örnek elde edildi.

3.2. Altyapı Üretimi Aşaması

Makaslama bağlanım dayanımı testi için önceki çalışmalar referans alınarak (97) taban çapı 10 mm ve yükseklikleri polimer disklerinin kalınlıkları boyutlarında silindir şeklinde tasarımlar hazırlandı. Yazılım programında (AutoFab MLab 2.0, Marcam Engineering GmbH, Almanya) hazırlanan tasarımlar stl (Standart Triangular Language) formatına çevrildi. Stl formatındaki bu tasarım ile diskler laboratuvarında milling cihazı (Ceramill® Motion2 CAD/CAM System, Amann Girrbach, Koblach, Avusturya) (Şekil 3.1) ile frezelenerek üretildi.



Şekil 3.1. a:CAD yazılımında disk tasarımının yapılması b:Kazıması yapılmış disk görüntüsü

CAD/CAM teknolojisi kullanılarak hazırlanan alt yapı silindirlerin boyutları dijital kumpas (Insize 1112-150, Çin) ile ölçülerek kontrol edildi. Disk kalınlığında üretilmiş olan silindirler hassas kesme cihazı ile iki parçaya bölündü.

3.3. Yüzey Ön Hazırlığı

Elde edilen silindirik blokların her birinin bir yüzeyi adeziv bağlantı için su soğutma altında 400, 800, 1200 ve 2400 gritlik silikon karbür kağıtlar ile cilalandı (75) ve sonrasında 5 dk distile su banyosunda yıkandı.

Kumlama cihazı (Dentalfarm Base 3, İtalya) ile 110 μm boyutunda alüminyum oksit (Al_2O_3) tozuyla 2 bar basınçla 10 mm mesafeden 10 saniye boyunca kumlandı (38, 73) ve bir ultrasonik yıkama cihazı (EurosonicE4D, Euronda, Vicenza, İtalya) ile distile suda yıkandı.

3.4. Profilometre ile Yüzey Pürüzlülük Derecelerinin Ölçümü

İnönü Üniversitesi Mühendislik Fakültesi Araştırma Laboratuvarı'nda bulunan bir profilometre cihazı (Mitutoyo Sj-210P, Mitutoyo, Japonya) (Şekil 3.2) ile örneklerin yüzey pürüzlülük ölçümleri yapıldı. Örneklerin merkezinde üç farklı noktadan ölçüm yapılarak R_a değerleri (μm) kaydedildi. Her bir örnek yüzeyinde yapılan üç ölçümün aritmetik ortalaması alındı ve ortalama yüzey pürüzlülük değeri μm cinsinden hesaplandı.



Şekil 3.2. Profilometre ile Yüzey Pürüzlülük Ölçümlerinin Yapılması

3.5. Adeziv Ajan uygulaması

Yüzey ön hazırlığı tamamlanan örnek yüzeylerine Visiolink (VL), Optibond (OP), Singlebond (SB) ve G premio bond (GP) adeziv sistemleri (Şekil3.3) üretici firmalarının talimatları doğrultusunda (Tablo 2.3) tek bir araştırmacı tarafından uygulandı.



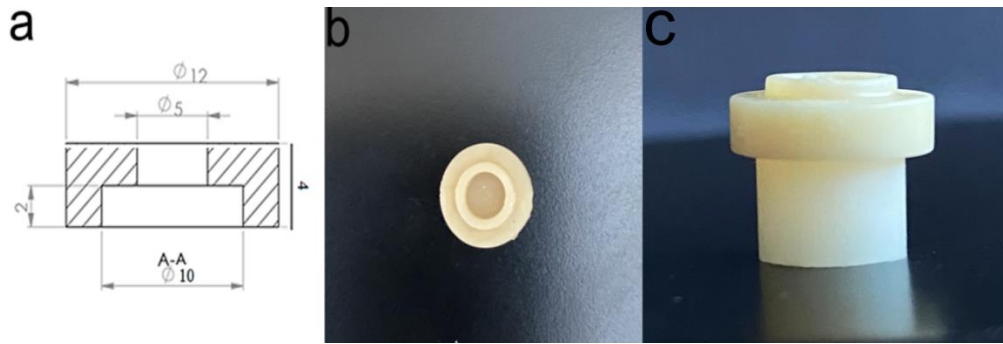
Şekil 3.3. Kullanılan Adeziv Sistemler

Tablo 3.3. Adeziv Materyaller ve Uygulama Prosedürleri

Kod	Materyal	Uygulama Şekli
VL	Visiolink	- 5sn boyunca fırça ile uygulandı. - Yağsız hava ile kurutuldu. - Laboratuvar ışık cihazında 120sn polimerize edildi.

OP	Optibond	- Tek kullanımlık fırça ile 20sn uygulandı. - Yağsız hava ile 5sn kurutuldu. - Işık cihazı ile 10sn polimerize edildi.
SB	Single Bond Universal	- Tek kullanımlık fırça ile 20sn uygulandı. - Yağsız hava ile 5sn kurutuldu. - Işık cihazı ile 10sn polimerize edildi.
	G Multi Primer	- Tek kullanımlık fırça yardımıyla yüzeye uygulandı ardından yağsız hava ile kurutuldu.
GP	G Premio Bond	- Tek kullanımlık fırça ile 10sn uygulandı. - Yağsız hava ile 5sn kurutuldu. - Işık cihazı ile 10sn polimerize edildi.

3.6. İndirekt Kompozit Veneer Materyalinin Uygulanması



Şekil 3.4. İndirekt kompozit uygulamasında kullanılan rezin kalıplar (a: Kalıpların dijital tasarım görüntüsü, b:Rezin kalıbın görüntüsü, c: Rezin kalıbın alt yapı üzerindeki görüntüsü)

İndirekt kompozit veneer materyalinin bağlantı elde edilmek istenen yüzey merkezinde konumlanmasını ve standart boyutlarda bağlanma alanı sağlanması amacıyla özel bir yazılım programında (AutoCAD, Autodesk, ABD) özel olarak tasarlanarak üç boyutlu bir yazıcı yardımıyla (AckurettaFreeshape 120, Ackuretta, Taiperi, Tayvan) rezin yapısında üretilen kalıplar kullanıldı.

Adeziv uygulanan tüm yüzeylere hazırlanan kalıp (Şekil 3.4) yardımıyla indirekt kompozit veneer materyali (Gradia Plus, GC, Tokyo, Japonya) (Şekil 3.5) silindirik şeklindeki yüzeyin merkezine 5 mm çapında 2 mm yüksekliğinde standart boyutlar oluşturacak şekilde uygulandı.



Şekil 3.5. İndirekt Kompozit Veneer Materyali

İndirekt kompozit veneer materyali uygulanan tüm örnekler 37 °C deiyonize su içerisinde 24 saat bekletildi.

Tüm örnekler, bir termal siklus cihazı (Thermocycler THE 1100; SD MechatronikFeldkirchen-Westerham, Almanya) ile banyolar arasında 10 saniye olmak üzere saf suda 20 saniye boyunca 5°C ve 55°C' de 6 aylık klinik yaşlandırma süresine karşılık geldiği kabul edilen 5000 ısı döngü ile yaşlandırıldı (98).

3.7. Makaslama Bağlanma Dayanımı Ölçümü

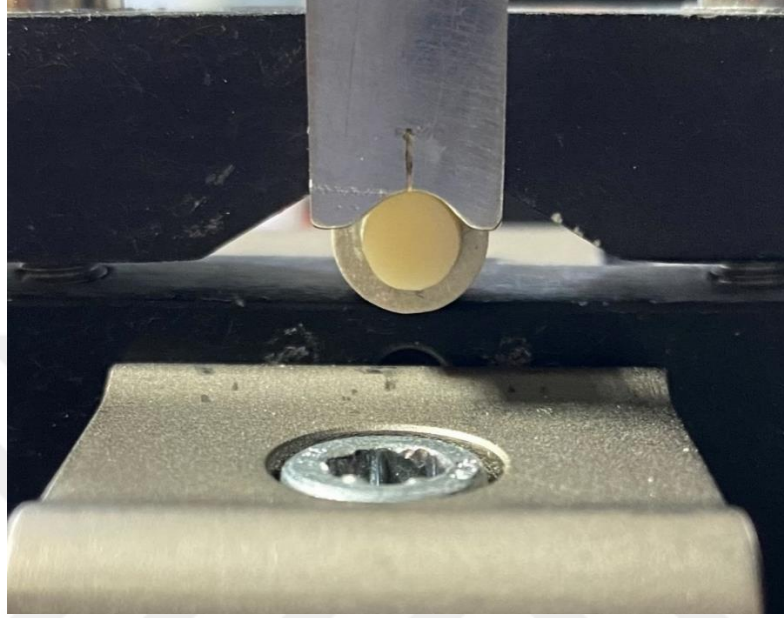
Hazırlanan örneklerin makaslama bağlanma dayanımı testi İnönü Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Protez Bölümünde bir universal test cihazı (MTS Criterion® Series 40 Elektromekanik Universal Test Sistemleri Model 42, Minnesota, ABD)ile gerçekleştirildi.

Üst tutucu parçaya yerleştirilen çentik şeklindeki metal uç; alt yapı materyali ile indirekt veneer kompozitin bağlanma ara yüzeyine paralel şekilde yerleştirildi (Şekil 3.6) ve kuvvet benzer çalışmalara uygun olarak (99) 0,5 mm/dk hızla uygulandı. Gerilim ve yüzde uzama grafiği olarak izlenen test ayrılma gerçekleştiği anda bilgisayar ile otomatik olarak durduruldu.

Kompozit veneer materyalinin alt yapı materyalinden ayrıldığı andaki maksimum kuvvet değeri Newton (N) biriminden ölçüldü. Makaslama bağlanma dayanımı değerleri

MegaPascal (MPa) cinsinden kırılma yükünün (N) bağlanma alanına (mm²) bölünmesi ile elde edildi.

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



Şekil 3.6. Makaslama bağlanma test düzeneği

3.8. İstatistiksel Değerlendirmenin Yapılması

Test sonucunda elde edilen veriler one way ANOVA ve Tukey post hoc testleri ile değerlendirilmiş olup anlamlılık düzeyi $p < 0.05$ olarak belirlendi.

3.9. Atomik Kuvvet Mikroskobu (AFM) İncelemesinin Yapılması

AFM analizi İnönü Üniversitesi İBTAM Laboratuvarları'nda bulunan AFM cihazı (Nanomagnetics instruments low temperature scanning tunneling microscopy system, Oxford, İngiltere) ile gerçekleştirildi.

Yüzey aşındırma yöntemi kumlamanın öncesi ve sonrası örneklerin yüzeylerinin AFM görüntüleri elde edildi ve değerlendirildi.

3.10. Taramalı Elektron Mikroskobu (SEM) İncelemesinin Yapılması

SEM analizi İnönü Üniversitesi İBTAM Laboratuvarları'nda bulunan SEM cihazında (LEO-EVO 40, Cambridge-İngiltere) gerçekleştirildi.

Analiz öncesi iletken olmayan örneklerin yüzey altın kaplaması için bir yalıtkan madde kaplama cihazı (BAL-TEC SCD 050, Liechtenstein) (Şekil 3.7) kullanıldı.



Şekil 3.7. Kaplama cihazı

Yüzey kaplaması yapılan örnekler SEM cihazına (Şekil 3.8) yerleştirildi ve vakum altında bağlantı bölgesinin görüntülemeleri yapıldı ve elde edilen görüntüler kaydedildi.



Şekil 3.8. SEM cihazı

3.11. Enerji Dağılım Spektrometresi (EDX) İncelemesinin Yapılması

SEM analizi yapılan örnekler yine İnönü Üniversitesi İBTAM Laboratuvarları'nda bulunan SEM cihazına bağlı bulunan EDX cihazı (Bruker-125 eV, Berlin-Almanya) ünitesinde x1000 büyütme ile incelendi. EDX analizinde örnek yüzeylerinin element

içeriği özel analiz programı kullanılarak değerlendirildi. Esprit 1.8 yazılım uygulaması kullanıldı.

3.12. Atomik Haritalama (Mapping) İncelemesinin Yapılması

Esprit 1.8 uygulaması üzerinden EDX analizi ile elde edilen verilerin atom yoğunluklarına göre atomik haritalama (mapping) görüntüleri elde edildi.

3.13. Başarısızlık Tiplerinin Belirlenmesi

Başarısızlık tipleri örnek yüzeylerinden elde edilen SEM, EDX ve mapping görüntülemelerinin değerlendirilmesi ile gerçekleştirildi.

Adezyon bölgesindeki başarısızlık tiplerinin sınıflaması (75, 100, 101):

- 1- Adeziv; alt yapı ile kompozit arasındaki adeziv bağlantı ajanından ayrılma
- 2- Koheziv; polimer alt yapıdan ayrılma
- 3- Koheziv; indirekt kompozit veneer materyalinden ayrılma
- 4- Karışık (miks); hem bağlantı bölgesinden adeziv hem de alt yapı ya da veneer materyalinden koheziv ayrılmanın aynı anda görüldüğü karışık ayrılma olarak sınıflandırıldı.

Makaslama testi sonrasında elde edilen tüm örnekler, sırasıyla stereomikroskop, SEM, EDX ve mapping görüntülemeleriyle incelendi.

4. BULGULAR

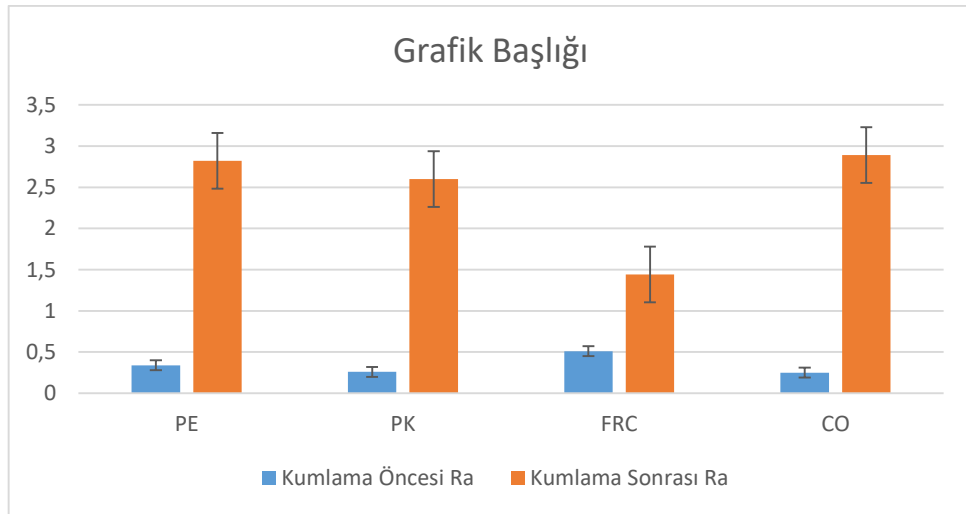
4.1. Yüzey Pürüzlülüğü Bulguları

Tüm örneklerin yüzey pürüzlülüğü değerleri (Ra), bir profilometre cihazı ile kumlama öncesi ve sonrasında “µm” cinsinden ölçüldü. Kumlama yüzey modifikasyonu ile yüzey pürüzlülüğünde artış görüldü. Tüm test gruplarına ait yüzey pürüzlülük değerleri Tablo 4.1’de ve bu değerlerin sütun grafiği ise Şekil 4.1’ gösterilmiştir.

Tablo 4.1. Yüzey Pürüzlülük Ortalama Değerleri

MATERYAL	KUMLAMA YÜZEY İŞLEMİ	ORTALAMA-STANDART SAPMA (µm)
PEEK	Öncesi	0.34±0.06
	Sonrası	2.82±0.07
PEKK	Öncesi	0.26±0.03
	Sonrası	2.60±0.15
FRC	Öncesi	0.51±0.45
	Sonrası	1.44±0.13
CO	Öncesi	0.25±0.03
	Sonrası	2.89±0.20

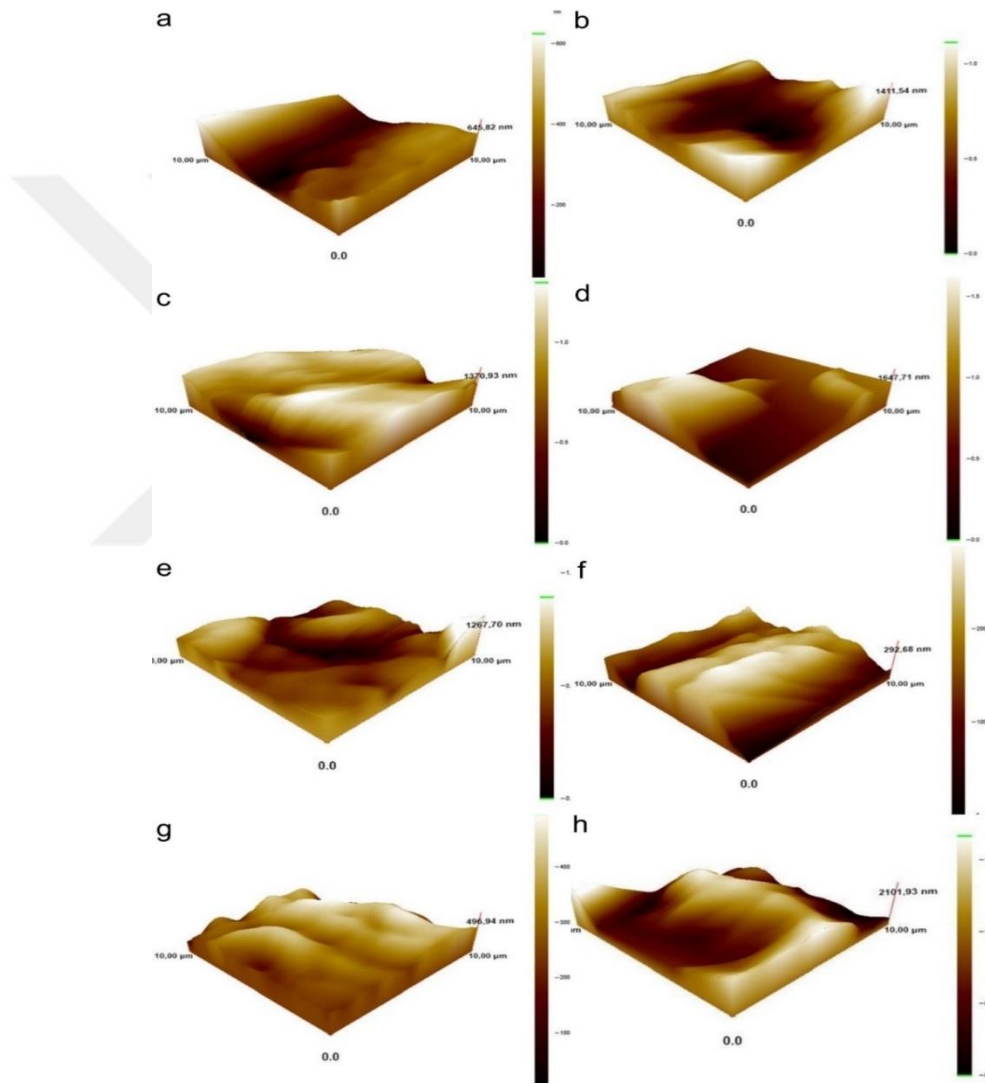
(PEEK: Polietereterketon, PEKK: Polieterketonketon, FRC: Fiberle güçlendirilmiş kompozit rezin, CO: Yüksek etkili polimer kompozit, µm: mikrometre)



Şekil 4.1. Kumlama öncesi ve sonrası pürüzlülük değerleri (Ra) sütun grafiği

4.2. AFM Analizi bulguları

Örneklerin kumlamanın öncesi ve sonrası X ve Y ekseninde 10x10 mikron boyutlarında AFM görüntülemeleri yapıldı ve yüzey topografyası değerlendirildi. AFM analizi ile elde edilen görüntüler Şekil 4.2’ de gösterilmiştir. Yapılan inceleme sonucunda kumlama sonrasında kumlama öncesine nazaran yüzey pürüzlülük değerlerinde belirgin artış olduğu görüldü.



