

T.C.

DİCLE ÜNİVERSİTESİ

DİŞ HEKİMLİĞİ FAKÜLTESİ



**PEEK (POLYETER ETER KETON) ALTYAPILI RESTORASYONLARDA
UYGULANAN FARKLI TAMİR YÖNTEMLERİNİN BAĞLANMA DİRENCİ
ETKİNLİĞİNİN DEĞERLENDİRİLMESİ**

DİŞ HEKİMLİĞİNDE UZMANLIK TEZİ

DT. NUMAN ÇETİNKAYA

DANIŞMAN

PROF. DR. ZELAL SEYFİOĞLU POLAT

PROTETİK DİŞ TEDAVİSİ ANABİLİM DALI

DİYARBAKIR-2020

T.C.

DİCLE ÜNİVERSİTESİ

DİŞ HEKİMLİĞİ FAKÜLTESİ



**PEEK (POLYETER ETER KETON) ALTYAPILI RESTORASYONLARDA
UYGULANAN FARKLI TAMİR YÖNTEMLERİNİN BAĞLANMA DİRENCİ
ETKİNLİĞİNİN DEĞERLENDİRİLMESİ**

DİŞ HEKİMLİĞİNDE UZMANLIK TEZİ

DT. NUMAN ÇETİNKAYA

DANIŞMAN

PROF. DR. ZELAL SEYFİOĞLU POLAT

PROTETİK DİŞ TEDAVİSİ ANABİLİM DALI

Dicle Üniversitesi Araştırma ve Proje Koordinatörlüğünün DÜBAP DİŞ.19.007'nolu
projesi tarafından desteklenmiştir.

DİYARBAKIR-2020



T.C.
DİCLE ÜNİVERSİTESİ
DİŞ HEKİMLİĞİ FAKÜLTESİ
DEKANLIĞI



ONAY

Dicle Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı Uzmanlık öğrencisi **Dt. Numan Çetinkaya**'nın hazırladığı **“PEEK (Polyeter Eter Keton) Altyapılı Restorasyonlarda Uygulanan Farklı Tamir Yöntemlerinin Bağlanma Direnci Etkinliğinin Değerlendirilmesi”** başlıklı Uzmanlık Tezi **06/11/2020** tarihinde “Tıpta ve Diş Hekimliğinde Uzmanlık Eğitimi Yönetmeliğinin” ilgili maddeleri uyarınca kapsam ve bilimsel kalite yönünden tarafımızdan değerlendirilerek **Başarılı / Başarısız** olarak kabul edilmiştir.

Tez Danışmanı: Prof. Dr. Zelal Seyfioğlu POLAT

Jüri Üyesinin

Ünvanı	Adı ve Soyadı	Kurumu	İmza
Başkan:	Prof. Dr. Sadullah ÜÇTAŞLI	ANKARA Üniversitesi	
Üye:	Prof. Dr. Zelal Seyfioğlu POLAT	DİCLE Üniversitesi	
Üye:	Prof. Dr. Remzi NİĞİZ	DİCLE Üniversitesi	
Üye:	Doç. Dr. Emine Göncü BAŞARAN	DİCLE Üniversitesi	
Üye:	Doç. Dr. Yalçın DEĞER	DİCLE Üniversitesi	

Yukarıdaki imzalar tasdik olunur.

11.11.2020

Prof. Dr. Tahsin KILIÇOĞLU
Dicle Üniversitesi
Diş Hekimliği Fakültesi Dekanı V.

BEYAN

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

Dt. Numan ÇETİNKAYA

TEŞEKKÜR

Bu günlere gelmemi sağlayan hayatımın her anında hiçbir desteğini esirgemeyip yanımda olan aileme,

Uzmanlık eğitimim boyunca hem klinik bilgisi, hem akademik bilgi birikimi, hemde hayat tecrübesiyle yanımda duran ve akademik anlamda gelişmeme ışık tutan Prof. Dr. Zelal Seyfioğlu POLAT’a,

Uzmanlık eğitimim boyunca desteğini eksik etmeyen değerli hocamlarıma, anabilim dalı personeline ve fakülte personeline,

Eş kıdemim, uzmanlığın her alanında beraber olduğum ve birçok zorluğu beraber aştığım Dt. Saygın Elmas’a,

İstatistik analizlerinde desteğini eksik etmeyen Dr.Öğr.Üyesi Ersin Uysal ‘a,
Sonsuz teşekkürlerimi sunuyorum...

İÇİNDEKİLER

BEYAN.....	i
TEŞEKKÜR.....	iii
İÇİNDEKİLER	iv
ŞEKİLLER DİZİNİ.....	ix
TABLolar DİZİNİ	xii
RESİMLER DİZİNİ.....	xiv
SİMGELER ve KISALTMALAR DİZİNİ	xix
ÖZET.....	1
ABSTRACT.....	3
1. GİRİŞ ve AMAÇ	5
2. GENEL BİLGİLER	11
2.1 Sabit Protetik Tedaviler ve Tarihçe.....	11
2.1.1 Dental seramikler	12
2.1.2 Polieter eter keton (PEEK).....	16
2.1.2.1 Polieter eter keton (PEEK) yapısı	17
2.1.2.2 Polieter eter keton (PEEK)'un kullanım alanları	20
2.1.2.2.1 Endüstriyel kullanım alanları	20
2.1.2.2.2 PEEK'in medikal kullanım alanları	21
2.1.2.2.2.1 Tıpta kullanım alanları	21
2.1.2.2.2.2 PEEK materyalinin dental kullanım alanları.....	25
2.1.2.2.2.2.1 PEEK'in implant materyali olarak kullanımı.....	25
2.1.2.2.2.2.2 PEEK'in İmplant abutment materyali olarak kullanımı.....	28
2.1.2.2.2.2.3 PEEK'in hareketli bölümlü protezlerde alt yapı materyali olarak kullanımı	30
2.1.2.2.2.2.4 İmplant destekli barlı protezlerde kullanımı	31
2.1.2.2.2.2.5 PEEK'in kron-köprü restorasyonlarında altyapı materyali olarak kullanımı	32
2.1.2.3 PEEK'in diğer protetik materyallere göre üstün özellikleri.....	33
2.1.2.4 PEEK alt yapının üretim yöntemleri	34
2.1.2.4.1 Enjeksiyon kalıplama yöntemi	34

2.1.2.4.2 CAD/CAM (Bilgisayar Destekli Tasarım/Bilgisayar Destekli Üretim) yöntemi.....	35
2.1.2.4.2.1 CAD/CAM: (Computer-Aided Design/Computer-Aided Manufacturing)	35
2.1.2.4.2.1.1 Dental CAD/CAM sistemlerin avantajları	38
2.1.2.4.2.1.2 Dental CAD/CAM sistemlerin dezavantajları	39
2.1.2.4.2.1.3 Dental CAD/CAM sistemlerin başarısı için gereken faktörler	39
2.1.2.4.2.1.4 CAD/CAM sistemlerde kullanılan materyaller.....	40
2.1.2.4.2.1.5 PEEK altyapı materyalinin CAD/CAM ile hazırlanması.....	41
2.1.2.4.2.1.5.1 Modelin üç boyutlu taranması (Scanning)	41
2.1.2.4.2.1.5.1.1 Mekanik tarayıcı	41
2.1.2.4.2.1.5.1.2 Optik tarayıcı.....	41
2.1.2.4.2.1.5.2 Bilgisayar destekli dizayn için yazılım (Software)	42
2.1.2.4.2.1.5.3 Üretim cihazları (Hardware)	42
2.1.2.4.2.1.5.3.1 Katı bloktan aşındırılması yöntemi	42
2.1.2.5 PEEK'in yüzey modifikasyon yöntemleri	43
2.1.2.5.1 Al ₂ O ₃ ile kumlama	44
2.1.2.5.2 Tribokimyasal silika kaplama	44
2.1.2.5.3 Asitlerle yüzey modifikasyonu	45
2.1.2.5.4 Plazma ile yüzey modifikasyonu	46
2.1.2.5.5 Lazer ile yüzey modifikasyonu	46
2.1.2.6 Alt yapı ve üst yapı bağlanma şekilleri	47
2.1.2.7 Restorasyonların kırılma nedenlerinde etkili olan faktörler.....	48
2.1.3 Bağlanma dayanımı ölçüm yöntemleri	49
2.1.3.1 Makaslama bağlanma dayanımı testi (Shear test).....	49
2.1.3.2 Çekme (Tensile) testi	50
2.1.4 Yüzey analiz yöntemleri	50
2.1.4.1 Profilometre analizi	50
2.1.4.1.1 Mekanik profilometreler	51
2.1.4.1.2 Optik profilometreler	51
2.1.4.2 SEM (Tarayıcı Elektron Mikroskobu) analizi.....	51
2.1.4.3 AFM (Atomik Kuvvet Mikroskobu) analizi	52

2.1.4.4 EDX (Enerji Dağılım Spektrometresi) analizi	52
2.1.5 Temas açısı ölçüm yöntemleri	53
2.1.6 Tamir materyali olarak kompozit rezinler.....	53
2.1.6.1 Kompozit rezinlerin özellikleri ve yapısı	53
2.1.6.2 Kompozit rezinlerin sınıflandırılması	54
2.1.7 Diş Hekimliği uygulamalarında adeziv sistemler	56
2.1.7.1 Adezyon	56
2.1.7.2 İdeal bir adezivde bulunması gereken özellikler.....	56
2.1.7.3 Adeziv bağlantı direnci	57
2.1.7.4 Adeziv sistemlerin sınıflandırılması	58
2.1.7.4.1 Tarihsel gelişimlerine göre.....	58
2.1.7.4.2 Uygulama şekillerine göre	58
2.1.7.4.3 Adeziv ile diş dokuları arasındaki ilişkiye göre	58
2.1.7.4.4 Uygulama sayısına göre	59
2.1.8 Ağız içi porselen tamir yöntemleri ve materyalleri.....	60
2.1.8.1 Ağız içi tamirin önemi	62
2.1.8.2 Tamir yöntemlerinin sınıflandırılması	63
2.1.8.2.1 Direkt Yöntemler	64
2.1.8.2.1.1 Kompozit rezinler kullanılarak tamir yöntemi.....	64
2.1.8.2.1.2 Kırık parçanın simantasyonu yolu ile tamir yöntemi.....	64
2.1.8.2.2 İndirekt yöntemler	64
2.1.8.2.2.1 Laminate faset uygulaması.....	64
2.1.8.2.2.2 Overcasting yöntemiyle metal-porselen kron uygulaması.....	65
2.1.8.3 Tamir işleminde uygulanan yüzey hazırlıkları.....	65
2.1.8.3.1 Asit uygulaması.....	65
2.1.8.3.1.1 Hidroflorik asit.....	65
2.1.8.3.1.2 Fosforik asit.....	66
2.1.8.3.1.3 Asidüle fosfat florür	66
2.1.8.3.2 Kumlama	66
2.1.8.3.2.1 Al ₂ O ₃ partikülleriyle kumlama.....	66
2.1.8.3.2.2 SiO ₂ partikülleriyle kumlama.....	67
2.1.8.3.3 Frezle pürüzlendirme	67

2.1.8.3.4 Silan uygulanması	67
2.1.8.3.5 Kombine uygulamalar	67
2.1.8.3.6 Fiber takviyesiyle güçlendirme	68
3. GEREÇ ve YÖNTEM.....	69
3.1 CAD/CAM ile PEEK örneklerin hazırlanması	73
3.2 Üretilen PEEK bloklara yüzey işlemlerinin yapılması	80
3.2.1 Hiçbir yüzey işlemi uygulanmamış örnek yüzeyi.....	80
3.2.2 Sülfürik asit ile yüzey işlemi uygulanması	80
3.2.3 Cojet ile yüzey işlemi uygulanması	81
3.3 PEEK blokların yüzeylerinin Taramalı Elektron Mikroskopunda (SEM) incelenmesi.....	83
3.4 PEEK blokların yüzeylerinin Enerji Dağılım Spektrometresi (EDX) analizi....	84
3.5 PEEK blokların yüzeylerinin Atomik Kuvvet Mikroskobu (AFM) ile incelenmesi	85
3.6 PEEK blokların yüzeylerinin X-Işını Difraktometresi (XRD) ile incelenmesi .	85
3.7 PEEK blokların yüzeylerinin ıslanma açılarının analizi	86
3.8 PEEK alt yapının üzerine veneer materyalinin uygulanması.....	86
3.8.1 Veneer materyalinin mevcut olduğu durumlar	88
3.8.1.1 Veneer materyalinin mevcut olduğu durumlar için negatif gode oluşturulması	88
3.8.2 Veneer materyalinin mevcut olmadığı durumlar	90
3.8.2.1 Veneer materyalinin mevcut olmadığı durumlar için negatif gode oluşturulması	90
3.9 Kontrol grubunun hazırlanması.....	92
3.10 Veneer üst yapının oluşturulması.....	96
3.10.1 Veneer üst yapının mevcut olduğu durumlar	96
3.10.1.1 Örneklerin veneer materyali ile adezyonunun sağlanması.....	96
3.10.1.1.1 Veneer materyalinin Super Bond ile yapıştırılması	97
3.10.1.1.2 Veneer materyalinin 3M bond ve akıcı kompozit ile yapıştırılması	99
3.10.2 Veneer üst yapının mevcut olmadığı durumlar	100
3.10.2.1 PEEK alt yapı örneklerine veneer materyali ile veneer üst yapının uygulanması	100