Şekil 4.2. AFM analizi görüntüleri (a:Kumlama öncesi PEEK alt yapı yüzey görüntüsü, b:Kumlama sonrası PEEK alt yapı yüzey görüntüsü, c: Kumlama öncesi PEKK alt yapı yüzey görüntüsü, d: Kumlama sonrası PEKK alt yapı yüzey görüntüsü, e: Kumlama öncesi FRC alt yapı yüzey görüntüsü, f: Kumlama sonrası FRC alt yapı yüzey görüntüsü, g: Kumlama öncesi CO alt yapı yüzey görüntüsü, h: Kumlama sonrası COalt yapı yüzey görüntüsü)

4.3. Makaslama Bağlanma Dayanımı Bulguları

İstatistiksel Analiz Bulguları

İstatistiksel analiz sonucunda, grupların varyans homojenliği “Levene testi” ile değerlendirilmiş olup varyansların homojen dağıldığı görüldü.

Makaslama bağlanma dayanımı değerleri ve one-way Anova verileri Tablo 4.2’ de gösterilmiştir.

Tablo 4.2. Makaslama bağlanma dayanımı one-way Anova test bulguları

Materyal	Adeziv Tipi	Ortalama-Standart Sapma (MPa)	p değeri
PEEK	VL	11.69±2.44	<0.001
	OP	13.45±2.90	
	SB	15.58±2.80	
	GP	10.33±2.47	
PEKK	VL	11.38±1.46	
	OP	12.32±0.81	
	SB	17.06±1.16	
	GP	11.31±1.75	
FRC	VL	12.64±2.57	
	OP	18.88±3.70	
	SB	17.34±3.05	
	GP	12.57±2.09	
CO	VL	15.88±3.29	
	OP	20.28±2.08	
	SB	18.18±2.71	
	GP	17.05±2.99	

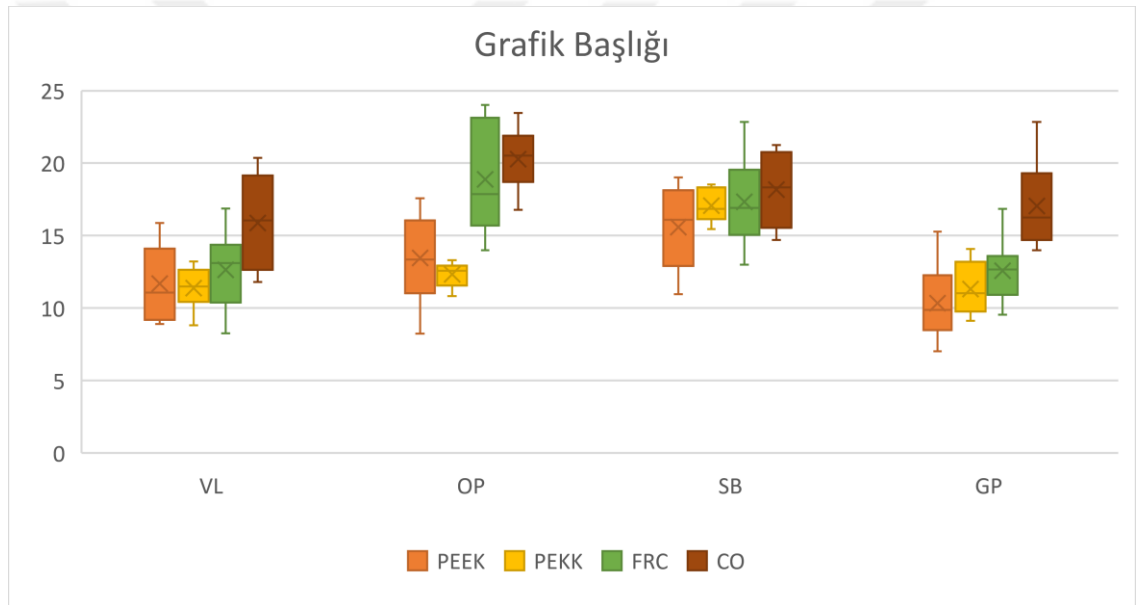
(PEEK: Polietereketon, PEKK: Polietereketonketon, FRC: Fiberle güçlendirilmiş kompozit rezin, CO: Yüksek etkili polimer kompozit, VL: Visiolink, OP: Optibond, SB: Single bond universal, GP: G premio bond, p<0.05)

Gruplar arasında SBS Değerleri değişkeni açısından istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık bulundu (One way ANOVA; p <0.001).

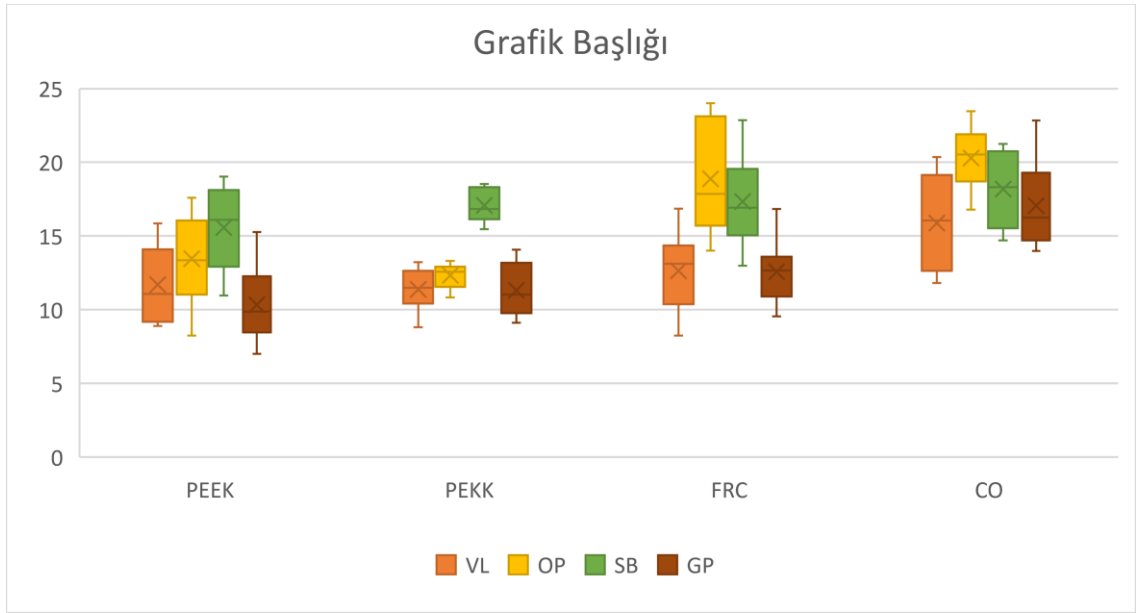
Tüm gruplar içerisinde en yüksek makaslama bağlanma dayanımı değerleri OP uygulanan rezin içerikli CO (20.28 ± 2.08 MPa) ve FRC (18.88 ± 3.09 MPa) alt yapılarda izlendi.

Uygulanan adeziv sistemler içerisinde en yüksek bağlanma dayanımı değerleri; PEEK ve PEKK örnekler için SB adeziv grubunda, kompozit polimeri gruplar olan FRC ve CO için ise OP adeziv grubunda bulundu.

Test edilen alt yapı materyallerinin makaslama bağlanma dayanımı değerlerine ait kutu grafiği Şekil 4.3'te ve alt yapı gruplarına göre adezivlerin makaslama bağlanma dayanımı değerleri kutu grafiği Şekil 4.4'te gösterilmiştir.



Şekil 4.3. Adeziv gruplarına göre alt yapıların makaslama bağlanma dayanımı değerleri kutu grafiği (PEEK: Polietereterketon, PEKK: Polieterketonketon FRC: Fiberle güçlendirilmiş kompozit rezin, CO: Yüksek etkili polimer kompozit, VL: Visiolink, OP: Optibond, SB: Single bond universal, GP: G premio bond) (Her bir grup için kutu grafiğindeki enine çizgi ortanca değeri, kutuların dışındaki dikey çizgiler minimum ve maksimum değerleri ifade etmektedir).



Şekil 4.4. Alt yapı gruplarına göre adezivlerin makaslama bağlanma dayanımı değerleri kutu grafiği

Materyal değişkenine ilişkin ikili karşılaştırma testi sonuçları Tablo 4.3' te ve adeziv değişkenine ilişkin ikili karşılaştırma testi tablosu ise Tablo 4.4' te gösterilmiştir.

Tablo 4.3. Materyal değişkenine ilişkin ikili karşılaştırma testi tablosu

Materyal	Değişken ikilisi	Tukey Test istatistigi	p değeri
PEEK	GP-OP	2.580	0.898
	GP-SB	4.436	0.037
	GP-VL	1.233	0.999
	OP-SB	1.667	0.999
	OP-VL	-1.465	0.999
	SB-VL	-3.308	0.374
PEKK	GP-OP	1.640	0.999
	GP-SB	8.622	0.001
	GP-VL	0.092	0.999
	OP-SB	10.543	0.001
	OP-VL	-1.772	0.999
	SB-VL	-9.607	0.001
FRC	GP-OP	4.692	0.021
	GP-SB	4.075	0.081
	GP-VL	0.068	0.999
	OP-SB	-1.020	0.999
	OP-VL	-4.374	0.043
	SB-VL	-3.719	0.171
CO	GP-OP	2.803	0.757
	GP-SB	0.884	0.999
	GP-VL	-0.830	0.999
	OP-SB	-1.940	0.999
	OP-VL	-3.567	0.232
	SB-VL	-1.701	0.999

(PEEK: Polietereterketon, PEKK: Polieterketonketon, FRC: Fiberle güçlendirilmiş kompozit rezin, CO: Yüksek etkili polimer kompozit, VL: Visiolink, OP: Optibond, SB: Single bond universal, GP: G premio bond, $p<0.05$)

Tablo 4.4. Adeziv değişkenine ilişkin ikili karşılaştırma testi tablosu

	Değişken ikilisi	Tukey Test istatistigi	p değeri
VL	PEEK-PEKK	-0.343	0.999
	FRC-PEKK	-1.342	0.999
	FRC-PEEK	-0.845	0.999
	CO-PEKK	-3.942	0.108
	CO-FRC	-2.446	0.951
	CO-PEEK	-3.228	0.429
OP	PEEK-PEKK	-1.184	0.999
	FRC-PEKK	-5.471	0.004
	FRC-PEEK	-3.650	0.197
	CO-FRC	-1.036	0.999
	CO-PEEK	-6.037	0.001
	CO-PEKK	-11.235	0.001
SB	PEEK-PEKK	1.548	0.999
	FRC-PEKK	-0.266	0.999
	FRC-PEEK	-1.344	0.999
	CO-FRC	-0.64	0.999
	CO-PEEK	-2.106	0.997
	CO-PEKK	-1.190	0.999
GP	PEEK-PEKK	1.021	0.999
	FRC-PEKK	-1.448	0.999
	FRC-PEEK	-2.177	0.994
	CO-FRC	-3.879	0.123
	CO-PEEK	-5.469	0.004
	CO-PEKK	-5.227	0.006

(PEEK: Polietereketon, PEKK: Polietereketonketon, FRC: Fiberle güçlendirilmiş kompozit rezin, CO: Yüksek etkili polimer kompozit, VL: Visiolink, OP: Optibond, SB: Single bond universal, GP: G premio bond, $p<0.05$)

PEEK alt yapılar içerisinde SBS değerleri açısından GP ile SB adezivleri için anlamlı bir fark bulundu (Tukey test, $p<0.05$). PEEK alt yapılar için en yüksek SBS değerleri SB adeziv grubunda (15.55 ± 0.80 MPa) ve en düşük SBS değerleri ise GP adeziv

grubunda (10.31 ± 0.95 MPa) bulundu. PEEK alt yapılarda, diğer adeziv grupları arasında SBS değerleri açısından anlamlı bir fark görülmedi (Tukey test, $p > 0.05$).

PEKK alt yapılar içerisinde SBS değerleri açısından GP ile SB, OP ile SB, SB ile VL adezivleri için anlamlı bir farklılık bulundu (Tukey test, $p < 0.05$). PEKK alt yapılar için en yüksek SBS değerleri SB grubunda (17.06 ± 1.16 MPa) ve en düşük SBS değerleri ise VL grubunda (10.93 ± 1.58 MPa) bulundu. PEKK alt yapılarda, diğer adeziv grupları arasında SBS değerleri açısından anlamlı bir fark görülmedi (Tukey test, $p > 0.05$).

FRC alt yapılar içerisinde SBS değerleri açısından GP ile OP, OP ile VL adezivleri için anlamlı bir farklılık bulundu (Tukey test, $p < 0.05$). FRC alt yapılar için en yüksek SBS değerleri OP grubunda (18.88 ± 3.09 MPa) ve en düşük SBS değerleri ise GP grubunda (12.56 ± 0.87 MPa) bulundu. FRC alt yapılarda, diğer adeziv grupları arasında SBS değerleri açısından anlamlı bir fark görülmedi (Tukey test, $p > 0.05$).

CO alt yapılar içerisinde SBS değerleri adeziv grupları arasında anlamlı bir fark görülmedi (Tukey test, $p > 0.05$). CO alt yapılar için en yüksek SBS değerleri OP grubunda (20.28 ± 2.08 MPa) ve en düşük SBS değerleri ise VL grubunda (15.88 ± 3.29 MPa) bulundu.

VL adezivi ile uygulandığı alt yapılar arasında SBS değerleri açısından anlamlı bir fark görülmedi (Tukey testi, $p > 0.05$). VL adezivi için en yüksek SBS değerleri CO grubunda (15.88 ± 3.29 MPa) ve en düşük SBS değerleri ise PEKK grubunda (11.38 ± 1.46 MPa) bulundu.

OP adezivi ile uygulandığı alt yapılar arasında SBS değerleri açısından FRC ile PEKK, CO ile PEEK, CO ile PEKK gruplarında anlamlı bir fark görüldü (Tukey test, $p < 0.05$). OP adezivi için en yüksek SBS değerleri CO grubunda (20.28 ± 2.08 MPa) ve en düşük SBS değerleri ise PEKK grubunda (12.32 ± 0.81 MPa) bulundu. OP adezivi ile uygulandığı diğer alt yapılar arasında anlamlı bir fark görülmedi (Tukey test, $p > 0.05$).

SB adezivi ile uygulandığı alt yapılar arasında SBS değerleri açısından anlamlı bir fark görülmedi (Tukey test, $p > 0.05$). SB adezivi için en yüksek SBS değerleri CO grubunda (18.18 ± 2.71 MPa) ve en düşük SBS değerleri ise PEEK grubunda (15.58 ± 2.80 MPa) bulundu.

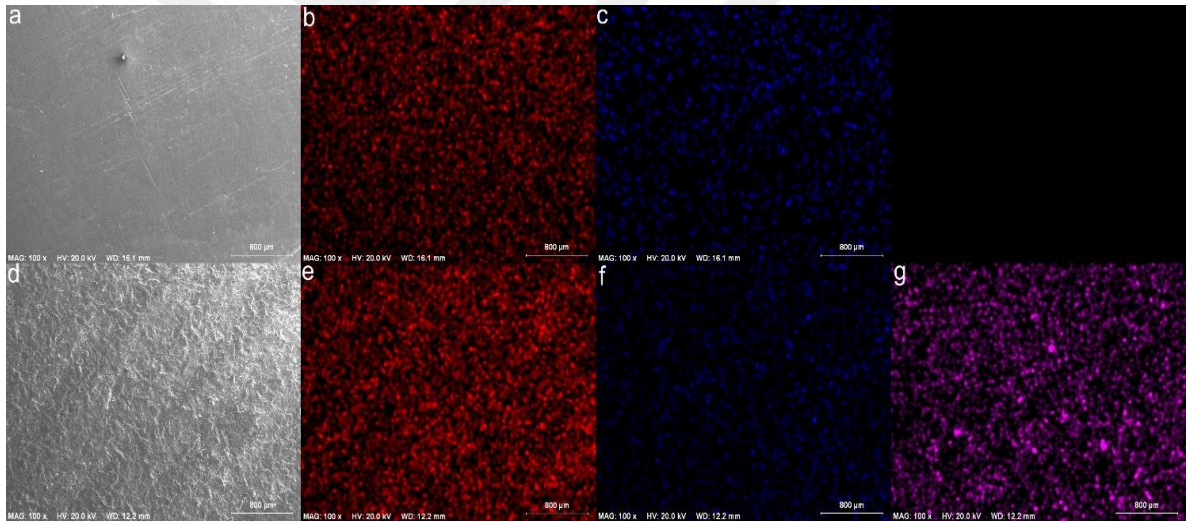
GP adezivi ile uygulandığı alt yapılar arasında SBS değerleri açısından CO ile PEKK gruplarında anlamlı bir fark görüldü (Tukey test, $p < 0.05$). GP adezivi için en yüksek SBS değerleri CO grubunda (17.05 ± 2.99 MPa) ve en düşük SBS değerleri ise

PEEK grubunda (10.33 ± 2.47 MPa) bulundu. GP adezivi ile uygulandığı diğer alt yapılar arasında anlamlı bir fark görülmedi (Tukey test, $p > 0.05$).

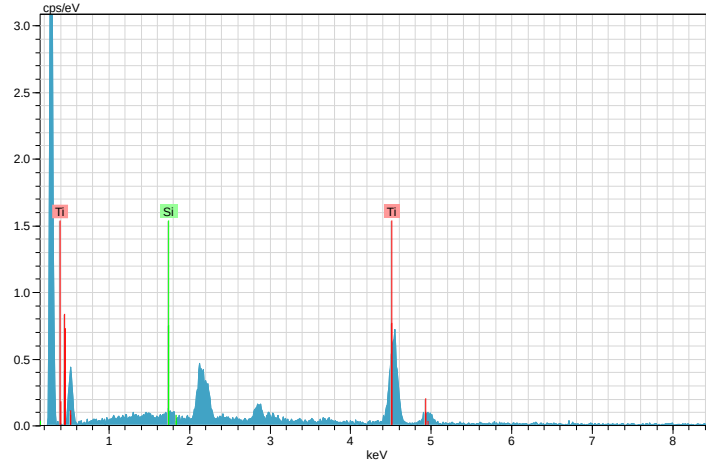
4.4. SEM, EDX Analizi ve Mapping Bulguları

Adeziv uygulaması öncesinde EDX ve mapping bulgularının karşılaştırılabilmesi amacıyla kumlama işlemi öncesi ve sonrasına ait SEM, EDX ile mapping görüntülemeleri yapıldı.

PEEK alt yapı materyaline ait örnekler için kumlama öncesi ve sonrası yüzey atomik konsantrasyonlarının karşılaştırılabilmesi amacıyla kumlama öncesinde Titanyum (Ti) ve Silisyum (Si), kumlama sonrasında ise Ti, Si ve ek olarak Alüminyum (Al) değerlendirmesi yapıldı. PEEK örneğin kumlama öncesi ve sonrası SEM görüntüsü ve EDX ile mapping görüntüleri Şekil 4.5’ te gösterilmiştir.