3.11 Örneklerin makaslama kuvvetlerine karşı tamir bağlanma dayanımının değerlendirilmesi.....	103
3.12 Ayrılma şekillerinin incelenmesi	105
3.13. İstatistiksel Değerlendirme.....	107
4. BULGULAR.....	108
4.1. Makaslama bağlanma dayanım testi bulguları.....	109
4.1.1. Farklı tamir yöntemlerinin, veneer üst yapı materyalinin mevcut olması durumunda karşılaştırılması.	111
4.1.2. Farklı tamir yöntemlerinin, veneer üst yapı materyalinin mevcut olmadığı durumda karşılaştırılması;.....	115
4.2. Yüzey işlemi uygulanması sonrası PEEK alt yapının SEM analizi.....	118
4.3. Yüzey işlemi uygulanan ve uygulanmayan PEEK alt yapının EDX analizi bulguları	125
4.4. Yüzey işlemi uygulanan ve uygulanmayan PEEK alt yapının XRD analizi bulguları	130
4.5. Yüzey işlemi uygulanan ve uygulanmayan PEEK alt yapının Atomik Kuvvet Mikroskobu (Afm) analizi bulguları	136
4.6. Yüzey işlemi uygulanmayan ve uygulanan PEEK alt yapının ıslanma açılarının bulguları	139
4.7. Makaslama bağlanma dayanımı testi sonrası kopma yüzey analizi bulguları .	142
4.8. Kırılma tipleri.....	143
5. TARTIŞMA	146
6. SONUÇ ve ÖNERİLER.....	164
7. KAYNAKÇA.....	166
8. BENZERLİK	191
9. ÖZGEÇMİŞ	192

ŞEKİLLER DİZİNİ

Şekil 1: Homopolimerin ve monomerin şematize edilmiş şekli.

Şekil 2: Lineer, dallı homopolimerlerin ve kopolimerin şematize edilmiş şekli.

Şekil 3: PEEK materyalinin kimyasal formülü.

Şekil 4: Çalışmamızda izlenen yöntem.

Şekil 5: Üretilecek akrilik, PEEK ve veneer materyallerinin boyutlarının şematize görüntüsü.

Şekil 6: Farklı yüzey uygulamalarının yapıldığı, farklı yöntemlerle veneer materyalinin oluşturulduğu veneer üst yapı ile PEEK alt yapının tamir bağlantı değerlerinin makaslama testi ve standart sapma değerleri.

Şekil 7: Veneer materyali mevcut olup makaslama testi uygulanan grupların ortalama değerleri ve standart sapmaları.

Şekil 8: Makaslama testi uygulanan veneer materyalinin mevcut olduğu, kontrol grubu, 1. yapıştırıcının kullanıldığı Grup 2 ve 2. yapıştırıcının kullanıldığı Grup 3 ortalama ve standart sapma değerleri.

Şekil 9: Makaslama testi uygulanan veneer materyalinin mevcut olduğu ve adeziv materyal olarak 1. yapıştırıcının kullanıldığı gruplarda, yüzey işleminin etkisinin değerlendirilmesi.

Şekil 10: Makaslama testi uygulanan veneer materyalinin mevcut olduğu ve adeziv materyal olarak 2. yapıştırıcının kullanıldığı gruplarda, yüzey işleminin etkisinin değerlendirilmesi.

Şekil 11: Makaslama testi uygulanan farklı tamir yöntemlerinin, veneer üst yapı materyalinin mevcut olmadığı durumda karşılaştırılması etkisinin değerlendirilmesi.

Şekil 12: Makaslama testi uygulanan veneer materyalinin mevcut olmadığı ve veneer materyali olarak PEEK'in veneer materyalinin kullanıldığı gruplarda yüzey işlemi etkisinin değerlendirilmesi.

Şekil 13: Makaslama testi uygulanan veneer materyalinin mevcut olmadığı ve veneer materyali olarak 3M kompozit materyalinin kullanıldığı gruplarda yüzey işleminin etkisinin değerlendirilmesi.

Şekil 14: Yüzey işlemi olarak Al_2O_3 uygulanmış kontrol grubu PEEK blok yüzeyinin x500, x1000, x2500, x5000, x10000 büyütmede SEM görüntüsü.

Şekil 15: Yüzey işlemi uygulanmamış PEEK blok yüzeyinin x100, x500, x1000, x2500, x5000, x10000 büyütmede SEM görüntüsü.

Şekil 16: Yüzey işlemi olarak asit uygulanmış PEEK blok yüzeyinin x100, x500, x1000, x2500, x5000, x10000 büyütmede SEM görüntüsü.

Şekil 17: Yüzey işlemi olarak cojet uygulanmış PEEK blok yüzeyinin x100, x500, x1000, x2500, x5000, x10000 büyütmede SEM görüntüsü.

Şekil 18: Sırasıyla hiçbir yüzey işlemi uygulanmamış (1-İ), asit ile yüzey pürüzlendirme işlemi uygulanmış (1-A) ve cojet ile yüzey pürüzlendirme işlemi yapılan(1-C) PEEK yüzeylerinin X 10.000 büyütmedeki SEM görüntüleri.

Şekil 19: 110 μm partikül boyutunda Al_2O_3 kumu uygulanmış kontrol grubu PEEK yüzeyine ait EDX analiz grafiği.

Şekil 20: Hiçbir yüzey işlemi uygulanmamış PEEK yüzeyine ait EDX analiz grafiği.

Şekil 21: Asit yüzey işlemi uygulanmış PEEK yüzeyinin EDX analizi.

Şekil 22: Hiçbir yüzey işlemi uygulanmayan (Mavi) ve asit (Kırmızı) ile yüzey işlemi uygulanan PEEK örneklerin EDX analizlerinin karşılaştırılması.

Şekil 23: Cojet yüzey işlemi uygulanmış PEEK yüzeyinin EDX analizi.

Şekil 24: Hiçbir yüzey işlemi uygulanmayan (Mavi) ve cojet (Yeşil) ile yüzey işlemi uygulanan PEEK örneklerin EDX analizlerinin karşılaştırılması.

Şekil 25: Hiçbir yüzey işlemi uygulanmamış (Mavi), asit (Kırmızı) ve cojet (Yeşil) ile yüzey işlemi yapılan PEEK örneklerin EDX analizlerinin karşılaştırılması.

Şekil 26: 110 μm partikül boyutunda Al_2O_3 kumu uygulanmış kontrol grubu PEEK yüzeyine ait XRD analiz grafiği.

Şekil 27: Herhangi bir işlem uygulanmamış PEEK yüzeyinin XRD analiz grafiği.

Şekil 28: Sülfürik asit ile yüzey işlemi uygulanmış PEEK yüzeyinin XRD analiz grafiği.

Şekil 29: Cojet ile yüzey işlemi uygulanmış PEEK yüzeyinin XRD analiz grafiği.

Şekil 30: Herhangi bir işlem uygulanmamış ve sülfürik asit uygulanmış PEEK yüzeyinin XRD analiz grafiği.

Şekil 31: Herhangi bir işlem uygulanmamış ve cojet uygulanmış PEEK yüzeyinin XRD analiz grafiği.

Şekil 32: Asit ve cojet uygulanmış PEEK yüzeyinin XRD analiz grafiği.

Şekil 33: Herhangi bir işlem uygulanmamış, asit ve cojet uygulanmış PEEK yüzeyinin XRD analiz grafiği.

Şekil 34: 110 µm partikül boyutunda Al₂O₃ kumu uygulanmış kontrol grubu, herhangi bir işlem uygulanmamış, asit ve cojet uygulanmış PEEK yüzeyinin XRD analiz grafiği.

Şekil 35: Hiçbir yüzey işlemi uygulanmamış PEEK yüzeyinin Ra değeri.

Şekil 36: Asit ile yüzey işlemi uygulanmış PEEK yüzeyinin Ra değeri.

Şekil 37: Cojet ile yüzey işlemi uygulanmış PEEK yüzeyinin Ra değeri.

Şekil 38: Makaslama testi uygulanan örneklerde görülen ayrılma tiplerinin sayılarının şematize edilmiş şekli.

Şekil 39: Makaslama testi uygulanan örneklerde görülen ayrılma tiplerinin yüzdelik grafikleri.

TABLÖLAR DİZİNİ

Tablo 1: PEEK polimerinin özellikleri.

Tablo 2: Çeşitli PEK polimerlerinin camlaşma noktası (T_g) ve erime noktası (T_m).

Tablo 3: PEEK lifleri ile bazı liflerin özelliklerinin karşılaştırılması.

Tablo 4: Kompozit rezinlerde sınıflandırılması.

Tablo 5: Restorasyon çeşidine göre ağız içi tamir öncesi tercih edilen işlemler.

Tablo 6: Çalışmada kullanılan materyaller.

Tablo 7: Çalışmada kullanılan cihazlar.

Tablo 8: Deney için hazırlanan gruplar.

Tablo 9: Tamir bağlanma değerlerinin araştırılmasında, PEEK blokların yüzeylerinde oluşturulan farklı yüzey uygulamaları.

Tablo 10: Tamir bağlanma değerlerinin araştırılmasında, PEEK blokların üst yapı materyalinin mevcut olup olmaması.

Tablo 11: Tamir bağlanma değerlerinin araştırılmasında veneer materyali mevcut olduğunda, veneer materyalinin alt yapıya yapıştırılması için kullanılan adeziv materyal.

Tablo 12: Tamir bağlanma değerlerinin araştırılmasında veneer materyali mevcut olmadığında, veneer materyalinin farklı materyallerden oluşturulması.

Tablo 13: Farklı yüzey uygulamalarının yapıldığı, farklı yöntemlerle veneer materyalinin oluşturulduğu veneer üst yapı ile PEEK alt yapının tamir bağlantı değerlerinin makaslama testi ve standart sapma değerleri.

Tablo 14: Veneer materyali mevcut olup olmamasına göre makaslama testi uygulanan grupların standart sapmaları.

Tablo 15: 110 µm partikül boyutunda Al₂O₃ kumu uygulanmış kontrol grubu PEEK örneklerine ait EDX analiz verileri.

Tablo 16: Herhangi bir yüzey işlemi uygulanmamış PEEK örneklerine ait EDX analiz verileri.

Tablo 17: Asit grubuna ait EDX analiz verileri.

Tablo 18: Cojet grubuna ait EDX analiz verileri.

Tablo 19: Çalışmamızda kullanılan yüzey pürüzlendirme işlemleri uygulanan örneklerin yüzey pürüzlülük alan değerleri.

Tablo 20: Hiçbir yüzey işlemi uygulanmamış, asit ile yüzey pürüzlendirme işlemi uygulanan ve cojet ile yüzey pürüzlendirme işlemi uygulanan örneklerle ait yüzey pürüzlülük değerleri.

Tablo 21: Makaslama bağlantı testi sonucunda, üst yapı kompoziti ile PEEK alt yapı arasındaki ayrılma şekillerinin gruplara göre ayrılma sayıları.

Tablo 22: Makaslama bağlantı testi sonucunda, üst yapı kompoziti ile PEEK alt yapı arasındaki ayrılma şekillerinin oranları.

RESİMLER DİZİNİ

Resim 1: Çubuk ve levha şeklindeki dolduruculu, doldurucusuz 'Saf' PEEK.

Resim 2: Metal barlar.

Resim 3: PEEK barlar.

Resim 4: Üretilcek alt yapı ve üst yapı veneerlerin akrilik bloklardan CAD/CAM teknolojisi kullanılarak üretimi için tasarlanması.

Resim 5: Alt yapı akrilik blokların ve veneer materyalinin CAD/CAM teknolojisi kullanılarak üretimi.

Resim 6: CAD/CAM teknolojisi kullanılarak hazırlanan akrilik alt yapı blokların ve veneerlerin görüntüsü.

Resim 7-a: CAD/CAM teknolojisi kullanılarak üretilen alt yapı akrilik bloğun yüksekliğinin kontrol edilmesi.

Resim 7-b: CAD/CAM teknolojisi kullanılarak üretilen alt yapı akrilik bloğun uzunluğunun kontrol edilmesi.

Resim 7-c: CAD/CAM teknolojisi kullanılarak üretilen alt yapı akrilik bloğun genişliğinin kontrol edilmesi.

Resim 8-a: CAD/CAM teknolojisi kullanılarak üretilen veneer üst yapı materyalinin yüksekliğinin kontrol edilmesi.

Resim 8-b: CAD/CAM teknolojisi kullanılarak üretilen veneer üst yapı akrilik bloğun uzunluğunun kontrol edilmesi.

Resim 8-c: CAD/CAM teknolojisi kullanılarak üretilen veneer üst yapı akrilik bloğun genişliğinin kontrol edilmesi.

Resim 9: Çalışmamızda kullanılan PEEK alt yapı örneklerinin CAD/CAM teknolojisi kullanılarak, 5,0 mm, 5,4 mm ve 13,0 mm boyutlarında olacak şekilde üretilmesi.

Resim 10: CAD/CAM teknolojisi kullanılarak üretimi yapılan PEEK blokların görüntüsü.

Resim 11: CAD/CAM teknolojisi kullanılarak üretimi yapılan PEEK alt yapı bloğunun görüntüsü.

Resim 12-a: CAD/CAM teknolojisi kullanılarak üretimi yapılan PEEK alt yapı bloğunun genişliğinin kontrol edilmesi.

Resim 12-b: PEEK alt yapı bloğunun yüksekliğinin kontrol edilmesi.

Resim 12-c: PEEK alt yapı bloğunun uzunluğunun kontrol edilmesi.

Resim 13: Hiçbir yüzey işlemi uygulanmamış PEEK örnek yüzeyi.

Resim 14: PEEK alt yapı örneğine sülfürik asit uygulanma işlemi görüntüsü.

Resim 15: Sülfürik asit uygulanmış PEEK örneğin yüzey görüntüsü.