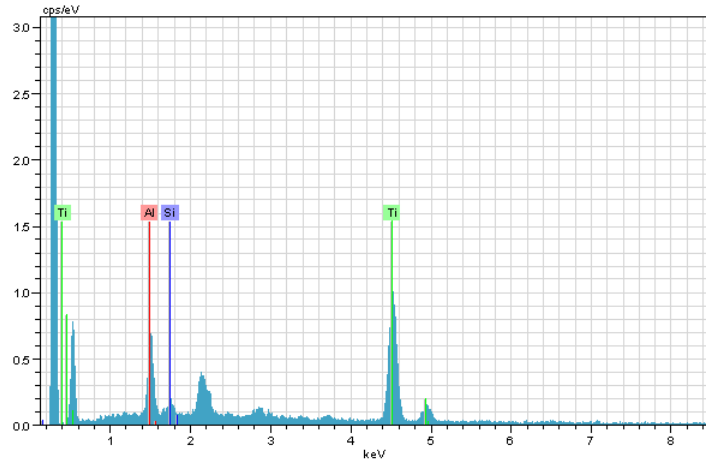


Şekil 4.5. PEEK örneğin kumlama öncesi ve sonrası SEM görüntüsü ve EDX ile mapping görüntüleri (a: Kumlama öncesi yüzeyin SEM görüntüsü, b:Kumlama öncesi yüzeydeki Titanyum (Ti) elementinin mappingde kırmızı renk ile gösterilmesi, c:Kumlama öncesi yüzeydeki Silisyum (Si) elementinin mappingde mavi renk ile gösterilmesi, d:Kumlama sonrası yüzeyin SEM görüntüsü, e:Kumlama sonrası yüzeydeki Titanyum (Ti) elementinin mappingde kırmızı renk ile gösterilmesi, f:Kumlama sonrası yüzeydeki Silisyum (Si) elementinin mappingde mavi renk ile gösterilmesi, g:Kumlama sonrası yüzeydeki Alüminyum (Al) elementinin mappingde pembe renk ile gösterilmesi)



Şekil 4.6. PEEK materyalinin yüzey ön işlemleri kumlama öncesi EDX bulguları

Yüzey modifikasyon işlemi öncesi PEEK materyalinden EDX analizi sonucu elde edilen elemental dağılım grafiği Şekil 4.6’ da gösterilmiştir. Elde edilen sonuçlarda elemental dağılım Ti(%91.56) ve Si(%8.44) bulundu.

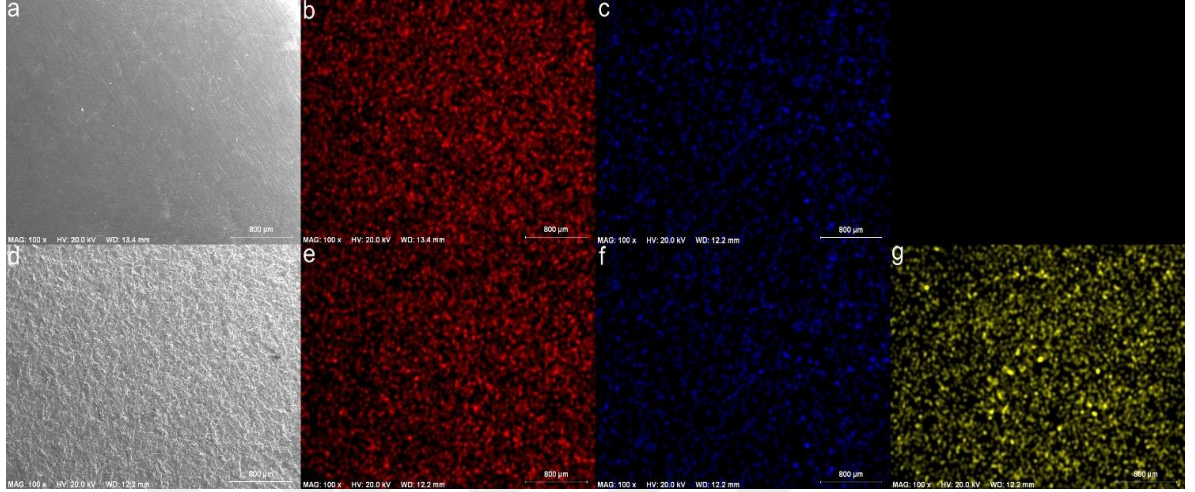


Şekil 4.7. PEEK materyalinin yüzey ön işlemleri kumlama sonrası EDX bulguları

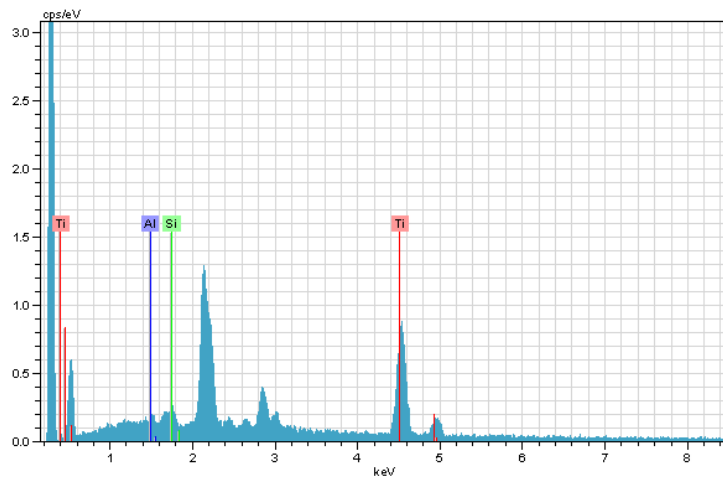
Yüzey modifikasyon işlemi sonrası PEEK materyalinden EDX analizi sonucu elde edilen elemental dağılım grafiği Şekil 4.7’ de gösterilmiştir. Elde edilen sonuçlarda elemental dağılım Ti(%59.80), Si(%8.57) ve Al(%31.64) bulundu. Kumlama sonrası yüzeyde biriken Al elementinin yüzeyde kalan Al_2O_3 partikülleri kaynaklı olduğu söylenebilir.

PEKK alt yapı materyaline ait örnekler için kumlama öncesi ve sonrası yüzey atomik konsantrasyonlarının karşılaştırılabilmesi amacıyla kumlama öncesinde Ti ve Si,

kumlama sonrasında ise Ti, Si ve ek olarak Al değerdendirilmesi yapıldı. PEKK örneğın kumlama öncesi ve sonrası SEM ve EDX ile mapping görüntüleri Şekil 4.8’de gösterilmiştir.

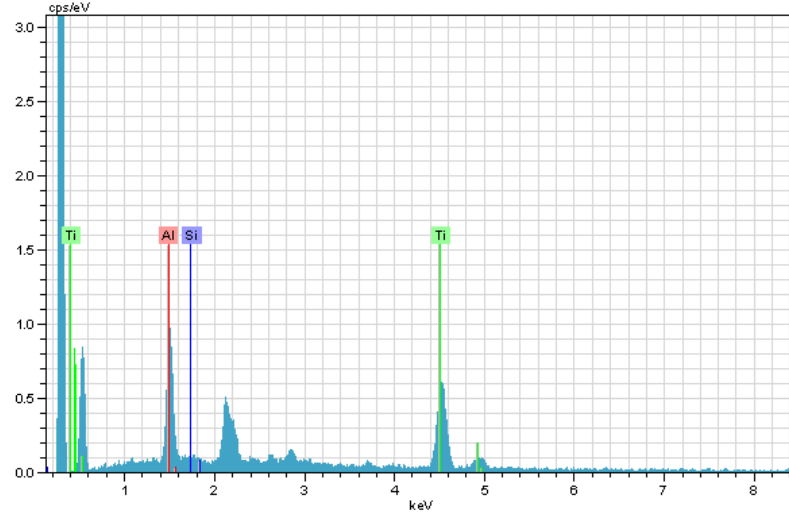


Şekil 4.8. PEKK örneğın kumlama öncesi ve sonrası SEM ve EDX ile mapping görüntüleri (a: Kumlama öncesi yüzeyin SEM görüntüsü, b:Kumlama öncesi yüzeydeki Titanyum (Ti)elementinin mappingde kırmızırenk ile gösterilmesi, c: Kumlama öncesi yüzeydekiSilisyum (Si) elementinin mappingde mavi renk ile gösterilmesi, d:Kumlama sonrası yüzeyin SEM görüntüsü, e:Kumlama sonrası yüzeydeki Titanyum (Ti) elementinin mappingde kırmızı renk ile gösterilmesi, f:Kumlama sonrası yüzeydeki Silisyum (Si) elementinin mappingde mavi renk ile gösterilmesi, g:Kumlama sonrası yüzeydeki Alüminyum (Al)elementinin mappingde sarırenk ile gösterilmesi



Şekil 4.9. PEKK materyalinin yüzey ön işleminde kumlama öncesi EDX bulguları

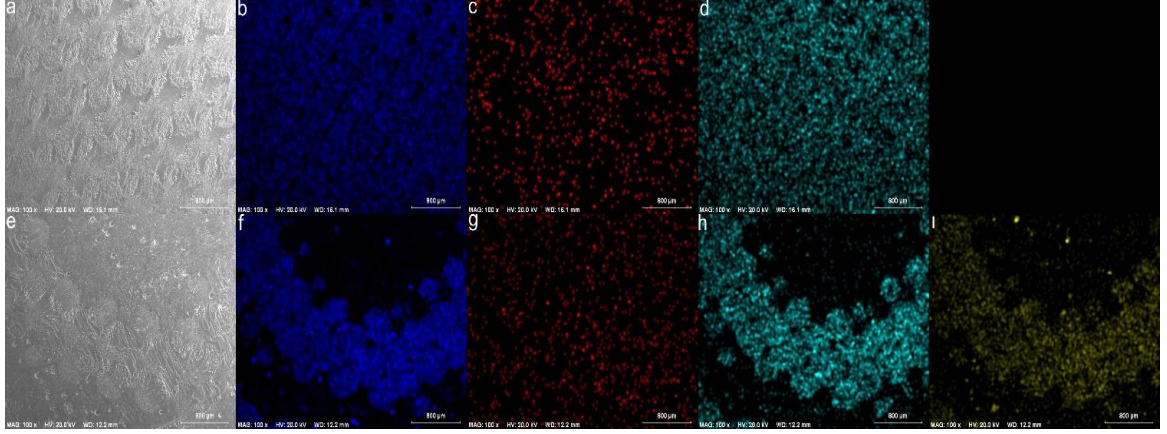
Yüzey modifikasyon işlemi öncesi PEKK materyalinden EDX analizi sonucu elde edilen elemental dağılım grafiği Şekil 4.9’ da gösterilmiştir. Elde edilen sonuçlarda elemental dağılım Ti(%78.38) ve Si(%13.4) bulundu.



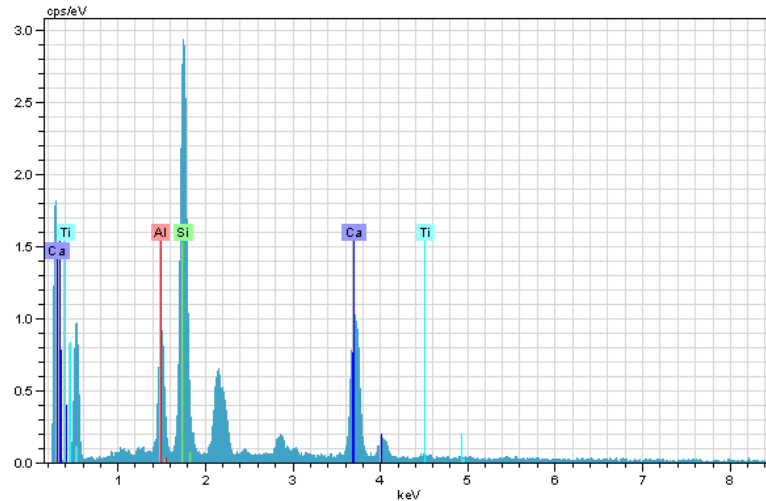
Şekil 4.10. PEKK materyalinin yüzey ön işlemi kumlama sonrası EDX bulguları

Yüzey modifikasyon işlemi sonrası PEEK materyalinden EDX analizi sonucu elde edilen elemental dağılım grafiği Şekil 4.10’ da gösterilmiştir. Elde edilen sonuçlarda elemental dağılım Ti(%44.52), Si(%7.30) ve Al(%48.18) bulundu. Kumlama sonrası yüzeyde biriken Al elementinin yüzeyde kalan Al_2O_3 partikülleri kaynaklı olduğu söylenebilir.

FRC alt yapı materyaline ait örnekler için kumlama öncesi ve sonrası yüzey atomik konsantrasyonlarının karşılaştırılabilmesi amacıyla kumlama öncesinde Ti ve Si ve Kalsiyum (Ca), kumlama sonrasında ise Ti, Si, Ca ve ek olarak Al değerlendirmesi yapıldı. Ca elementi FRC içeriğini oluşturan fiber liflerin yapısında bulunmaktadır. FRC örneğin kumlama öncesi ve sonrası SEM ve EDX ile mapping görüntüleri Şekil 4.11’ de gösterilmiştir.

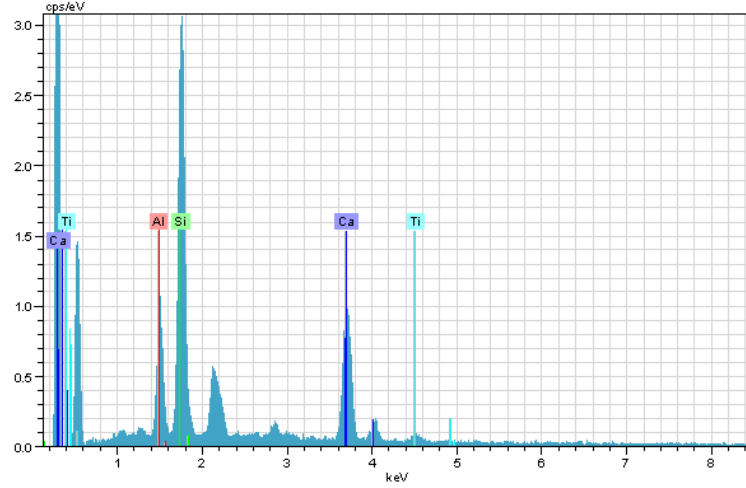


Şekil 4.11. FRC örneğin kumlama öncesi ve sonrası SEM ve EDX ile mapping görüntüleri (a: Kumlama öncesi yüzeyin SEM görüntüsü, b: Kumlama öncesi yüzeydeki Silisyum (Si) elementinin mappingde mavi renk ile gösterilmesi, c: Kumlama öncesi yüzeydeki Titanyum (Ti) elementinin mappingde kırmızı renk ile gösterilmesi, d: Kumlama öncesi yüzeydeki Kalsiyum (Ca) elementinin mappingde turkuaz renk ile gösterilmesi, e: Kumlama sonrası yüzeyin SEM görüntüsü, f: Kumlama sonrası yüzeydeki Titanyum (Ti) elementinin mappingde kırmızı renk ile gösterilmesi, g: Kumlama sonrası yüzeydeki Silisyum (Si) elementinin mappingde mavi renk ile gösterilmesi, h: Kumlama sonrası yüzeydeki Kalsiyum (Ca) elementinin mappingde turkuaz renk ile gösterilmesi, i: Kumlama sonrası yüzeydeki Alüminyum (Al) elementinin mappingde sarı renk ile gösterilmesi)



Şekil 4.12. FRC materyalinin yüzey ön işleme kumlama öncesi EDX bulguları

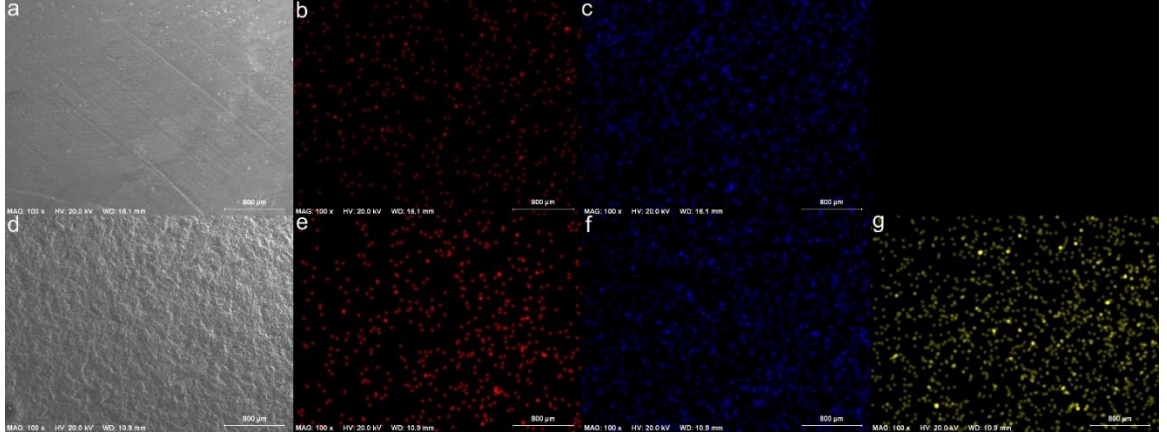
Yüzey modifikasyon işlemi öncesi FRC materyalinden EDX analizi sonucu elde edilen elemental dağılım grafiği Şekil 4.12’ de gösterilmiştir. Elde edilen sonuçlarda elemental dağılım Ti(%1.19), Si(%57.12), Ca(%27.83) Al(%13.86) bulundu.



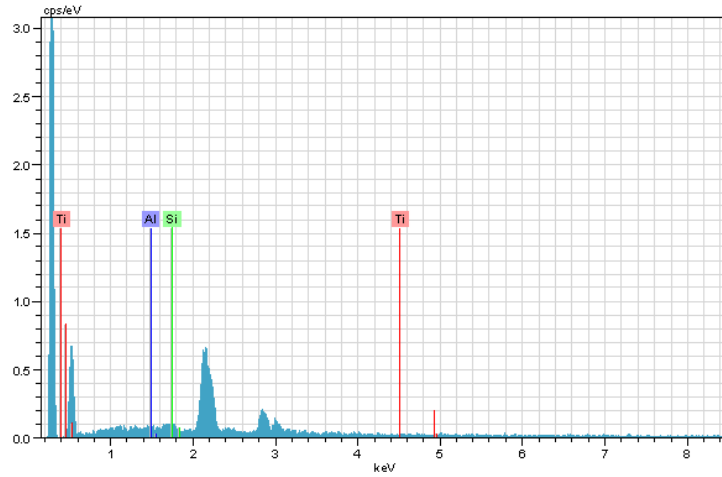
Şekil 4.13. FRC materyalinin yüzey ön işlemi kumlama sonrası EDX bulguları

Yüzey modifikasyon işlemi sonrası FRC materyalinden EDX analizi sonucu elde edilen elemental dağılım grafiği Şekil 4.13’ te gösterilmiştir. Elde edilen sonuçlarda elemental dağılım Ti(%1.92), Si(%57.60), Ca(%25.43) ve Al(%15.03) bulundu. Kumlama sonrası yüzeyde biriken Al elementinin yüzeyde kalan Al_2O_3 partikülleri kaynaklı olduğu söylenebilir.

CO alt yapı materyaline ait örnekler için kumlama öncesi ve sonrası yüzey atomik konsantrasyonlarının karşılaştırılabilmesi amacıyla kumlama öncesinde Ti ve Si, kumlama sonrasında ise Ti, Si ve ek olarak Al değerlendirmesi yapılmıştır. CO öneğin kumlama öncesi ve sonrası SEM ve EDX ile mapping görüntüleri Şekil 4.14 ‘te gösterilmiştir.