Resim 16: Bütün örnekler 10 mm mesafede uygulama yapabilmek için alt tabanı silikondan, PEEK blokların oturabileceği bir yuva içeren, üst kısmı ise plastikten oluşturulan sistemin görüntüsü.

Resim 17: Çalışmamızda PEEK örnek yüzeylerinin kumlama işleminde kullanılan Cojet cihazının görüntüsü.

Resim 18: PEEK örnek yüzeylerinin Cojet ile kumlama işleminin görüntüsü.

Resim 19: Cojet ile yüzey işlemi uygulanmış PEEK yüzeyinin görüntüsü.

Resim 20: Yüzey işlemi yapılan örneklerin yüzeylerinin SEM analizinin yapılması.

Resim 21: Yüzey işlemi uygulanmamış ve uygulanmış PEEK örneklerinin EDX incelemesi.

Resim 22: Yüzey işlemi uygulanan PEEK örneklerin AFM cihazında incelenmesi.

Resim 23: Yüzey işlemi uygulanan ve uygulanmayan PEEK yüzeylerin XRD cihazında incelenmesi.

Resim 24: CAD/CAM teknolojisi ile üretilen akrilik veneer materyalinin silikona gömülmüş görüntüsü.

Resim 25: Silikona gömülmüş veneer materyaline plak uygulanması.

Resim 26: Hazırlanan negatif gödenin görüntüsü.

Resim 27: Hazırlanan akrilik veneer üst yapının görüntüsü.

Resim 28: Negatif gode oluşturmak için yapıştırılan alt yapı ve veneer materyalinin görüntüsü.

Resim 29: Birbirine yapıştırılan alt yapı ve veneer materyalinin silikona gömülmüş görüntüsü.

Resim 30: Silikona gömülmüş alt yapı ve veneer materyalinin plak basılmış görüntüsü.

Resim 31: Hazırlanan negatif godelerin görüntüsü.

Resim 32: Hazırlanan negatif godelerin alt yapı materyalinin yerleştirilerek kontrol edilmesi görüntüsü.

Resim 33: Renfert Basic eco kumlama cihazı görüntüsü.

Resim 34: Renfert Basic eco (Strahlmittel, Almanya) kumlama cihazında kumlama işlemi yapılan PEEK rnek görüntüsü.

Resim 35: Kumlama işlemi yapılan PEEK rneğin sıcak buhar uygulanması.

Resim 36: Sıcak buhar işlemi yapılan PEEK rneğin kurutulması.

Resim 37: PEEK rnek yüzeyine uygulanan Visio.link’in görüntüsü.

Resim 38: PEEK rneğe Visio.link uygulanması.

Resim 39: Visio.link uygulanan PEEK yüzeyine ışık uygulanması.

Resim 40: PEEK örneğe kompozit veneer st yapı materyalinin uygulanması ve örneğe ışık uygulanması.

Resim 41: Çalışmamızda adeziv sistem olarak kullanılan Super Bond sisteminin görüntüsü.

Resim 42: Çalışmamızda adeziv sistem olarak kullanılan 3M Bond ve 3M akıcı kompozit görüntüsü.

Resim 43: Super bond uygulanacak PEEK rneğin yüzey işlemi yapılmış görüntüsü.

Resim 44: Super Bond hazırlanma görüntüsü.

Resim 45: Yüzey işlemi yapılan PEEK rneğe Super Bondun uygulanma görüntüsü.

Resim 46: Yüzey işlemleri yapılan PEEK örneğe Super Bondun uygulanması görüntüsü.

Resim 47: Yüzey işlemleri yapılan PEEK örnek görüntüsü.

Resim 48: Yüzey işlemleri yapılan PEEK örneğe 3M Bondun uygulanma görüntüsü.

Resim 49: PEEK örneğe 3M Akıcı kompozitin uygulanma görüntüsü.

Resim 50: Veneer materyalinin 3M Bond ve 3M akıcı kompozit ile PEEK alt yapıya uygulanmış görüntüsü.

Resim 51 (A, B): PEEK örneğe 3M Bond ve Visio.link'in uygulanması.

Resim 52 (A, B): 3M Bond ve Visio.link'in uygulanan PEEK örneklerin negatif gödeye yerleştirilmesi.

Resim 53 (A, B): 3M kompozit ve Crea.link'in uygulanan PEEK örneklerin negatif göde içindeki PEEK alt yapıya uygulanması.

Resim 54: Veneer üst yapısı oluşturulmuş tüm örneklerin görüntüsü.

Resim 55: Örneklerin tamir bağlama dayanımının mikrotensile/shear cihazı ile değerlendirilmesi.

Resim 56: Test örneğinin görüntüsü.

Resim 57: Test örneğine kuvvet uygulanması.

Resim 58: Örneğe kuvvet uygulanması.

Resim 59: Stereomikroskop görüntüsü.

Resim 60: Adeziv tip ayrılma (A); üst yapı kompozitinin PEEK alt yapıdan tamamen ayrılması.

Resim 61: Koheziv tip ayrılma(K); üst yapı kompozitinin PEEK alt yapıdan tamamen kendi içinde kırıldığı ayrılması.

Resim 62: Kombine tip ayrılma (A+K); adeziv ve koheziv ayrılmanın birlikte görüldüğü ayrılmadır.

Resim 63: 110 μm partikül boyutunda Al_2O_3 kumu uygulanmış kontrol grubu PEEK örneğinin temas açısı değeri.

Resim 64: Hiçbir yüzey işlemi uygulanmamış PEEK örneğinin temas açısı değeri.

Resim 65: Asit ile yüzey işlemi uygulanmış PEEK örneğinin temas açısı değeri.

Resim 66: Cojet ile yüzey işlemi uygulanmış PEEK örneği ($78,6^\circ$)'nin temas açısı değeri.

Resim 67: Adeziv tip (A) ayrılma.

Resim 68: Koheziv tip (K) ayrılma.

Resim 69: Kombine tip (A+K) ayrılma.



SİMGELER ve KISALTMALAR DİZİNİ

Al₂O₃	Alüminyum Oksit
AFM	(Atomic Force Microscope) Atomik Kuvvet Mikroskobu
BT	Bilgisayarlı Tomografi
CAD/CAM	(Computer-Aided Design/ Computer-Aided Manufacturing) Bilgisayar Destekli Tasarım/Bilgisayar Destekli Üretim
CFR-PEEK	(Carbon Fiber Reinforced- PEEK) Karbon Fiber ile Güçlendirilmiş– PEEK
cm	Santimetre
Co	Kobalt
Cr	Krom
DNA	Deoksiribo Nükleik Asit
EDX	(Energy-Dispersive X-ray Spectroscopy) Enerji Dağılım Spektrometresi
g/mol	Gram /Mol
g/cm³	Gram/Santimetreküp
Gpa	Gigapaskal
HA	Hidroksi Apatit
HA/PEEK	Hidroksi Apatit/ Polieter Eter Keton

HPPE	(High Performance Polyethylene) Yüksek Performanslı Polietilen
H₂SO₄	Sülfürik Asit
H₂O₂	Hidrojen Peroksit
H₂SO₅	Peroksimonosülfürik Asit
LASER	(Light Amplification by Stimulated Emission of Radiation) Lazer
mm	Milimetre
mm²	Milimetre kare
MMA	Metilmetakrilat
Mpa	Mega paskal
MRI	(Magnetic Resonance Imaging) Manyetik Rezonans Görüntüleme
N	Newton
N	Toplam Örnek Sayısı
n	Örnek Sayısı
Ncm	Newton Santimetre
NiTi	Nikel-Titanyum
nm	Nanometre
PAEK	Poliakril Eter Keton
PBI	Polibenzimidazol
PBO	Polibenzobisoksazol
PEK	Polieter Keton
PEEK	Polieter Eter Keton
PEEKK	Polieter Eter Keton Keton

PEKEKK	Polieter Keton Eter Keton Keton
PEKK	Polieter Keton Keton
PET	Polietilen Teraftalat
PMMA	Polimetilmetakrilat
PSI	(Patient Specific Implants) Hastaya Özel İmplant
PTFE	Politetrafloretilen
PVC	Polivinil Klorür
SEM	(Scanning Electron Microscope) Taramalı Elektron Mikroskobu
SiO₂	Silisyum Dioksit
T_g	Camlaşma Noktası
Ti	Titanyum
TiO₂	Titanyumdioksit
TiO₂/PEEK	Titanyumdioksit/Polieter Eter Keton
T_m	Erime Noktası
TME	Temporomandibular Eklem
Y-TZP	Yitriyum Tetragonal Zirkonya Polikristal
yy	Yüz Yıl
XRD	(X-Ray Diffractometers) X-Işını Kırınım Yöntemi
%	Yüzdelik
µm	Mikrometre
°C	Santigrad Derece
°	Derece

3-MPS

3- Metakriloksipropiltrimetoksisilan

4-META

4-Metakriloksietiltrimelliatanhidrid



ÖZET

PEEK (Polyeter Eter Keton) Altyapılı Restorasyonlarda Uygulanan Farklı Tamir Yöntemlerinin Bağlanma Direnci Etkinliğinin Değerlendirilmesi

Bu çalışmamızın amacı; PEEK altyapılı kron-köprü restorasyonlarında, PEEK alt yapı ile veneer materyali arasında oluşan kırık, kopma vb. gibi durumlarda PEEK altyapılı kron-köprü restorasyonları için uygun ağız içi tamir yöntemi ve tamir materyalinin değerlendirilmesidir.

Çalışmamızda örnekler pozitif kontrol grubu dahil olmak üzere toplam 13 gruba ayrıldı.

Pozitif kontrol grubunun oluşturulmasındaki amaç; PEEK ve veneer üst yapı arasındaki oluşan bağlantı direncinin tespit edilmesi ve diğer grupların tamir bağlantı dayanımlarının değerlendirilmesidir.

PEEK örnekler, Juvora prefabrike bloklardan CAD/CAM yardımıyla 5,0 mm, 5,4 mm ve 13,0 mm boyutlarında olacak şekilde (N=107) hazırlandı. PEEK üst yapı materyali; 4,0 mm uzunluk, 5,4 mm genişlik, 3,0 mm yükseklikte olacak şekilde PEEK materyalinin üst yapı materyalinden üretildi.

Çalışmamızda veneer üst yapı parçasının mevcut olup olmamasına göre veneer üst yapı 2 farklı şekilde hazırlandı.

Yüzey işlemleri uygulanan PEEK alt yapıların yüzeylerine SEM, EDX, XRD, AFM ve yüzey temas açısı analizleri yapıldı. Oluşturulan bütün numunelere universal test cihazında 0,5 mm/dk hızla makaslama kuvveti uygulandı. Bağlanma dayanımı testinden sonra örneklerin kopma yüzeyleri stereomikroskopta incelendi. Verilerin analizi için One Way Anova ve Independent Sample t test kullanıldı ($\alpha=0,05$).

Çalışma neticesinde; asit ve cojet ile yüzey işlemi uygulanan örneklerin hiçbir yüzey işlemi uygulanmayan örneklerle karşılaştırıldığında; asit ve cojet ile yüzey işlemi uygulanan gruba örneklerin yüzey alanlarının, pürüzlülüklülerinin ve ıslanabilirliklerinin arttığı saptandı.

Çalışmamızda, hiçbir yüzey işlemi uygulanmayan gruplarda, PEEK ile veneer materyali arasındaki tamir bağlanma değerleri kontrol grubu ve yüzey işlemi uygulanan grupların değerlerinden daha düşük tespit edildi.

Çalışmamızdan elde edilen sonuçlara göre; asitle pürüzlendirme işleminin en uygun yüzey işlemi olduğu bununla birlikte cojet ile yapılan yüzey pürüzlendirme işlemi ile elde edilen tamir bağlanma dayanım değerlerinin de asitle pürüzlendirme grubundaki değerlere benzerlik gösterdiği gözlemlendi.

Ağız içi tamir yöntemlerinde kırık veneer materyalinin mevcut olduğu durumlarda Super-Bond C&B gruplarının, tamir bağlanma değerlerinin Visio.link uygulanan grupların tamir bağlanma değerlerinden daha yüksek bağlanma değeri gösterdiği gözlemlendi. Super-Bond C&B ile Visio.link uygulanan grupların tamir bağlanma değerlerinde istatistiksel anlamlı farklılık olduğu saptandı ($p=0,002$).

Çalışmamızda veneer materyalinin mevcut olup olmaması durumu için yapılan istatistiksel analiz sonucunda anlamlı bir farklılık tespit edilmedi ($p=0,295$).

Anahtar Kelimeler: PEEK, Tamir, Bağlanma Direnci, Yüzey Pürüzlendirme.

ABSTRACT

Evaluation of Bond Strength Efficiency of Different Repair Methods Applied in PEEK (Polyether Ether Ketone) Infrastructure Restorations

The purpose of this study is the evaluation of the appropriate intraoral repair method and repair material for crown-bridge restorations with PEEK infrastructure when there is fracture, rapture etc between PEEK infrastructure crown-bridge restorations and veneer materials,

In our study, samples were divided into 13 groups, including the positive control group.

The purpose of creating a positive control group; It is the determination of the connection strength between the PEEK and the veneer suprastructure and the evaluation of the repair connection strengths of the other groups.

PEEK samples were prepared from Juvora prefabricated blocks with the help of CAD / CAM in dimensions of 5,0 mm, 5,4 mm, and 13,0 mm (N = 107). PEEK suprastructure material was produced from PEEK material in dimension 4,0 mm length, 5,4 mm width and 3,0 mm height.

In our study, the veneer was prepared in two ways, depending on the presence or absence of the suprastructure.