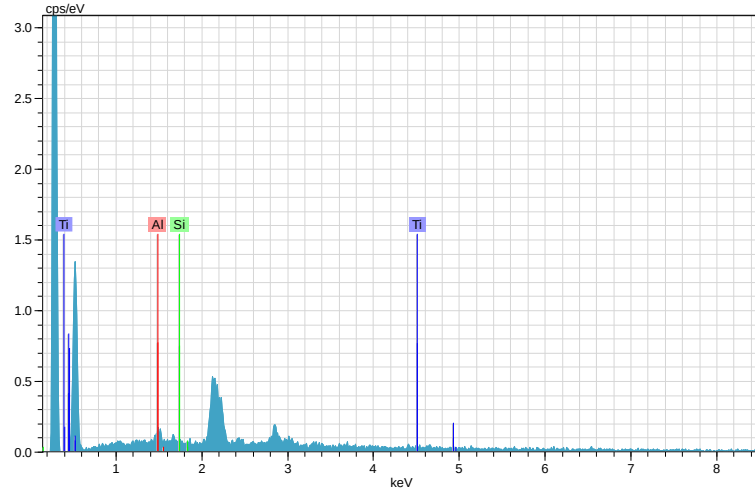


Şekil 4.14. CO öneğın kumlama öncesi ve sonrası SEM ve EDX ile mapping görüntüleri(a: Kumlama öncesi yüzeyin SEM görüntüsü, b: Kumlama öncesi yüzeydeki Titanyum (Ti)elementinin mappingde kırmızırenk ile gösterilmesi, c: Kumlama öncesi yüzeydekiSilisyum (Si) elementinin mappingde mavi renk ile gösterilmesi, d:Kumlama sonrası yüzeyin SEM görüntüsü, e: Kumlama sonrası yüzeydeki Titanyum (Ti) elementinin mappingde kırmızı renk ile gösterilmesi, f: Kumlama sonrası yüzeydeki Silisyum (Si) elementinin mappingde mavi renk ile gösterilmesi, g: Kumlama sonrası yüzeydeki Alüminyum (Al)elementinin mappingde sarı renk ile gösterilmesi)



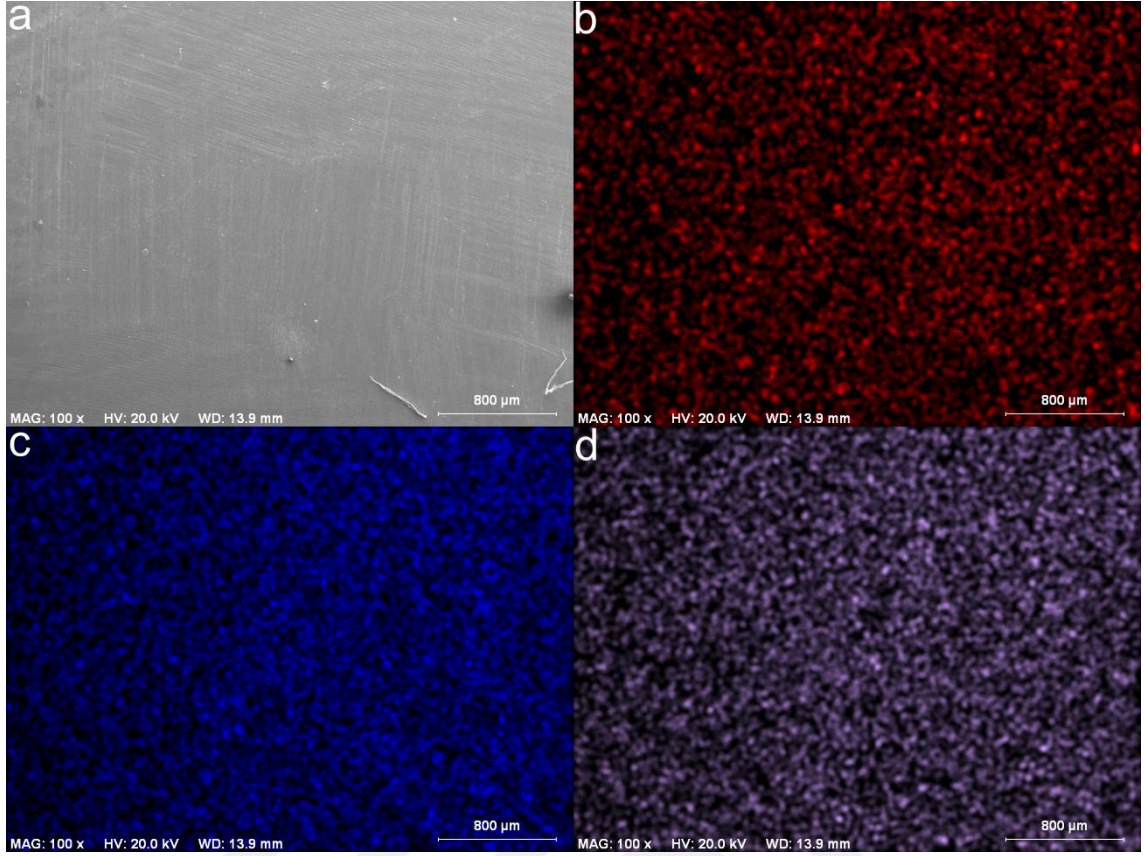
Şekil 4.15. CO materyalinin yüzey ön işlemleri kumlama öncesi EDX bulguları

Yüzey modifikasyon işlemi öncesi CO materyalinden EDX analizi sonucu elde edilen elemental dağılım grafiği Şekil 4.15' te gösterilmiştir. Elde edilen sonuçlarda elemental dağılım Ti(%20.26) ve Si(%73.82) bulundu.



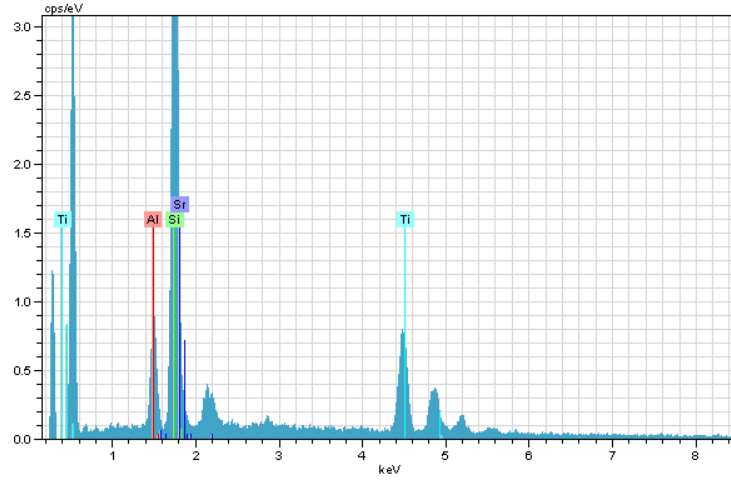
Şekil 4.16. CO materyalinin yüzey ön işlemleri kumlama sonrası EDX bulguları

Yüzey modifikasyon işlemi sonrası CO materyalinden EDX analizi sonucu elde edilen elemental dağılım grafiği Şekil 4.16’da gösterilmiştir. Elde edilen sonuçlarda elemental dağılım Ti(%23.93), Si(%41.90) ve Al(%34.17) bulundu. Kumlama sonrası yüzeyde biriken Al elementinin yüzeyde kalan Al_2O_3 partikülleri kaynaklı olduğu söylenebilir



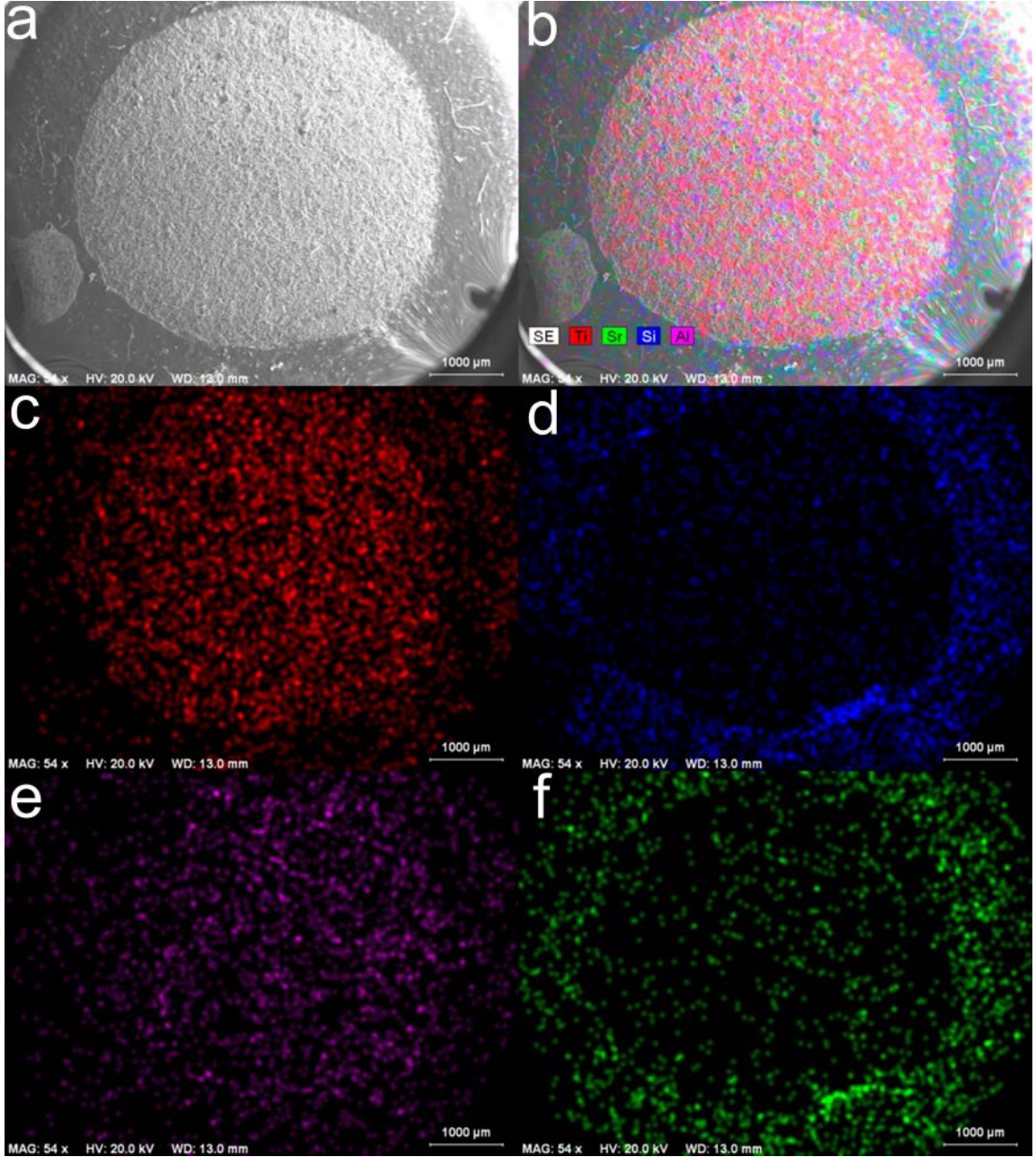
Şekil 4.17. İndirekt kompozit veneer materyalinin SEM ve EDX ile mapping görüntüleri(a: İndirekt kompozit veneer materyalinin SEM, b: Mappingde Titanyum (Ti) elementinin kırmızı renkle gösterilmesi, c: Mappingde Silisyum (Si) elementinin mavi renkle gösterilmesi, d: Mappingde Stronsiyum (Sr) elementinin lila renk ile gösterilmesi)

Grattorola ve ark. direkt ve indirekt kompozit rezinleri karşılaştırdığı bir çalışmada EDX analizi ve mapping görüntülemesinde Gradia Plus kompoziti için Stronsiyum (Sr) elementinin ayırt edici olabileceği bildirilmiş (102) ve bu çalışmamızda da EDX analizi ve mapping görüntülemeleri elde edilen indirekt kompozit rezin veneer materyalinin Sr yoğunluğu gösterilmiştir (Şekil 4.17). Başarısızlık kırılma türlerinin değerlendirilmesinde indirekt veneer kompozitte gerçekleşen koheziv modda kırıkların tespit edilmesinde kullanılmıştır.

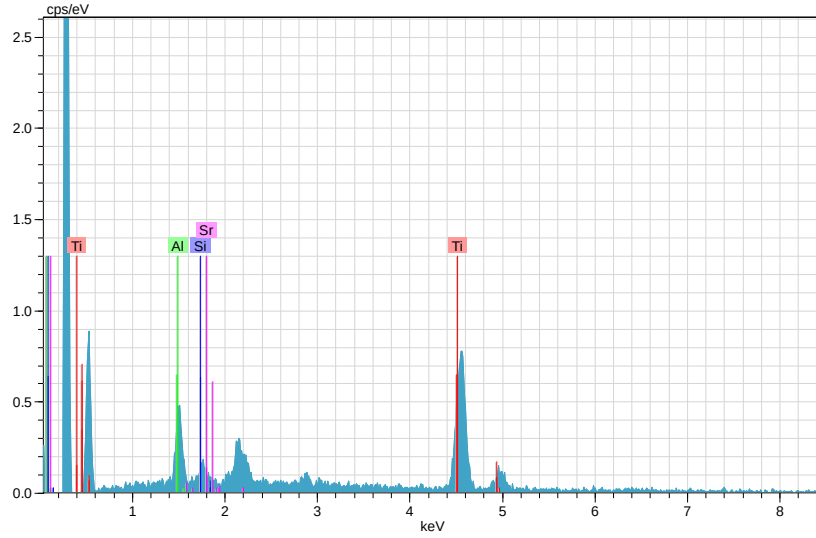


Şekil 4.18. İndirekt kompozit veneer materyalinin EDX bulguları

İndirekt veneer kompozit materyalinden EDX analizi sonucu elde edilen elemental dağılım grafiği Şekil 4.18’de gösterilmiştir. Elde edilen sonuçlarda elemental dağılım Ti(%25.65), Si(%55.19)ve Sr(%9.21) bulundu.



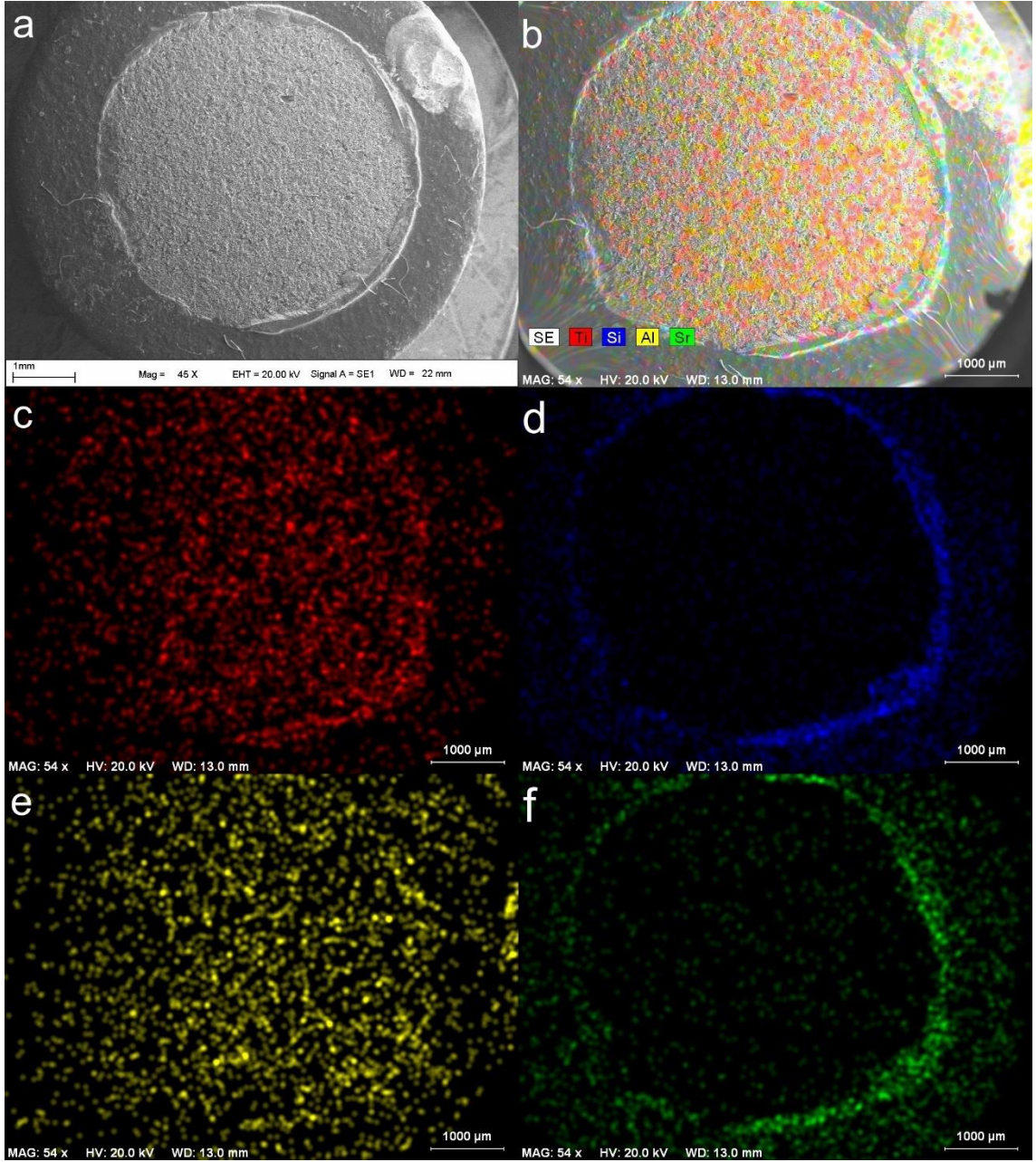
Şekil 4.19. PEEK örneğin SBS sonrası SEM ve EDX ile mapping görüntüleri (a: PEEK örneğin SBS sonrası adezyon yüzeyinin SEM görüntüsü, b: PEEK örneğin SBS sonrası adezyon yüzeyinin EDX ile mpping görüntüleri, c: Adezyon yüzeyindeki Titanyum (Ti) elementinin mappingde kırmızı renk ile gösterilmesi, d: Adezyon yüzeyindeki Silisyum (Si) elementinin mappingde mavi renk ile gösterilmesi, e: Adezyon yüzeyindeki Alüminyum (Al) elementinin mappingde pembe renk ile gösterilmesi, f: Adezyon yüzeyindeki Stransiyum (Sr) elementinin mappingde yeşil renk ile gösterilmesi)



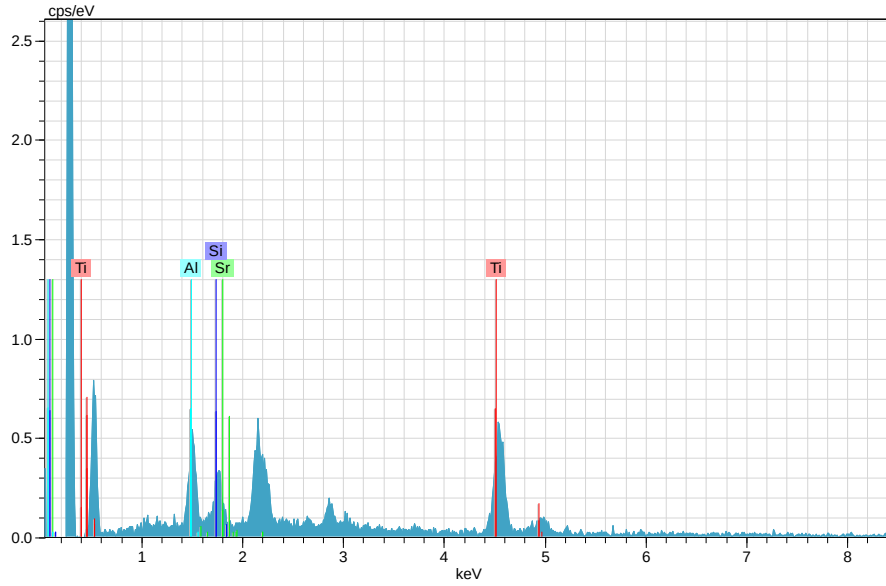
Şekil 4.20. PEEK alt yapıda adezyon bölgesi EDX analizi bulguları

PEEK örneğin SBS sonrası SEM ve EDX ile Ti, Si, Al ve St elementlerinin mapping görüntüleri Şekil 4.19’ da gösterilmiştir.

PEEK alt yapı materyali ile indirekt kompozit veneer materyalinin makaslama bağlanma dayanımı testinden sonraki adezyon bölgesi EDX analizi sonucu elde edilen elemental dağılım grafiği Şekil 4.20’ de gösterilmiştir. Elde edilen sonuçlarda elemental dağılım Ti(%56.52), Sr(%14.85), Al(%23.26) ve Si(%5.37) bulundu.



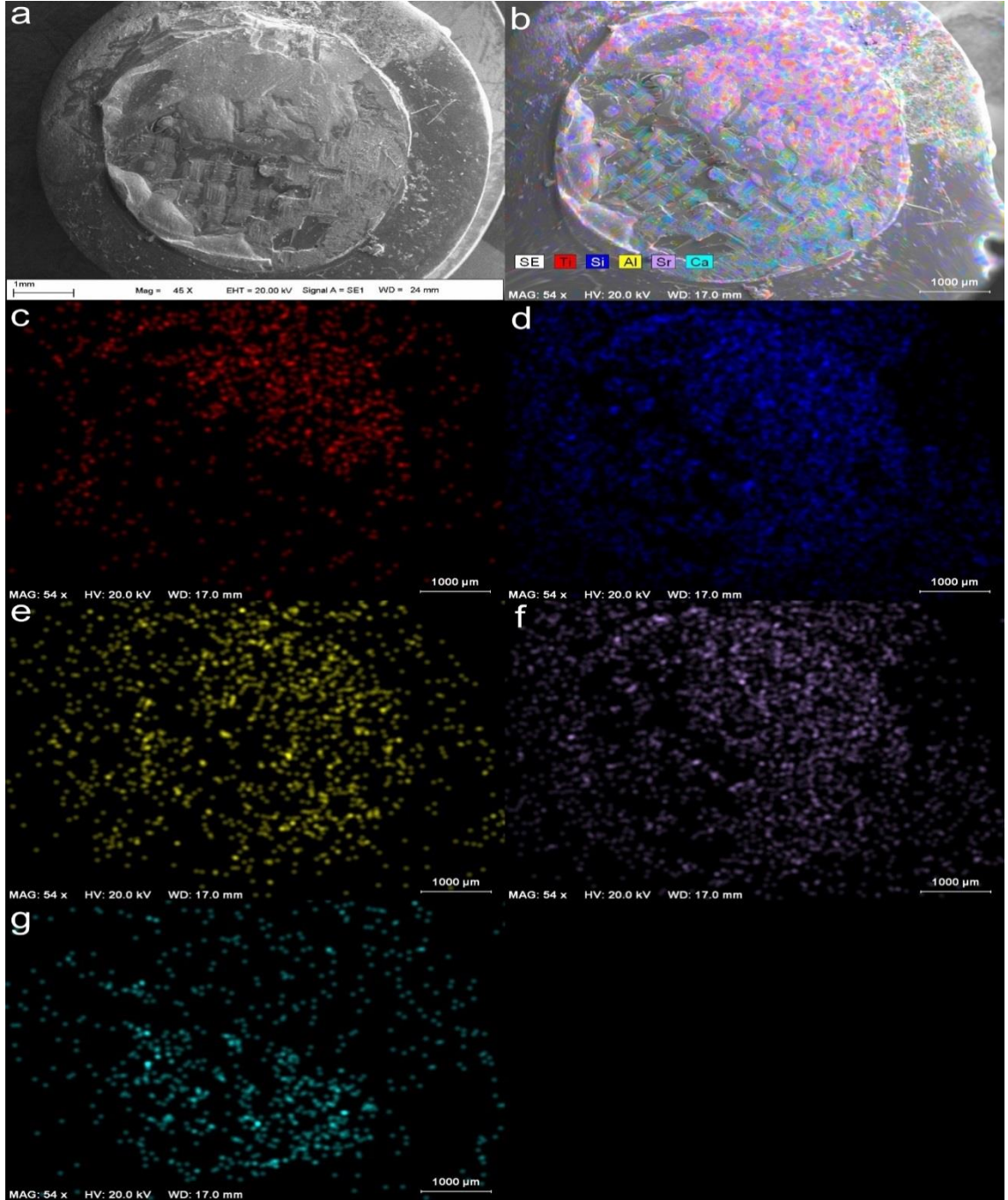
Şekil 4.21. PEKK örneğin SBS sonrası SEM ve EDX ile mapping görüntüleri (a: PEKK örneğin SBS sonrası adezyon yüzeyinin SEM görüntüsü, b: PEKK örneğin SBS sonrası adezyon yüzeyinin EDX ile mapping görüntüleri, c: Adezyon yüzeyindeki Titanyum (Ti) elementinin mappingde kırmızı renk ile gösterilmesi, d: Adezyon yüzeyindeki Silisyum (Si) elementinin mappingde mavi renk ile gösterilmesi, e: Adezyon yüzeyindeki Alüminyum (Al) elementinin mappingde sarı renk ile gösterilmesi, f: Adezyon yüzeyindeki Stransiyum (Sr) elementinin mappingde yeşil renk ile gösterilmesi)



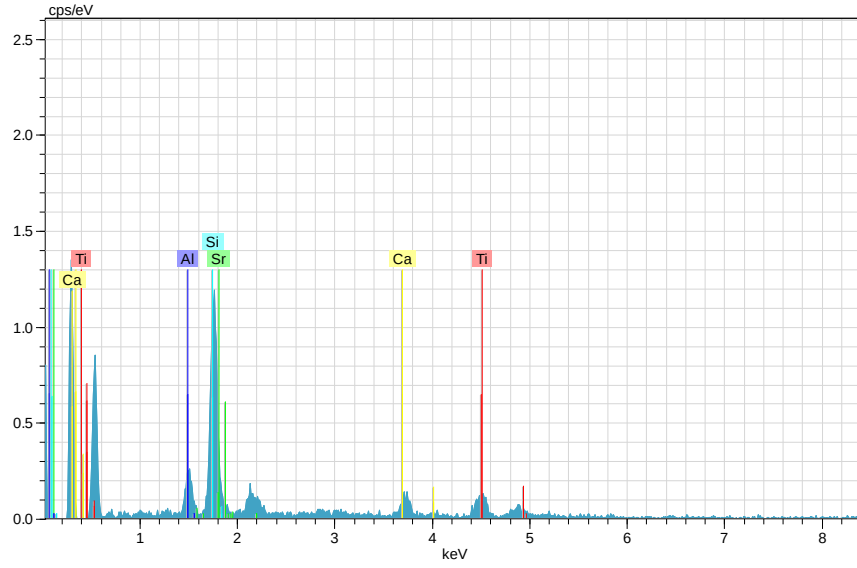
Şekil 4.22. PEKK alt yapıda adezyon bölgesi EDX analizi bulguları

PEKK örneğin SBS sonrası SEM ve EDX ile Ti, Si, Al ve St elementlerinin mapping görüntüleri Şekil 4.21’ de gösterilmiştir.

PEKK alt yapı materyali ile indirekt kompozit veneer materyalinin makaslama bağlanma dayanımı testinden sonraki adezyon bölgesi EDX analizi sonucu elde edilen elemental dağılım grafiği Şekil 4.22’ de gösterilmiştir. Elde edilen sonuçlarda elemental dağılım Ti(%39.74), Sr(%26.18), Al(%22.95) ve Si(%11.12) bulundu.



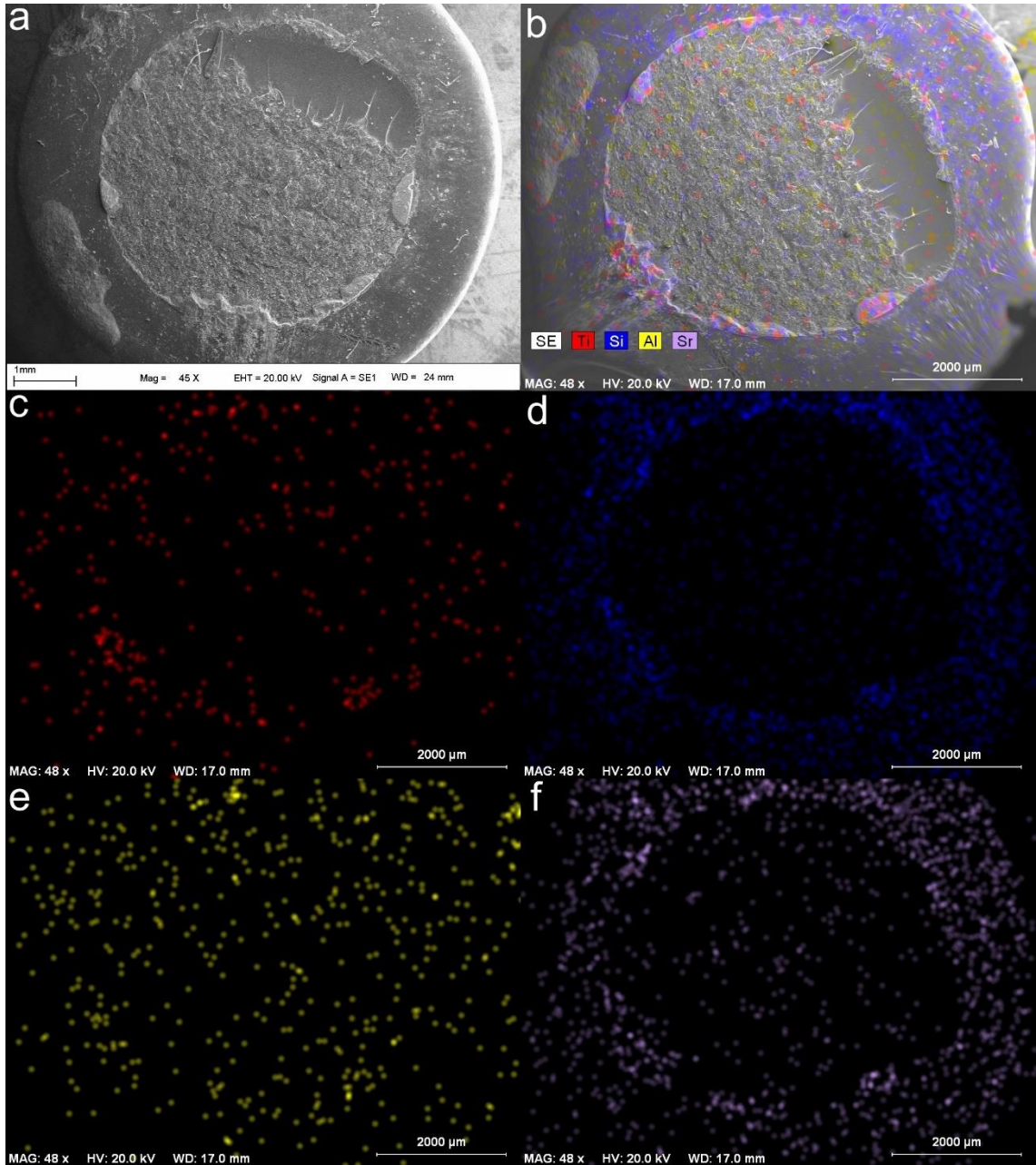
Şekil 4.23. FRC örneğin SEM ve EDX ile mapping görüntüleri (a: FRC örneğin SBS sonrası adezyon yüzeyinin SEM görüntüsü, b: FRC örneğin SBS sonrası adezyon yüzeyinin EDX ile mapping görüntüleri, c: Adezyon yüzeyindeki Titanyum (Ti) elementinin mappingde kırmızı renk ile gösterilmesi, d: Adezyon yüzeyindeki Silisyum (Si) elementinin mappingde mavi renk ile gösterilmesi, e: Adezyon yüzeyindeki Alüminyum (Al) elementinin mappingde sarı renk ile gösterilmesi, f: Adezyon yüzeyindeki Stransiyum (Sr) elementinin mappingde lila renk ile gösterilmesi, g: Adezyon yüzeyindeki Kalsiyum (Ca) elementinin mappingde turkuaz renk ile gösterilmesi)



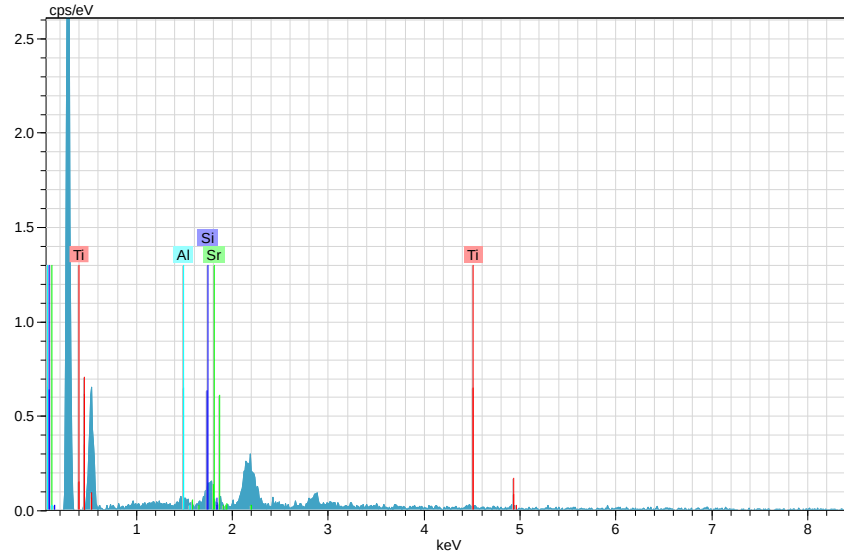
Şekil 4.24. FRC alt yapıda adezyon bölgesi EDX analizi bulguları

FRC örneğin SBS sonrası SEM ve EDX ile Ti, Si, Al, St ve Ca elementlerinin mapping görüntüleri Şekil 4.25’ te gösterilmiştir.

FRC alt yapı materyali ile indirekt kompozit veneer materyalinin makaslama bağlanma dayanımı testinden sonraki adezyon bölgesi EDX analizi sonucu elde edilen elemental dağılım grafiği Şekil 4.24’ te gösterilmiştir. Elde edilen sonuçlarda elemental dağılım Ti(%17.05), Sr(%17.10), Al(%10.89), Si(%45.87) ve Ca(%9.09) bulundu.



Şekil 4.25. CO örneğin SEM ve EDX ile mapping görüntüleri (a: CO örneğin SBS sonrası adezyon yüzeyinin SEM görüntüsü, b: CO örneğin SBS sonrası adezyon yüzeyinin EDX ile mapping görüntüleri, c: Adezyon yüzeyindeki Titanyum (Ti) elementinin mappingde kırmızı renk ile gösterilmesi, d: Adezyon yüzeyindeki Silisyum (Si) elementinin mappingde mavi renk ile gösterilmesi, e: Adezyon yüzeyindeki Alüminyum (Al) elementinin mappingde sarı renk ile gösterilmesi, f: Adezyon yüzeyindeki Stransiyum (Sr) elementinin mappingde lila renk ile gösterilmesi)

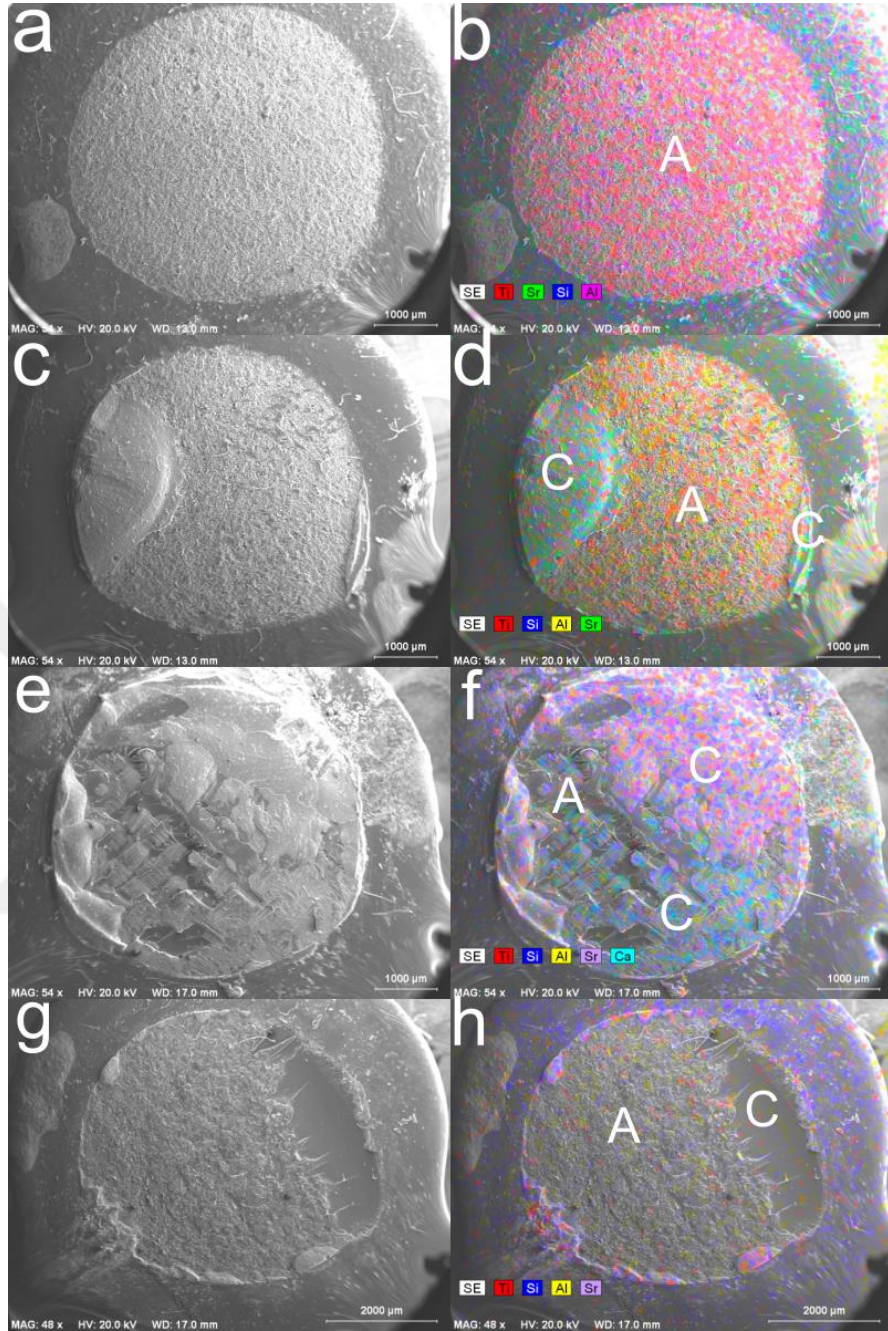


Şekil 4.26. CO alt yapıda adezyon bölgesi EDX analizi bulguları

CO örneğin SBS sonrası SEM ve EDX ile Ti, Si, Al ve St elementlerinin mapping görüntüleri Şekil 4.25’ te gösterilmiştir.

CO alt yapı materyali ile indirekt kompozit veneer materyalinin makaslama bağlanma dayanımı testinden sonraki adezyon bölgesi EDX analizi sonucu elde edilen elemental dağılım grafiği Şekil 4.26’ de gösterilmiştir. Elde edilen sonuçlarda elemental dağılım Ti(%9.16), Sr(%61.93), Al(%8.39) ve Si(%20.53) bulundu.