SEM, EDX, XRD, AFM and surface contact angle analyzes were performed on the surfaces of PEEK infrastructures with surface treatments. Shear force was applied to all prepared samples at a speed of 0,5 mm/min using by universal test device. After the bond strength test, the rupture surfaces of the samples were examined under a stereomicroscope. One Way Anova and Independent Sample t test were used for data analysis ($\alpha = 0,05$).

In the results of this study; Comparing the samples with acid and cojet surface treatment with those without any surface treatment; It was observed that the surface areas, roughness and wettability of acid and cojet group samples increased.

In our study, the repair bonding values between PEEK and veneer material were found lower than the control group and surface treatment groups in the groups in which no surface treatment was applied.

According to the results in our study; Although etching with acid the most suitable surface treatment, it is seen that the repair bond strength values obtained of surface roughening process with cojet have similar values in the acid group.

It was observed that in the presence of broken veneer material in oral repair methods, the repair bond strength values of Super-Bond C&B groups were higher than the repair bond strength values of the Visio.link applied groups. It was observed that there was a statistically significant difference in the repair bond strength values of the Super-Bond C&B and Visio.link applied groups ($p = 0,002$).

In our study, no significant difference was found as a result of the statistical analysis performed for the presence or absence of veneer material ($p = 0,295$).

Keywords: PEEK, Repair, Bonding Strength, Surface Roughening.

1. GİRİŞ ve AMAÇ

Dental alanda popüler materyal olan zirkonya ve tam seramiklerin üstün özelliklerine rağmen, diş hekimlerinin ve hastaların bütün ihtiyaçlarını karşılayan ideal materyallerin bulunması için araştırmalar devam etmektedir. Yapılan bu araştırmalar ışığında; son yıllarda kullanılan bu materyallerin yanı sıra, diş hekimliğinde farklı materyallerde kullanılmaya başlamıştır. Bu materyallerden biri olanak; Polieter eter keton (PEEK), kullanıma sunulmuş ve kullanımı hızla yaygınlaşmaya başlamıştır.

PEEK materyalinin biyolojik dokularla uyumlu olması ve canlı dokulara uygulanabilir biyomateryal olarak geliştirilmesi için araştırmalara 1980'li yıllarda başlamıştır. Geliştirilen yüzey modifikasyon uygulamalarıyla PEEK'in yüzey özellikleri hücresel cevabı artıracak şekilde geliştirilmiştir. Bu şekilde biyolojik dokulara uyumluluğu ispatlanmış, aşınmaya karşı intolerans ve kimyasal dayanıklılığı çok güçlü olan bir biyomateryal ortaya çıkartılmıştır (1).

PEEK materyalinin suda çözünürlülüğü çok az olması özellikle allerjisi olan bazı hastalarda birçok materyale kıyasla PEEK materyaline karşı tepki daha düşüktür (1).

PEEK'in tıbbi ve dental kullanımı 1998'li yıllarda başlamış ve hızla yaygınlaşmıştır. Diş hekimliği alanında yapılan uygulamaların, biyomekanik ve biyolojik gereksinimleri karşılaması için, inorganik dolgu maddeleri gibi birçok takviye edici ajan ile saf PEEK materyali daha da geliştirilmiş ve diş hekimliği alanında kullanıma daha uygun hale getirilmiştir.

Zirkonyum dioksitle karşılaştırıldığında ise PEEK materyali ağırlık olarak daha hafif ve fiyat açısından daha uygun bir materyaldir. Seramik materyaller ile karşılaştırıldığında; tamirleri daha kolaydır. Prepare edilebilirler. Yapılan çeşitli işlemler süresince materyal özelliklerinde bir değişim görülmemektedir (2-5).

PEEK materyali dental alanda birçok kullanıma sahiptir. Bunlar; PEEK'in implant materyali olarak kullanımı, implant abutment materyali olarak kullanımı, hareketli bölümlü protezlerde altyapı materyali olarak kullanımı, kron-köprü

restorasyonlarında altyapı materyali olarak kullanımı ve implant destekli barlı protezlerde kullanımıdır (6).

PEEK materyalinin rengi ve üstün mekanik özellikleri, metal alaşım ve zirkonyum dioksit alternatif, alt yapı materyali yerine kullanımına uygun bir kullanım alanı sağlamıştır (7,8).

PEEK yüzeyine uygulanan çeşitli yüzey işlemleri sonucunda artan yüzey pürüzlülüğü; yüzey gerilimini azaltır. Ayrıca ıslanabilirlik ve yüzey alanını arttırarak, mikro mekanik retansiyon sağlamaktadır (9,10).

Ancak yeteri kadar saydamlığa sahip olmadıklarından dolayı monolitik olarak üretilen PEEK materyalinin, dental alanda monolitik formda kullanılması estetik açıdan uygun olmamaktadır ve veneer materyalleri ile kaplanması gerekmektedir (11,12).

Herhangi bir yüzey işlemi uygulanmamış PEEK'in yüzey enerjisi 34-38 Dynes/cm² arasındadır. Çeşitli yüzey işlem uygulamaları ile bu değer 60 Dynes/cm²'ye yükselebilmektedir (13).

Herhangi bir yüzey işlemi uygulanmamış PEEK yüzeyleri ile rezin esaslı yapıştırma simanları arasında bir bağlanma olmadığı ya da oluşan bağlanma değerinin çok düşük değerlerde olduğu rapor edilmiştir (7).

Kimyasal ve fiziksel olarak kararlı bir polimer olmasına karşın, PEEK materyal yüzeyi çeşitli işlemlerle modifiye edilebilmektedir. Yüzey modifikasyon işlemleri; fiziksel modifikasyonlar, kimyasal modifikasyonlar ve yüzey kaplamalarıdır. Yüzey özelliklerini değiştirmek ve kompozit veneer materyali ile bağlanma dayanımını arttırmak için yapılan birçok çalışma ışığında; %98'lik sülfürik asit kullanımı birçok araştırmacı tarafından önerilmektedir (12,14).

PEEK ve adeziv materyalinin fonksiyonel grupları arasındaki reaksiyon neticesinde oluşan çapraz bağlanmanın, adezivin, polimer içerisindeki difüzyonunu sağlayarak, kompozit veneer materyali ile bağlanma dayanımının artmasına sebep olduğu belirtilmiştir (15).

PEEK materyali ile kompozit rezinler arasında güçlü ve sürekli bir bağlantı sağlamak amacı ile PEEK polimerlerine yüksek ilgisi olan ve fonksiyonel

monomerler içeren primerler kullanılmaktadır. Adeziv sistemlerin çözücüler ve kimyasal içeriği, PEEK'le sağlam bir bağ oluşturmada önemli bir görev üstlenmektedir. En fazla başarı gösteren monomerlerden biri metil metakrilat (MMA)'dır. Farklı primerlerin PEEK polimerine bağlanma gücünü araştıran çalışmaların büyük çoğunluğu, metil metakrilat (MMA) esaslı adeziv sistemlerin, PEEK polimerleri ile yeterli bağlanma değeri gösterdiğini ve bu değerlerin seramik ve metal alaşımlar gibi geleneksel alt yapı malzemeleri ile karşılaştırılabilir sonuçlar olduğu rapor edilmiştir (16-18).