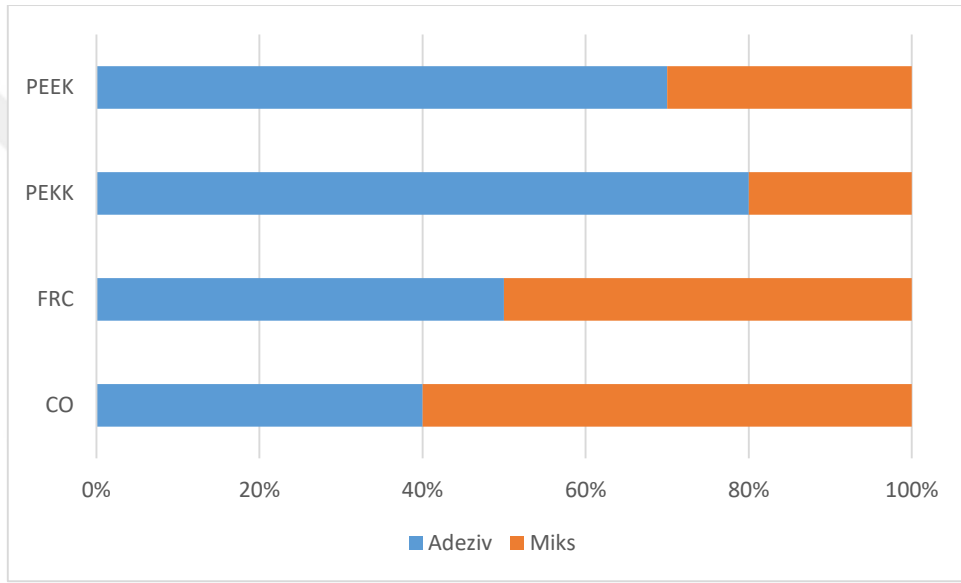
Başarısızlık Tiplerinin Değerlendirilmesi



Şekil 4.27. EDX ve mapping aracılığıyla kırık tiplerinin belirlenmesi (A: Adeziv kırık tipi, C: Koheziv kırık tipi)(a: PEEK örneğin SBS sonrası SEM görüntüsü, b: PEEK örneğin mapping ile adeziv (A) ayrılma bölgelerinin gösterilmesi, c: PEKK örneğin SBS sonrası SEM görüntüsü, d: PEKK örneğin mapping ile adeziv (A) ve koheziv (C) ayrılma bölgelerinin gösterilmesi, e: FRC örneğin SBS sonrası SEM görüntüsü, f: FRC örneğin mapping ile adeziv (A) ve koheziv (C) ayrılma bölgelerinin gösterilmesi, g: CO örneğin SBS sonrası SEM görüntüsü, h: CO örneğin mapping ile adeziv (A) ve koheziv (C) ayrılma bölgelerinin gösterilmesi)

EDX ve mapping analizleri kullanılarak bağlanma bölgesinin kırık tiplerinin belirlenmesine örnekler Şekil 4.27’ de gösterilmiştir. Koheziv kırılma modu gözlemlenmemiştir. Bağlanma alanı başarısızlık modları; bağlantı bölgesinden ayrılmayla adeziv modda ve hem adeziv hem de koheziv kırılma alanlarının birlikte bulunduğu miks modda sınıflandırmada yer almıştır.

SEM görüntüleri ve EDS analizleri incelendiğinde PEEK ve PEKK örneklerde daha çok adeziv başarısızlık modu görülürken, FRC ve CO örneklerde ise daha çok miks başarısızlık modu görüldü (Şekil 4.28).



Şekil 4.28. Kırılma modlarının yüzdelik grafiği

5. TARTIŞMA

Bu çalışmada sabit protetik restorasyonlarda kullanılan farklı içerikli CAD/CAM yüksek performans polimerlerinin, farklı adeziv sistemler ile indirekt kompozit rezin veneer materyaline makaslama bağlanma dayanımı araştırıldı.

Çalışmanın hipotezleri:

1. “Yüksek performans polimerlerinden olan PEEK, PEKK, FRC içerikli ve yüksek etkili polimer kompozit materyallerinin indirekt kompozit rezin veneer materyali ile arasında bağlanma dayanımı açısından fark yoktur.” ifadesi çalışma sonucunda elde edilen veriler doğrultusunda reddedildi.
2. “Farklı marka ve içerikli adeziv kullanımının yüksek performans polimerleri ile indirekt kompozit rezin veneer materyali arasındaki bağlanma dayanımında anlamlı bir fark oluşturmaz.” ifadesi çalışma sonucunda elde edilen veriler doğrultusunda reddedildi.

Günümüzde kullanımı giderek artan ve birçok avantajı ile dikkat çekmeyi başaran yüksek performans polimer gruplarının düşük yarı saydamlığı ve beyaz veya grimsi rengi, dental restorasyonlarda anatomik konturlara sahip monolitik bir malzeme olarak kullanımını sınırlandırmaktadır. Bu nedenle, estetik beklentilerin karşılanabilmesi amacıyla yeterli bağlanma ile ek veneerleme yapılması ağız içi kullanımları için ön koşuldur (6, 99, 103).

Yapılan araştırmalar sonucunda PEEK materyaline herhangi bir yüzey işlemi uygulanmaması durumunda, PEEK ile kompozit veneer materyali arasında adezyonun yetersizliğinedeniyse kuvvetli bağlanma dayanımı değerlerinin elde edilemeyeceğinin birçok çalışmada bildirildiği görülmüştür (104-106).

Düşük yüzey enerjisine sahip ve kimyasal olarak inert bir yapıya sahip olan bu polimerlerin mekanik ve kimyasal yüzey modifikasyonlarına karşı direnç göstermeleri sebebiyle rezin kompozitler ile yeterli bağlanma dayanımlarının sağlanması ek bir işlem gerektirmektedir. Bu sebeple uzun süreli stabil dayanıklılık için kuvvetli bağlanma dayanımı sağlanması amacıyla mekanik, kimyasal ya da her ikisinin kombinasyonu şeklinde yüzey hazırlığı gerekmektedir (3, 105-107).

Dental polimer materyallerin yüzey enerjisinin ve ıslatılabilirliğinin artırılabilmesi için birçok farklı yüzey işlemi uygulanabilir. Adezyonun gerçekleşeceği yüzey alanını artırarak kompozitlere bağlanma dayanımını artırmak amacıyla Alüminyum oksit (Al_2O_3) ile kumlama, sülfürik asitle aşındırma (3, 6, 76, 104, 105, 108-110), hidrojen peroksit ile aşındırma (3, 76, 105, 110), piranha solüsyonu uygulama, tribokimyasal silika kaplama, lazer, plazma ve farklı adeziv bond materyalleri ile ayrı ayrı ya da birbirlerinin kombinasyonları yüksek performans polimerlerinin yüzey modifikasyon yöntemleri olarak kullanılabilmektedir (30, 111).

Birçok dental materyalin yüzey modifikasyonu için efektif olarak kullanılabilen kumlama işleminde farklı partikül büyüklüğüne sahip Al_2O_3 partikülleri basınç ile püskürtülerek yüzey üzerinde pürüzlü alanlar oluşturulabilmektedir. Bu işlem aynı zamanda yüzey gerilimini azaltmakta, yüzey ıslanabilirliği artmakta ve artan yüzey alanı ile birlikte mikromekanik tutuculukta artış görülmektedir (97, 100).

Stawarczyk ve ark. yaptıkları bir çalışmada; 110 μm Al_2O_3 ile aşındırılan PEEK örneklerin, 50 μm Al_2O_3 ile aşındırılanlara kıyasla daha yüksek ıslatılabilirlikve daha yüksek yüzey pürüzlülük değerleri göstermiştir. Bu bağlamda, malzemelerin yüzey pürüzlülüğünün, kayma bağlanma dayanımı üzerinde bir etkisi olduğu rapor edildiğinden, 110 μm Al_2O_3 partikülleri ile kumlama yapılan grubun makaslama bağlanma dayanımı değerleri daha yüksek bulunmuştur (109). Gouveia ve ark. bir çalışmada 110 μm Al_2O_3 ile yüzey ön hazırlığının PEEK ve PEKK materyal yüzeylerinde bağlanma dayanımını benzer şekilde arttığını bildirmiştir (112). Bu nedenle, bu çalışmada, PEEK ve PEKK için yeterli bağlanma dayanımının sağlanması ile 110 μm Al_2O_3 partikülleri ile kumlama tercih edildi.

FRC içerikli protetik alt yapı olarak kullanılabilen materyallerin yüzey modifikasyon yöntemleriyle ilgili çalışmalar yetersiz olmakla birlikte Kürkçüoğlu ve ark. yaptığı bir çalışmada asit uygulamasının yüzey pürüzlülüğünü artırmasına karşılık bağlanmayı zayıflattığı gözlenmiştir. En yüksek bağlanma dayanımının kumlama işlemi gibi mekanik yöntemler kullanılarak elde edilebileceği sonuç olarak 110 μm Al_2O_3 ile kumlamanın kimyasal yöntemlerle karşılaştırıldığında bağlanma dayanımını daha fazla artırdığı görülmüştür (38). Bu sebeple çalışmamızda FRC yüzeyi için 110 μm Al_2O_3 partiküllü kumlama yüzey işlemi kullanıldı.

Al_2O_3 ile kumlama yüzey işleme yöntemlerinin PEEK, PEKK ve rezin içerikli polimer alt yapılar için ortak kullanılabilir olması ile dental alanda laboratuvar ve muayenehanelerde yaygın olarak bulundurulup güvenle kullanılabildiği (38, 109, 112, 113) göz önüne alındığından çalışmamızda yüzey modifikasyon yöntemi olarak kumlama işlemi $110\ \mu m$ ’ lik Alüminyum oksit (Al_2O_3) partikülleri kullanılarak gerçekleştirildi.

Sülfürik asit, yapılan birçok çalışmada PEEK materyalinin yüzey modifikasyon yöntemleri arasında başarı göstermektedir (6, 75, 103, 104). Ancak sülfürik asit kullanımı sonucunda ortaya çıkan kükürt fonksiyonel gruplarının zararlı oluşu (114), ayrıca aşırı koroziv yapısı sebebiyle doğrudan cilde temas etmemesi gereken tehlikeli bir malzeme olması sebebiyle klinikte rutin kullanım için uygun bir malzeme değildir (101). Tüm bu sebepler ve FRC içerikli polimer yapısında yüzeyin kimyasal bileşimindeki olası değişikliklere sebep olduğu bozulmalar ile bağlanma dayanımını düşürmesi nedenleriyle bu çalışmamızda sülfürik asit tercih edilmedi (38).

Çağlar ve ark. yaptığı bir çalışmada kumlama, silika kaplama, lazer uygulanan ve ön işlemsiz kontrol grubunun kumlama grubu en yüksek bağlanma dayanımı değerleri bildirmiştir (115). Bu doğrultuda yüzey modifikasyon yöntemi olarak kumlamanın daha efektif olması sebebiyle silika kaplama ve lazer yöntemleri bu çalışmamızda tercih edilmedi.

Alsadon ve ark. SBS değerlerinin karşılaştırıldığı bir çalışmada PEEK ve PEKK yüzeylerine 2 bar basınç altında $110\ \mu m\ Al_2O_3$ kumlama yapılması sonucu pürüzlendirme etkinliğinin daha iyi bulunmuştur. Bu çalışmamızda benzer çalışmalar dikkate alınarak 2 bar kumlama basıncı kullanıldı (99, 108).

Dental materyallerin yüzey pürüzlülüğü ölçümleri için kolay kullanımları, yüzey pürüzlülük değerlerini rakamsal verilerle sunabiliyor olmaları ve güvenilirlikleri ile profilometre cihazları sıkça tercih edilmektedir. Örneklerin yüzey pürüzlülük ölçümleri benzer çalışmalar dikkate alınarak bir profilometre cihazı ile gerçekleştirildi (73).

Çulhaoğlu ve ark. (72) PEEK alt yapılar için uygulanan farklı yüzey modifikasyonlarını değerlendirdiği bir çalışmada 15 saniye boyunca 2 bar basınçta uygulanan $110\ \mu m\ Al_2O_3$ partiküllü yüzey aşındırması sonrası ortalama yüzey pürüzlülük değerleri $2.26 \pm 0.33\ \mu m$ olarak bulunmuştur. Bizim çalışmamızda elde edilen ortalama pürüzlülük değerleri ile benzer olduğu görülmüştür. Bir başka çalışmada ise Alsadon ve ark. (99) PEEK ve PEKK yüzeylerine 2 bar basınç altında 20 sn uygulanan $110\ \mu m\ Al_2O_3$

kumlama yapılması ile yüzey pürüzlülük değerleri elde edildi. Bu çalışmamızda benzer kumlama parametreleri kullanıldı ve buna paralel olarak benzer yüzey pürüzlülük değerleri bulundu.

Bu çalışmamızda yüzey topoğrafyasının, pürüzlülük artışının ve bağlanma dayanımı sonuçlarının daha ayrıntılı değerlendirilebilmesi amacıyla tüm alt yapı gruplarından rastgele seçilen birer örneğin AFM (93, 115, 116) ile 10X10 µm boyutlarında görüntülemeleri yapılmıştır. Elde edilen tüm bulgular doğrultusunda Al₂O₃ kumlama işleminin yüzey pürüzlülüğünde artış ile daha düzensiz yüzey yapıları sağladığı gösterilmiştir (Şekil4.1).

PEEK materyali ile kompozit rezinler arasında kuvvetli ve sürekli bir bağlanma sağlamak amacı ile PEEK polimerlerine yüksek ilgisi bulunan ve fonksiyonel monomerler içeren primerler kullanılmaktadır. Adeziv sistemlerin çözücüler ve kimyasal içeriği bu anlamda önemli rol almaktadır. Yapılan birçok çalışmada farklı yüzey ön işlemleri teknikleri ve yapıştırma malzemeleri ile kompozit rezinin PEEK'e bağlanma dayanımı değerlendirilmiş ve çok fonksiyonlu metakrilatlar (MMA) içeren adeziv kullanılan numunelerde anlamlı derecede yüksek bağlanma değerleri göstermiştir (76, 116, 117).

MDP içerikli adezivlerin kullanılması ile elde edilen makaslama bağlanma dayanımı değerleri MMA içeren adezivlerin kullanımı ile benzer sonuçlara sahiptir. Bu durum MDP monomerinin pürüzlü materyal yüzeyinde MMA içeren adeziv sistemlere benzer etkiye sahip olması ile açıklanabilmektedir. Yüzeye kimyasal olarak bağlanan MDP, zirkonya veya metale bağlanabilen iki işlevli bir yapışkan monomerine sahiptir. 10-MDP bağlantı etkinliği için MDP' nin fosfat gruplarının altyapı malzemesi içerisinde kullanılan Titanyum oksite bağlanması sayesinde olabileceği gibi pürüzlü polimer yüzeyinin adezivlerin daha derine nüfusuna izin vermesi sayılabilmektedir (5, 118). Bu doğrultuda bu çalışmamızda MMA içerikli (Visiolink) ve MDP içerikli (Single bond ve G-premio bond) adezivlerin kullanımı tercih edilmiştir.

Luemkemann ve ark. birpoliaril keton polimeri üzerinde içerisinde VL ve GP nin de yer aldığı farklı universal adezivlerin çekme bağlanma dayanımının karşılaştırıldığı bir çalışmada VL yüksek bağlanma dayanımı değerlerini sağlarken GP daha düşük bağlanma dayanımı değerleri sergilemiştir (119). Bu sebeple yaptığımız bu çalışmada bağlanma dayanımını artırmak amacıyla G- multi primer silan GB ile birlikte kullanılmıştır.

Genel olarak, iyi bilinen kesme ve çekme bağlanma testleri veya mikro kesme ve mikro çekme testleri gibi daha yeni test yöntemleri dahil olmak üzere bağ özelliklerini tanımlamak için çeşitli test yöntemleri kullanılabilmektedir. Her iki mikro yöntem de, daha küçük bağlanma alanı nedeniyle daha yüksek bağlanma dayanımı değerleri ile sonuçlanmakta, ancak bu yöntemlerin makro test yöntemlerine kıyasla daha çok teknik ayrıntı ve hassasiyet gerektirmektedir. Bu gibi sebeplerle makro test yöntemleri daha yaygın olarak kullanılmakta, doğrudan ve hızlı sonuç alınmasının yanı sıra uygulama kolaylığı sunmaktadır (120). Birçok çalışmada PEEK, PEKK ve FRC içerikli materyallerin makaslama bağlanma dayanımının test edilmesinde makro test yöntemleri kullanılmıştır (5, 38, 103). Bu sebeple çalışmamızda da makro makaslama bağlanma testi tercih edilmiştir.

Makaslama bağlanma dayanımı test yöntemlerinde yüksek yaklaşma hızlarında, ayırıcı ucun, adeziv materyalde veya veneer materyali içerisinde koheziv kırık oluşturmaya, yüksek bağlanma dayanımı değerlerinin ortaya çıkmasına ve hatalı sonuçların elde edilmesine neden olabilmektedir (6, 73, 106, 112). Bu sebeple bu çalışmamızda makaslama kuvveti uygulaması benzer çalışmalarda olduğu gibi (99) 0,5 mm/dk hızla uygulandı.

Deney sonunda elde edilen örneklerin tamamı ön değerlendirme amacıyla bir stereomikroskop ile incelendi. Ardından tüm örneklerin SEM görüntülemeleri ve EDX analizi ile incelemeleri tamamlandı. Başarısızlık tipleri örnek yüzeylerinden elde edilen SEM (73, 100, 121), EDX (122, 123) ve mapping (5) görüntülemelerinin değerlendirilmesi ile gerçekleştirildi. EDX sistemleri genellikle SEM cihazıyla birlikte bulunmakta olup incelenen örnek yüzeyindeki elemental dağılımın tespiti sağlanabilmektedir. Mapping görüntülemeleri ise EDX analizi ile elde edilen verilerin elemental yoğunluklarına göre ayırt edilebilir şekilde renkli olarak görselleştirilebilmesini sağlamaktadır. Bu sayede elde edilen görüntülemeler ile ayrılma yüzeyinde oluşan kırık formlarının tespiti elemental ayırım ile yapılabilmekte ve daha güvenli sonuçlar sunmaktadır.

Tüm EDX bulguları ve mapping görüntülerinde alt yapıların temel yapı taşı karbon (C) oluşturmaya sebebiyle dahil edilmemiştir. PEEK, PEKK ve yüksek etkili polimer kompozit alt yapı gruplarının analiz edilebilmesi için Ti ve Si kullanılırken FRC grubunun analizinde ise yapısındaki rezin matrikse gömülü cam elyaf lifleri içeriğindeki Kalsiyum (Ca) sebebiyle Ti, Si ve Ca elementleri kullanıldı. Alüminyum (Al) elementinin

değerlendirilmesi ise Al_2O_3 ile kumlama işleminin sonucunda yüzeyde kalan Al elementinin değerlendirilmesi için kullanılmıştır. Bunz ve ark. (5) yaptığı bir çalışmaya benzer olarak Ti, Si, Al ve Ca elementleri kumlama yüzey işlemi öncesinde, sonrasında ve makaslama bağlanma dayanımı testinden sonra bağlantı yüzeyinde SEM görüntülemesi, EDX analizi ve mapping ile incelendi.

Grattorola ve ark. direkt ve indirekt kompozit rezinleri karşılaştırdığı bir çalışmada, EDX analizi ve mapping görüntülemesinde Stronsiyum (Sr) elementinin Gradia Plus kompozit materyali için ayırt edici olabileceği bildirilmiştir (102). Bu çalışmamızda EDX analizi ve mapping görüntülemeleri elde edilen kompozit rezin materyalinin Sr yoğunluğu gösterilmiştir (Şekil 4.17). Başarısızlık kırılma türlerinin değerlendirilmesinde indirekt veneer kompozitte gerçekleşen koheziv modda kırıkların tespit edilmesinde kullanılmıştır (Şekil 4.34). EDS analizinde adeziv kırık alanlarında Al_2O_3 ile kumlama sonrasında yüzeyde kalan Al element varlığı görülmüştür (Şekil 4.5-8-11-14). Yüzey ön işlemi sonrasında kalan artık Al partikülleri veneering kompozitin CAD-CAM materyallerine bağlanmasını etkileyebileceği belirtilmektedir (5, 38).

Düşük bağlanma dayanımı değerlerine sahip yüzeylerde daha çok adeziv modda ayrılma gözlenirken, yüksek bağlanma dayanımı değerlerinin elde edildiği yüzeylerde ise miks ve koheziv modda ayrılmaların daha sık görüldüğü bildirilmiştir (73). Bunz ve ark. tarafından yapılan PEEK ve FRC alt yapıların SEM ve EDX analizi ile değerlendirilen çalışmada koheziv kırık gözlenmemiştir (5). Bu çalışmamızda da benzer olarak koheziv kırılma modu gözlenmedi. Ayrılma tiplerinin tamamı adeziv ve miks modda gözlemlendi (Şekil 4.28).

SEM görüntüleri ve EDS analizleri incelendiğinde PEEK ve PEKK örneklerde daha çok adeziv başarısızlık modu görülürken, FRC ve CO örneklerde ise daha çok miks başarısızlık modu görüldü. Göreceli olarak daha düşük bağlanma dayanımları gösteren PEEK ve PEKK gruplarında adeziv ayrılma daha çok görülmüştür. Resin içerikli FRC ve CO gruplarında yüksek SBS değerlerine paralel olarak daha çok alt yapılarda parsiyel koheziv ayrılmaya rastlandı.

Makaslama bağlanma dayanımının incelendiği birçok çalışmada 10 MPa ve üzerindeki bağlanma dayanımı değerlerin klinik olarak kabul edilebilir olduğu tartışılmaktadır (5, 38, 124). Bu çalışmadaki ortalama bağlanma dayanımı değerleri her bir grup için 10 MPa değerinin üzerinde bulunmuştur. Bağlanma dayanımı değerleri en

düşük ortalama 10.33 ± 2.47 MPa ile PEEK-GP grubunda, en yüksek ortalama bağlanma dayanımı değerleri ise 20.280 ± 2.08 MPa ile CO-OP grubunda olduğu görülmüştür.

Bayraktar ve ark. yaptığı bir çalışmada Optibond universal adezivinin içerisindeki gliserol fosfat dimetakrilat (GPDM) monomeri ile iki polimerize edilebilir gruba sahip olduğu ve alt yapı ile restoratif materyaldeki monomerlerle daha hızlı ve güçlü reaksiyona girebildiği belirtilmiştir (125). Bu çalışmamızda OP adezivi ile FRC ve CO alt yapı materyallerinde diğer adezivlere kıyasla daha yüksek bağlanma dayanımı değerlerinin oluşması hem alt yapının hem de veneer materyalinin rezin içerikli olması ile açıklanabilir. Farklı konfigürasyonlarda ve miktarlarda rezin yapı ve içeriğine sahip FRC ve CO materyalleri test edilen adeziv sistemlerle PEEK ve PEKK alt yapılara göre daha yüksek bağlanma dayanımı sergiledi.

En yüksek bağlanma dayanımı değerleri rezin içerikli CO (20.28 ± 2.08 MPa) ve FRC (18.88 ± 3.70 MPa) materyallerde OP adezivinin uygulandığı gruplarda görülmüştür. Kumlama yüzey işleminin FRC yapısındaki rezin matriksi etkilediği ve fiber liflerin açığa çıkmasını sağlayarak bağlanmayı arttırdığı söylenebilir (38, 126). Resin içerikli CAD/CAM materyalleri laboratuvar ortamında polimerize edilmelerine rağmen düşük miktarlarda bağlanmayı sağlayan C-C bağları bulundurabilmektedir (127). Bu doğrultuda farklı miktarlarda resin içeriğine sahip FRC ve CO materyallerinin tüm adeziv sistemlerle daha yüksek SBS değerleri görülmüştür.

Bilindiği kadarıyla polimer alt yapılar ile OP adezivinin bağlanma dayanımı açısından değerlendirildiği bir çalışma yoktur. Bu sebeple daha kapsamlı bir karşılaştırma yapılamamıştır. OP adezivi test edilen alt yapı materyallerinin tamamında 10 MPa üzeri bağlanma dayanımı değerleri ile başarılı bulunmuştur. Ayrıca OP adezivi FRC ve CO grupları için en yüksek bağlanma dayanımı değerlerini sağlamıştır. En yüksek bağlanma değerlerinin görüldüğü FRC ve CO alt yapı gruplarının SEM görüntülemesi ve EDX ile yüzey incelemesi yapıldığında miks moddaki ayrılma alanlarında koheziv mod kırıklarının alt yapı kaynaklı olduğu görülmüştür. Şekil 4.23' te FRC materyalinin SBS sonrası elde edilen mapping görüntüsünde içeriğindeki cam elyaf yapısı ve Ca elementinin görüldüğü alanlarda alt yapı kaynaklı koheziv moddaki kırık alanları izlenmiştir. Şekil 4.25' te ise CO materyalinin SBS sonrası alt yapıda oluşan koheziv moddaki kırık alanı net olarak izlenmiştir. Bu durumun sebebi olarak OP adezivinin, yapısında resin içeriğine sahip olan FRC ve CO materyalleri ile veneer kompozit materyali arasında yüksek bağlanma dayanımı değerleri göstermesi ile açıklanabilir.

Gouveia ve ark. (112) PEEK ve PEKK alt yapı materyalleri üzerine 15 sn boyunca 110 µm Al₂O₃ ön yüzey işleminin ardından yapılan VL uygulaması sonrası yapılan SBS sonucunda elde ortalama bağlanma dayanımı değerlerine benzer olarak bu çalışmamızda da VL adezivi 10 MPa üzerindeki değerleri ile PEEK ve PEKK materyal grupları için başarılı bulunmuştur.

Çağlar ve ark. (115) PEEK yüzeyine uygulanan farklı modifikasyon yöntemlerinin yüzey pürüzlülüğü ve SBS değerlerine yaptığı etkinin karşılaştırıldığı bir çalışmada Al₂O₃ ile kumlanan PEEK materyalinin bağlanma dayanımı değerleri bu çalışmamızda elde edilen değerlere benzer ve 10 MPa üzerinde olduğu görülmüştür.

Çulhaoğlu ve ark. PEEK alt yapılar için uygulanan farklı yüzey modifikasyonlarının SBS değerlerine yaptığı etkinin değerlendirildiği bir çalışmada 15 saniye boyunca 2 bar basınçta uygulanan 110 µm Al₂O₃ partikülleri ile kumlama sonrası ortalama yüzey pürüzlülük (2.26±0.33 µm) ve SBS(10.81±3.06 MPa) değerleri bildirilmiştir. Bizim çalışmamızda da bu çalışmaya benzer ortalama yüzey pürüzlülük (2.82±0.07 µm) ve SBS (11.69±2.44 MPa) değerleri bulundu.

Alsadon ve ark. (99) PEEK ve PEKK materyallerinin Al₂O₃ kumlama yüzey işlemi sonrasında makaslama bağlanma dayanımını karşılaştırıldığı bir çalışmada, SBS değerlerinin bu çalışmamızda elde edilen SBS değerleri ile benzer olarak 10 MPa üzerinde bulunmuştur.

Polimer alt yapılar ve GP adezivi ile ilgili çalışma sayısı sınırlıdır. GP'nin silan ile veya silansız uygulanması hakkında bir fikir birliği yoktur. Luemkemann ve ark. CAD/CAM polimer alt yapılar üzerine uygulanan VL ve GP adezivlerin de yer aldığı farklı universal adezivlerin bağlanma dayanımının karşılaştırıldığı bir çalışmada, VL adezivi en yüksek bağlanma dayanımı değerleri gösterirken, GP adezivi ise daha düşük bağlanma dayanımı değerleri göstermiştir (119). Silan, karbon çift bağ polimerizasyonu ile reçine matris monomerlerine ve siloksan bağları ile inorganik dolgu maddelerine bağlanabilmektedir (128). Bu sebeple veneer kompozitlerin bağlanma dayanımını arttırdığı düşünülmektedir (129). Tüm bu nedenlerden dolayı bu çalışmamızda GB silan içeren G multi primer ile birlikte kullanılmıştır. Bu uygulamalar ile yapılan makaslama bağlanma dayanımı testi sonucunda ise kullanılan tüm alt yapı çeşitleri için klinik olarak kabul edilebilir 10 MPa ve üzeri bağlanma dayanımı değerlerine ulaşılmıştır. Elde edilen

sonuçların da desteği ile yüksek performans polimerlerinde GP adezivinin silan ile birlikte kullanılması bağlanma dayanımını artırmada önerilebilir.

Lee ve ark. (6) yaptığı Al_2O_3 partikülleri ile kumlama sonrası PEKK alt yapı üzerinde VL ve SB adezivlerini karşılaştırıldığı bir çalışmada 10 MPa üzerinde bulunan bağlanma dayanımı değerleri bu çalışmamızla benzer bulunmaktadır.

Stawarkzy ve ark. PEEK materyal yüzeyine uygulanan kompozit rezinlerde adezivlerin ve kumlama parametrelerinin çekme bağlanma dayanımı ile karşılaştırıldığı bir çalışmada hem VL hem de SB adezivleri daha yüksek basınç değerlerinde yüksek bağlanma dayanımı değerleri rapor edilmiştir (120). Bu çalışmamızda da PEEK yüzeyine uygulanan VL ve SB adeziv sistemleri yeterli bağlanma dayanımı sergiledi.

Bunz ve ark. (5) yaptığı bir çalışmada ise PEEK ve FRC alt yapı materyallerine kumlama yüzey işleminin ardından farklı adezivlerin makaslama bağlanma dayanımlarına etkisini değerlendirdi ve bu çalışmada kullanılan kompozit veneer materyali SB adezivinin kullanılmasıyla elde edilen sonuçların bu çalışmamızda bağlanma dayanımı değerlerine benzer ve klinik olarak kabul edilebilir değerlerde bulundu.

Bu çalışmamızın limitasyonlarından biri FRC içeriğindeki fiber yapısının asitlemeden olumsuz etkilenmesi sebebiyle tüm materyal gruplarında kumlama yüzey ön işlemi tercih edildi. Adeziv gruplarının polimer alt yapılarla karşılaştırıldığı bir çalışma olması sebebiyle standart bir deney düzeneği oluşturulabilmesi amacıyla kontrol grubu oluşturulmadı. Adeziv ve materyal gruplarının birbirleri ile karşılaştırılması amaçlandığından kontrol grubu oluşturulmamıştır. Çalışmamız in vitro bir deneydir bu sebeple klinik şartlar (pH, tükürük, çiğmeme vb.) sağlanamamıştır bu sebeple daha fazla in vivo ve klinik çalışmaya ihtiyaç vardır.

6. SONUÇ

- 110 μm Al_2O_3 partikülleri içeren kumlama yüzey işlemini ile birlikte çalışmada kullanılan tüm adezivler tüm alt yapılarının indirekt kompozitle veneerlenmesi amacıyla kullanılabilir.
- Tüm alt yapı ve adeziv grupları için klinik olarak kabuledilebilir 10 MPa ortalama SBS değerlerine ulaşıldı. Ancak PEEK, PEKK ve FRC alt yapılar için GP, adeziv gruplar içerisinde en düşük bağlanma dayanımını sergiledi. Bu alt yapı gruplarında indirekt kompozit veneerlemesinde GP adezivin silan ile birlikte kullanılması önerilir.
- Rezin yapı içerikli FRC (Trinia) ve CO (Bredent HIPC) materyalleri için en yüksek bağlanma dayanımı OP adeziv sistemi ile bulundu. Bu alt yapıların indirekt kompozit veneer materyali ile kullanımları için OP adeziv sistemi daha avantajlı olabilir.
- PAEK ailesi üyesi PEEK ve PEKK polimer yapıları için en yüksek bağlanma dayanımı SB adezivi ile sağlanmıştır. PEEK ve PEKK grubu alt yapıların indirekt kompozitle veneerlenmesinde SB adezivin kullanılması daha avantajlı olabilir.
- Test edilen alt yapı malzemelerinin bağlanma mekanizmalarının daha iyi anlaşılabilmesi için daha fazla deneysel ve klinik çalışmaya ihtiyaç vardır. Yapılacak olan çalışmalarda deney kontrol grubu oluşturulabilir.

KAYNAKLAR

1. Saeed F, Muhammad N, Khan AS, Sharif F, Rahim A, Ahmad P, et al. Prosthodontics dental materials: From conventional to unconventional. *Mater Sci Eng: C*. 2020;106:110167.
2. Rekow E, Bayne S, Carvalho R, Steele J. What constitutes an ideal dental restorative material? *Adv Dent Res*. 2013;25(1):18-23.
3. Stawarczyk B, Jordan P, Schmidlin PR, Roos M, Eichberger M, Gernet W, et al. PEEK surface treatment effects on tensile bond strength to veneering resins. *J Prosthet Dent*. 2014;112(5):1278-88.
4. Papathanasiou I, Kamposiora P, Papavasiliou G, Ferrari M. The use of PEEK in digital prosthodontics: A narrative review. *BMC Oral Health*. 2020;20(1):1-11.
5. Bunz O, Benz CI, Arnold WH, Piwowarczyk A. Shear bond strength of veneering composite to high performance polymers. *Dent Mater J*. 2020:2019-300.
6. Lee KS, Shin MS, Lee JY, Ryu JJ, Shin SW. Shear bond strength of composite resin to high performance polymer PEKK according to surface treatments and bonding materials. *J Adv Prosthodont*. 2017;9(5):350-7.
7. Kurtz SM, Devine JN. PEEK biomaterials in trauma, orthopedic, and spinal implants. *Biomaterials*. 2007;28(32):4845-69.
8. Gama LT, Duque TM, Özcan M, Philippi AG, Mezzomo LAM, Gonçalves TMSV. Adhesion to high-performance polymers applied in dentistry: A systematic review. *Dent Mater*. 2020;36(4):e93-e108.
9. de Val JEMS, Gómez-Moreno G, Martínez CP-A, Ramírez-Fernández MP, Granero-Marín JM, Gehrke SA, et al. Peri-implant tissue behavior around non-titanium material: Experimental study in dogs. *Ann Anat*. 2016;206:104-9.
10. Çulhaoğlu AK, Özkır SE, Türkkal F. Polieter eter keton (PEEK) ve dental kullanımı. *Atatürk Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi*. 2019;29(4):711-8.
11. Katzer A, Marquardt H, Westendorf J, Wening J, Von Foerster G. Polyetheretherketone—cytotoxicity and mutagenicity in vitro. *Biomaterials*. 2002;23(8):1749-59.

12. Najeeb S, Zafar MS, Khurshid Z, Siddiqui F. Applications of polyetheretherketone (PEEK) in oral implantology and prosthodontics. *J Prosthodont Res.* 2016;60(1):12-9.
13. 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):e209-e15.
14. Feerick EM, Kennedy J, Mullett H, FitzPatrick D, McGarry P. Investigation of metallic and carbon fibre PEEK fracture fixation devices for three-part proximal humeral fractures. *Med Eng Phys.* 2013;35(6):712-22.
15. Schwitalla A, Müller W-D. PEEK dental implants: a review of the literature. *J Oral Implantol.* 2013;39(6):743-9.
16. Seferli Z, Sarıdağ S. PEEK Polimerinin Dişhekimliğinde Kullanımı. *Selcuk Dent J.* 7(2):354-63.
17. Lümekemann N, Eichberger M, Stawarczyk B. Different PEEK qualities irradiated with light of different wavelengths: Impact on Martens hardness. *Dent Mater.* 2017;33(9):968-75.
18. Koutouzis T, Richardson J, Lundgren T. Comparative soft and hard tissue responses to titanium and polymer healing abutments. *J Oral Implantol.* 2011;37(sp1):174-82.
19. 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):1297-301.
20. Zoidis P, Papathanasiou I, Polyzois G. The use of a modified poly-ether-ether-ketone (PEEK) as an alternative framework material for removable dental prostheses. A clinical report. *J Prosthodont.* 2016;25(7):580-4.
21. Tannous F, Steiner M, Shahin R, Kern M. Retentive forces and fatigue resistance of thermoplastic resin clasps. *Dent Mater.* 2012;28(3):273-8.
22. Costa-Palau S, Torrents-Nicolas J, Brufau-de Barberà M, Cabratosa-Termes J. Use of polyetheretherketone in the fabrication of a maxillary obturator prosthesis: a clinical report. *J Prosthet Dent.* 2014;112(3):680-2.
23. Sproesser O, Schmidlin PR, Uhrenbacher J, Eichberger M, Roos M, Stawarczyk B. Work of adhesion between resin composite cements and PEEK as a function of

- etching duration with sulfuric acid and its correlation with bond strength values. *Int J Adhes Adhes.* 2014;54:184-90.
24. Çalışkan C. Diş Hekimliğinde Polietereeterketon (Peek). *Dent Med J-Review.*2(3):84-94.
25. Hallmann L, Mehl A, Sereno N, Hämmerle CH. The improvement of adhesive properties of PEEK through different pre-treatments. *Appl Surf Sci.* 2012;258(18):7213-8.
26. Rzanny A, Gobel F, Fachet M. BioHPP summary of results for material tests. *Quintessenz Zahntech.* 2013;39:2-10.
27. Zoidis P, Papathanasiou I. Modified PEEK resin-bonded fixed dental prosthesis as an interim restoration after implant placement. *J Prosthet Dent.* 2016;116(5):637-41.
28. Tipton P. High performance polymers-Part one. *Private Dentistry* October. 2015:60-5.
29. Wimmer T, Huffmann AMS, Eichberger M, Schmidlin PR, Stawarczyk B. Two-body wear rate of PEEK, CAD/CAM resin composite and PMMA: Effect of specimen geometries, antagonist materials and test set-up configuration. *Dent Mater.* 2016;32(6):e127-e36.
30. Stawarczyk B, Eichberger M, Uhrenbacher J, Wimmer T, Edelhoff D, Schmidlin PR. Three-unit reinforced polyetheretherketone composite FDPs: influence of fabrication method on load-bearing capacity and failure types. *Dent Mater J* 2015;34(1):7-12.
31. Bağkur M, Nadırov M, Akçaboy C. Kumlamanın polietereeterketon ve rezin siman bağlantı dayanımına etkisi. *Sağlık Akad Kastamonu.*5(3):170-80.
32. Fuhrmann G, Steiner M, Freitag-Wolf S, Kern M. Resin bonding to three types of polyaryletherketones (PAEKs)—durability and influence of surface conditioning. *Dent Mater.* 2014;30(3):357-63.
33. Alqurashi H, Khurshid Z, Syed AUY, Habib SR, Rokaya D, Zafar MS. Polyetherketoneketone (PEKK): An emerging biomaterial for oral implants and dental prostheses. *J Adv Res.* 2021;28:87-95.

34. Moore R, Beredjiklian P, Rhoad R, Theiss S, Cuckler J, Ducheyne P, et al. A comparison of the inflammatory potential of particulates derived from two composite materials. *J Biomed Mater Res.* 1997;34(2):137-47.
35. Choi JW, Song EJ, Shin JH, Jeong TS, Huh JB. In vitro investigation of wear of CAD/CAM polymeric materials against primary teeth. *Mater.* 2017;10(12):1410.
36. Zapparolli D, Peixoto RF, Pupim D, Macedo AP, Toniollo MB, de Mattos MdGC. Photoelastic analysis of mandibular full-arch implant-supported fixed dentures made with different bar materials and manufacturing techniques. *Mater Sci Eng: C.* 2017;81:144-7.
37. Jovanović M, Živić M, Milosavljević M. A potential application of materials based on a polymer and CAD/CAM composite resins in prosthetic dentistry. *J Prosthodont Res.* 2021;65(2):137-47.
38. Kürkçüoğlu I, Küçükeşmen HC, Ozkir SE, Yilmaz B. Effect of surface treatment on roughness and bond strength of CAD-CAM multidirectional glass fiber-reinforced composite resin used for implant-supported prostheses. *Polym Int.* 2021;70(8):1153-8.
39. Erkmen E, Meriç G, Kurt A, Tunç Y, Eser A. Biomechanical comparison of implant retained fixed partial dentures with fiber reinforced composite versus conventional metal frameworks: a 3D FEA study. *J Mech Behav Biomed Mater.* 2011;4(1):107-16.
40. Biris C, Bechir ES, Bechir A, Mola FC, Badiu AV, Oltean C, et al. Evaluations of two reinforced polymers used as metal-free substructures in fixed dental restorations. *Mater Plast.* 2018;55(1):33-7.
41. Beleidy M, Ziada A. Comparative wear analysis of conventional versus CAD/CAM composite veneered PEEK crowns using 3D surface deviation. *Egypt Dent J.* 2022;68(3):2721-31.
42. Kalaycı BB, Bayındır F. Güncel dentalbilgisayar destekli tasarım/bilgisayar destekli üretim sistemleri. *Atatürk Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi.* 25:129-36.
43. Özdoğan A, Bayındır F. CAD/CAM sistemlerindemateryal seçimi ve kullanım alanları. *Atatürk Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi.* 2019;29(2):357-61.

44. Davidowitz G, Kotick PG. The use of CAD/CAM in dentistry. *Dent Clin*. 2011;55(3):559-70.
45. Çetindağ MT, Ayşef M. Diş hekimliğinde kullanılan CAD/CAM (Bilgisayar destekli tasarım/Bilgisayar destekli üretim) sistemleri ve materyaller. *Atatürk Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi*. 2016;26(3):524-33.
46. Beuer F, Schweiger J, Edelhoff D. Digital dentistry: an overview of recent developments for CAD/CAM generated restorations. *Br Dent J*. 2008;204(9):505-11.
47. Strub JR, Rekow ED, Witkowski S. Computer-aided design and fabrication of dental restorations: current systems and future possibilities. *J Am Dent Assoc*. 2006;137(9):1289-96.
48. Tinscherta J, Nattb G, Hassenpflugb S, Spiekermann H. Status of Current CAD/CAM technology in dental medicine stand der aktuellen CAD/CAM-Technik in der Zahnmedizin. *Int J Comput Dent*. 2004;7:25-45.
49. Baroudi K, Ibraheem SN. Assessment of chair-side computer-aided design and computer-aided manufacturing restorations: a review of the literature. *J Int Oral Health*. 2015;7(4):96.
50. Palin W, Burke FT. Trends in indirect dentistry: 8. CAD/CAM technology. *Dent Update*. 2005;32(10):566-72.
51. Feuerstein P. Can technology help dentists deliver better patient care? *J Am Dent Assoc*. 2004;135:11S-6S.
52. Karaalioğlu AGDOF, Duymuş ZY. Diş hekimliğinde uygulanan CAD/CAM sistemleri. *Atatürk üniversitesi diş hekimliği fakültesi dergisi*. 2008;2008(1):25-32.
53. Liu PR. A panorama of dental CAD/CAM restorative systems. *Compend*. 2005;26(7):507-13.
54. Christensen GJ. Computerized restorative dentistry: state of the art. *J Am Dent Assoc*. 2001;132(9):1301-3.
55. Schneider LFJ, Cavalcante LM, Silikas N. Shrinkage stresses generated during resin-composite applications: a review. *J Dent Biomech*. 2010; 2010:131630. doi:10.4061/2010/131630

56. Sakaguchi RL, Powers JM. Craig's restorative dental materials-e-book: Elsevier Health Sci; 2012.
57. Tian M, Gao Y, Liu Y, Liao Y, Xu R, Hedin NE, et al. Bis-GMA/TEGDMA dental composites reinforced with electrospun nylon 6 nanocomposite nanofibers containing highly aligned fibrillar silicate single crystals. *Polymer*. 2007;48(9):2720-8.
58. Altun C. Kompozit dolgu materyallerinde son gelişmeler. *Gulhane Med J*. 2005;47(1):77-82.
59. Chen MH. Update on dental nanocomposites. *J Dent Res*. 2010;89(6):549-60.
60. Dayangac B. Kompozit Rezin Restorasyonlar, Ankara, Güneş Kitabevi LTD. Şti; 2000.
61. Nandini S. Indirect resin composites. *J Conserv Dent*. 2010;13(4):184.
62. Karaarslan ES, Ertas E, Bulucu B. Clinical evaluation of direct composite restorations and inlays: Results at 12 months. *J Restor Dent*. 2014;2(2):70-7.
63. Azeem RA, Sureshababu NM. Clinical performance of direct versus indirect composite restorations in posterior teeth: A systematic review. *J Conserv Dent*. 2018;21(1):2.
64. Menezes Pedrosa Malta DA, Magne P, Monteiro-Junior S. Bond strength and monomer conversion of indirect composite resin restorations, Part 1: Light vs heat polymerization. *J Adhes Dent*. 2014;16(6).
65. Santana IL, Lodovici E, Matos JR, Medeiros IS, Miyazaki CL, Rodrigues-Filho LE. Effect of experimental heat treatment on mechanical properties of resin composites. *Braz Dent J*. 2009;20(3):205-10.
66. Bagis YH, Rueggeberg FA. The effect of post-cure heating on residual, unreacted monomer in a commercial resin composite. *Dent Mater*. 2000;16(4):244-7.
67. Mehl A, Hickel R, Kunzelmann KH. Physical properties and gap formation of light-cured composites with and without 'softstart-polymerization'. *J Dent*. 1997;25(3-4):321-30.
68. Chung K. The relationship between composition and properties of posterior resin composites. *J Dent Res*. 1990;69(3):852-6.

69. Ikeda M, Matin K, Nikaido T, Foxton RM, Tagami J. Effect of surface characteristics on adherence of *S. mutans* biofilms to indirect resin composites. *Dent Mater J*. 2007;26(6):915-23.
70. Ereifej N, Silikas N, Watts DC. Edge strength of indirect restorative materials. *J Dent*. 2009;37(10):799-806.
71. Dérand P, Derand T. Bond strength of luting cements to zirconium oxide ceramics. *Int J Prosthodont*. 2000; 13(2):131-135.
72. Kanar ÖE, Tağtekin D. İndirekt kompozit ve seramik restorasyonlarda yüzey hazırlığı. *Aydın Dent J*. 2021;7(1):57-75.
73. Çulhaoğlu AK, Özkır SE, Şahin V, Yılmaz B, Kılıçarslan MA. Effect of Various Treatment Modalities on Surface Characteristics and Shear Bond Strengths of Polyetheretherketone-Based Core Materials. *J Prosthodont*. 2020;29(2):136-41.
74. Tsuka H, Morita K, Kato K, Kimura H, Abekura H, Hirata I, et al. Effect of laser groove treatment on shear bond strength of resin-based luting agent to polyetheretherketone (PEEK). *J Prosthodont Res*. 2019;63(1):52-7.
75. Silthampitag P, Chaijareenont P, Tattakorn K, Banjongprasert C, Takahashi H, Arksornnukit M. Effect of surface pretreatments on resin composite bonding to PEEK. *Dent Mater J*. 2016;35(4):668-74.
76. Uhrenbacher J, Schmidlin PR, Keul C, Eichberger M, Roos M, Gernet W, et al. The effect of surface modification on the retention strength of polyetheretherketone crowns adhesively bonded to dentin abutments. *J Prosthet Dent*. 2014;112(6):1489-97.
77. Matinlinna JP, Heikkinen T, Özcan M, Lassila LV, Vallittu PK. Evaluation of resin adhesion to zirconia ceramic using some organosilanes. *Dent Mater*. 2006;22(9):824-31.
78. Tüfek E, Buket A. Diş Hekimliğinde Adeziv Sistemler. *Atatürk Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi*. 2019;29(2):340-9.
79. Swift EJ. Dentin/enamel adhesives: review of the literature. *Pediatr Dent*. 2002;24(5):456-61.

80. Berkmen B, Yamanel K, Arhun N. Adeziv sistemlerin sınıflandırılması. Ankara Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi.46(2):115-26.
81. Kazak M, Dönmez N. Geçmişten Günümüze Dentin Bonding Sistemlerindeki Gelişmeler. Bezmiâlem Sci. 2019;7(4):322-30.
82. Hanabusa M, Mine A, Kuboki T, Momoi Y, Van Ende A, Van Meerbeek B, et al. Bonding effectiveness of a new ‘multi-mode’ adhesive to enamel and dentine. J Dent. 2012;40(6):475-84.
83. Van Meerbeek B, Yoshihara K, Yoshida Y, Mine A, De Munck J, Van Landuyt K. State of the art of self-etch adhesives. Dent Mater. 2011;27(1):17-28.
84. Van Landuyt KL, Snauwaert J, De Munck J, Peumans M, Yoshida Y, Poitevin A, et al. Systematic review of the chemical composition of contemporary dental adhesives. Biomaterials. 2007;28(26):3757-85.
85. Van Meerbeek B, Perdigao J, Lambrechts P, Vanherle G. The clinical performance of adhesives. J Dent. 1998;26(1):1-20.
86. Elmas MS, Başaran EG, İzgi AD. Diş hekimliğinde kullanılan bağlanma dayanımı test metotları. Atatürk Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi.31(2):283-8.
87. Ungor M, Onay E, Orucoglu H. Push-out bond strengths: the Epiphany–Resilon endodontic obturation system compared with different pairings of Epiphany, Resilon, AH Plus and gutta-percha. Int Endod J. 2006;39(8):643-7.
88. Scherrer SS, Quinn GD, Quinn JB. Fractographic failure analysis of a Procera® AllCeram crown using stereo and scanning electron microscopy. Dent Mater. 2008;24(8):1107-13.
89. Kakaboura A, Fragouli M, Rahiotis C, Silikas N. Evaluation of surface characteristics of dental composites using profilometry, scanning electron, atomic force microscopy and gloss-meter. J Mater Sci: Mater Med. 2007;18(1):155-63.
90. Joniot S, Salomon JP, Dejou J, Grégoire 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.
91. Jandt KD. Atomic force microscopy of biomaterials surfaces and interfaces. Surf Sci. 2001;491(3):303-32.

92. Meyer G, Amer NM. Novel optical approach to atomic force microscopy. *Appl Phys Lett*. 1988;53(12):1045-7.
93. Paradella TC, Bottino MA. Scanning electron microscopy in modern dentistry research. *Braz Dent Sci*. 2012;15(2):43-8.
94. Ergün G, Yenisey M. Fiberle güçlendirilmiş kompozit (FGK) sabit protezlerin taramalı elektron mikroskop (SEM) ile değerlendirilmesi ve içeriklerinin element analizlerinin (EDS) yapılması. *Ondokuz Mayıs Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi*. 2006;7(2):73-81.
95. Scimeca M, Bischetti S, Lamsira HK, Bonfiglio R, Bonanno E. Energy Dispersive X-ray (EDX) microanalysis: A powerful tool in biomedical research and diagnosis. *Eur J Histochem*. 2018;62(1).
96. Bauer LJ, Mustafa HA, Zaslansky P, Mantouvalou I. Chemical mapping of teeth in 2D and 3D: X-ray fluorescence reveals hidden details in dentine surrounding fillings. *Acta Biomater*. 2020;109:142-52.
97. Binhasan M, Alhamdan MM, Al-Aali KA, Vohra F, Abduljabbar T. Shear bond characteristics and surface roughness of poly-ether-ether-ketone treated with contemporary surface treatment regimes bonded to composite resin. *Photodiagnosis Photodyn Ther*. 2022;38:102765.
98. Wagner A, Wendler M, Petschelt A, Belli R, Lohbauer U. Bonding performance of universal adhesives in different etching modes. *J Dent*. 2014;42(7):800-7.
99. Alsadon O, Moorhead R, Almansour H, Bangalore D, Alageel O, Wood D. Surface characteristics and adhesion of veneering composite resin to PAEK based substructure restorative materials. *J Prosthodont*. 2022.doi.org/10.1111/jopr.13511
100. Chaijareenont P, Prakhamchai S, Silthampitak P, Takahashi H, Arksornnukit M. Effects of different sulfuric acid etching concentrations on PEEK surface bonding to resin composite. *Dent Mater J*. 2018;37(3):385-92.
101. Tsuka H, Morita K, Kato K, Kawano H, Abekura H, Tsuga K. Evaluation of shear bond strength between PEEK and resin-based luting material. *J Oral Biosci*. 2017;59(4):231-6.

102. Grattarola L, Derchi G, Diaspro A, Gambaro C, Salerno M. Local viscoelastic response of direct and indirect dental restorative composites measured by AFM. *Dent Mater J*. 2018;2017-048.
103. Lee KS, Shin MS. Shear bond strength of composite resin to high performance polymer PEKK according to surface treatments and bonding materials. 2017;9(5):350-7.
104. 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):465-72.
105. Keul C, Liebermann A, Schmidlin PR, Roos M, Sener B, Stawarczyk B. Influence of PEEK surface modification on surface properties and bond strength to veneering resin composites. *J Adhes Dent*. 2014;16(4):383-92.
106. Rosentritt M, Preis V, Behr M, Sereno N, Kolbeck C. Shear bond strength between veneering composite and PEEK after different surface modifications. *Clin Oral Invest*. 2015;19(3):739-44.
107. Ma R, Tang T. Current strategies to improve the bioactivity of PEEK. *Int J Mol Sci*. 2014;15(4):5426-45.
108. Schmidlin PR, Stawarczyk B, Wieland M, Attin T, Hämmerle CHF, Fischer J. Effect of different surface pre-treatments and luting materials on shear bond strength to PEEK. *Dent Mater*. 2010;26(6):553-9.
109. 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):1209-16.
110. Stawarczyk B, Thrun H, Eichberger M, Roos M, Edelhoff D, Schweiger J, et al. Effect of different surface pretreatments and adhesives on the load-bearing capacity of veneered 3-unit PEEK FDPs. *J Prosthet Dent*. 2015;114(5):666-73.
111. Lümke mann N, Eichberger M, Stawarczyk B. Bond strength between a high-performance thermoplastic and a veneering resin. *J Prosthet Dent*. 2020;124(6):790-7.
112. Gouveia DDNM, Razzoog ME, Sierraalta M, Alfaro MF. Effect of surface treatment and manufacturing process on the shear bond strength of veneering composite resin

- to polyetherketoneketone (PEKK) and polyetheretherketone (PEEK). *J Prosthet Dent*. 2021.doi.org/10.1016/j.prosdent.2021.02.003
113. Rocha RFV, Anami LC, Campos TMB, Melo RMd, Souza ROdA, Bottino MA. Bonding of the polymer polyetheretherketone (PEEK) to human dentin: effect of surface treatments. *Braz Dent J*. 2016;27:693-9.
 114. 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;83:115-26.
 115. Caglar I, Ates SM, Yesil Duymus Z. An In Vitro Evaluation of the Effect of Various Adhesives and Surface Treatments on Bond Strength of Resin Cement to Polyetheretherketone. *J Prosthodont*. 2019;28(1):e342-e9.
 116. Kern M, Lehmann F. Influence of surface conditioning on bonding to polyetheretherketon (PEEK). *Dent Mater*. 2012;28(12):1280-3.
 117. 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(3):441-8.
 118. Tsuchimoto Y, Yoshida Y, Mine A, Nakamura M, Nishiyama N, Van Meerbeek B, et al. Effect of 4-MET-and 10-MDP-based primers on resin bonding to titanium. *Dent Mater J*. 2006;25(1):120-4.
 119. Luemkemann N, Eichberger M, Murphy RJ, Stawarczyk B. Suitability of the new Aryl-Ketone-Polymer indicated for removable partial dentures: Analysis of elastic properties and bond strength to denture resin. *Dent Mater J*. 2020;39(4):539-46.
 120. Stawarczyk B, Taufall S, Roos M, Schmidlin PR, Lümckemann N. Bonding of composite resins to PEEK: the influence of adhesive systems and air-abrasion parameters. *Clin Oral Invest*. 2018;22(2):763-71.
 121. Çulhaoğlu AK, Özkır SE, Şahin V, Yılmaz B, Kılıçarslan MA. Effect of various treatment modalities on surface characteristics and shear bond strengths of polyetheretherketone-based core materials. *J Prosthodont*. 2020;29(2):136-41.
 122. Brum R, Monich P, Fredel M, Contri G, Ramoa S, Magini R, et al. Polymer coatings based on sulfonated-poly-ether-ether-ketone films for implant dentistry applications. *J Mater Sci: Mater Med*. 2018;29(8):1-9.

123. Abd El-Fattah A, Youssef H, Gepreel MAH, Abbas R, Kandil S. Surface morphology and mechanical properties of polyether ether ketone (PEEK) nanocomposites reinforced by nano-sized silica (SiO₂) for prosthodontics and restorative dentistry. *Polymers*. 2021;13(17):3006.
124. Matsumura H, Yanagida H, Tanoue N, Atsuta M, Shimoe S. Shear bond strength of resin composite veneering material to gold alloy with varying metal surface preparations. *J Prosthet Dent*. 2001;86(3):315-9.
125. Bayraktar ET, Şenol AA, Atalı PY, Tarçın B, Türkmen C. Evaluation of shear bond strength of resin-based CAD/CAM blocks repaired with resin composite. *Eur J Res Dent*. 2021;5(2):70-7.
126. AlJehani YA, Baskaradoss JK, Geevarghese A, AlShehry MA, Vallittu PK. Shear bond strength between fiber-reinforced composite and veneering resin composites with various adhesive resin systems. *J Prosthodont*. 2016;25(5):392-401.
127. Stawarczyk B, Krawczuk A, Ilie N. Tensile bond strength of resin composite repair in vitro using different surface preparation conditionings to an aged CAD/CAM resin nanoceramic. *Clin Oral Invest*. 2015;19(2):299-308.
128. Arpa C, Ceballos L, Fuentes MV, Perdigão J. Repair bond strength and nanoleakage of artificially aged CAD-CAM composite resin. *J Prosthet Dent*. 2019;121(3):523-30.
129. Rinastiti M, Özcan M, Siswomihardjo W, Busscher HJ. Immediate repair bond strengths of microhybrid, nanohybrid and nanofilled composites after different surface treatments. *J. Dent*. 2010;38(1):29-38.

EKLER

EK-1. Özgeçmiş

20 Eylül 1995 tarihinde Nevşehir’ de doğdum. İlköğremime Diyarbakır’ da başlamış olup lise eğitimimi Kayseri’ de tamamladım. 2013 yılında kazandığım Selçuk Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi’ nden 2018 yılında 3.25 akademik ortalama ile mezun oldum. 2019 yılı Ocak ayında İnönü Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı’nda uzmanlık eğitime başladım ve halen aynı Anabilim Dalı’nda araştırma görevlisi olarak çalışmaktayım.



EK-2. Etik Kurul Onayına Gerek Olmadığına Dair Belge

9 Mart 2019 tarih ve 30709 sayılı T.C. Resmi Gazete’de yayımlanan ‘Geleneksel ve Tamamlayıcı Tıp Uygulamalarının Klinik Araştırmaları Hakkında Yönetmelik’in 1. Bölüm, 2. Madde, 1. Fıkrası (Bu Yönetmelik insanlar üzerinde yapılacak olan 27/10/2014 tarihli ve 29158 sayılı Resmî Gazete’de yayımlanan Geleneksel ve Tamamlayıcı Tıp Uygulamaları Yönetmeliğinde yer alan geleneksel ve tamamlayıcı tıp uygulamalarının klinik araştırmalarını, klinik araştırma yerlerini ve bu araştırmaları gerçekleştirecek gerçek veya tüzel kişileri kapsar.) gereğince, bu çalışmanın bir klinik araştırma değil, sadece laboratuvar çalışması olması nedeniyle etik kurul kararı alınmamıştır.