Çeşitli çalışmalarda (12,19,20) farklı adeziv ajanların PEEK ile kompozit veneer materyali arasındaki bağlanma dayanımına etkisi de araştırılmış ve metilmetakrilat (MMA) içerikli adeziv ajanların, PEEK ile kompozit veneer materyali arasındaki bağlanma dayanımını arttırdığı ifade edilmiştir. Ayrıca Visio.link (Bredent GmbH & Co KG, Senden, Almanya) adeziv sisteminin emsallerine kıyasla, PEEK ile kompozit veneer materyali arasında, daha yüksek bağlanma dayanımı değerleri oluşturduğu bildirilmiştir (12,19,21,22).

PEEK materyalinin veneerlenmesi sırasında kullanılan diğer bir primer olan 10-metakriloksidesil dihidrojen fosfat (MDP), metal oksitlerinin bağlantısında kullanılmak amacıyla üretilmiştir. MDP asidik bir fosfat monomeridir. MDP içerisindeki aktif fosfat monomerleri, kompozit rezinlerin içerisindeki monomerler ile kopolimerize olarak bağlanma dayanımını arttırmaktadır (23).

MDP içerikli primerlerin düşük bağlanma dayanımı göstermesi, iki fonksiyonel grubu olan MDP monomerinin bir fonksiyonel grubunun PEEK substratı veya kompozit ile kimyasal olarak reaksiyona giremeyen fosfat grubu tarafından işgal edilmesi gerçeğiyle açıklanabilir (16).

Diş hekimliği alanında kullanılan materyallerin kırılması, karşılaşması istenmeyen bir durum olarak kabul edilir. Böyle bir durum söz konusu olduğunda, ağız içi restorasyonun fonksiyon kaybı, estetiğinin bozulması gibi sonuçları ortaya çıkarak, restorasyonun değiştirilmesini veya tamirini zorunlu hale getirir (24).

Ağız içinde kullanılan restorasyonlarda çeşitli hataların meydana gelmesinde birçok neden etkilidir. Hasselman, Mackert ve Denry; metal destekli restorasyonlarda metal ve porselen materyalleri arasındaki elastisitelerdeki büyük

değişiklikler nedeniyle, mekanik fraktürlerin oluşmasının sürpriz bir sonuç olmadığını bildirmişlerdir (25-27).

Wiederhorn, restorasyonların çiğneme kuvvetleri altında oluşan streslerden dolayı uzun sürelerde tekrarlayan yüklere maruz kaldığını ve durumun özellikle kimyasal yapıya zarar verdiğini belirtmiştir (28,29).

Metal-porselen direncinin nemli çevrelerde %20-30 oranında azaldığını bulunmuştur. Farah; yüzeylerin travma, parafonksiyonel okluzyon veya porselen-metal arasındaki yetersiz retansiyondan dolayı zarar gördüğünü veya kırıldığını rapor etmiştir (30,31).

Oram ve Oilo; porselen kırıklarının başka bir sebebi olarak, restorasyonun preparasyonu aşamasındaki teknik hataları göstermiştir. Porselenin içindeki pörözite ile bu hatalar bir araya gelince porselenin zayıflaması ve olası kırıkların kaçınılmaz olduğunu belirtmişlerdir (32).

Reuter, uzun antero-posterior metal alt yapının ağır veya kompleks yükler altında porselen ve metal alt yapı arasındaki esneklik katsayı farkı nedeniyle metalin esneyip porselen kırığına yol açtığını bildirmiştir (33).

Diaz-Arnold; metal yapının tasarım hatası, metal alt yapı ile porselen arasındaki uyumsuz ısıl genleşme katsayısı, çok fazla porselen kalınlığı ve yetersiz metal desteği, porselen restorasyonlarındaki teknik hatalar, okluzal kuvvetler veya travmayı metal destekli porselen restorasyonlar için hata nedenleri olarak sıralamıştır (34,35).

Yamamoto, porselende mikroçatlakların kondanzasyon, pişirme ve sinterizasyon sırasında ısıl değişikliklerden dolayı olduğunu gözlemlemiştir (36).

Anusavice; aşırı ısırma kuvvetleri, yıkıcı prematüre kontaktlar ve düşük pH'daki içeceklerin dental restorasyonların cam içeriğinde kırığa neden olabileceklerini bildirmiştir (37).

Neidermeier; yanlış okluzal kayıtlar, materyal çeşidi, restorasyonların diş ile uyumsuzluğunu olası kırılma nedenleri olarak ifade etmiştir (38). Bu faktörlere ek olarak; simantasyon işlemi esnasında yapılan hatalar da eklenebilir (39,40).

Geleneksel yöntemlerle veneerlenmiş PEEK alt yapıli restorasyonlarda en zayıf bölgelerin konnektörler bölgesi olduğu belirtilmiştir. Kırık nedeni olarak, bu bölgede PEEK alt yapının çok ince olması gözlenmiştir. Restorasyona dikey yönde gelen kuvvetler, restorasyonda esnemelere neden olur. Bu kuvvetler veneer materyalinde herhangi bir kırık meydana gelmeden, PEEK alt yapı ile veneer materyali arasında adeziv tipte ayrılmaya neden olur (41).

PEEK alt yapı ve veneer materyali arasında görülen kırık şekilleri ile ilgili yapılan çalışmalarda; PEEK alt yapı materyalinde herhangi bir kırık gözlenmezken PEEK ile rezin kompozit veneer materyali arasında chipping görülmüştür (20).

Kırık alanının küçük boyutta olduğu durumlarda, ideal estetik görünümün elde edilmesi ve uygulamanın kolay olması, kompozit rezinler kullanılarak yapılan ağız içi porselen tamir işlemlerinin tercih edilme nedenlerinin başında gelmektedir. Tamir edilecek kırık alanının özelliklerine göre, tamir seti kullanılabilir. Tamir setinin kullanma talimatları göz önüne alınarak, tamir işlemi yapılmalıdır. Günümüzde adeziv sistemlerinin gelişmesi ile beraber, başarılı sonuçlar elde edilmektedir. Kompozit rezinlerle yapılan tamir işlemi; düşük maliyet, birçok renk alternatifi ve aynı seansta işlemin bitirilebilmesi gibi avantajlarından dolayı sıklıkla tercih edilen bir yöntem olmuştur (35,42-47).

Mevcut restorasyondan ayrılan kırık parça veya faset zarar görmeden hasta tarafından hekime getirildiği takdirde, yine ağız içi tamir setleri kullanılarak kırık parça restorasyona yapıştırılabilir. Bu tamir yönteminde, hem kırık parçaya hem de restorasyon yüzeyine yüzey hazırlığı işlemlerinin uygulanması gerekmektedir. Kırık parçanın yerine tam olarak oturtulmasında sıkıntı yaşamamak için, adeziv ajanın kalınlığı gibi faktörlere, tamir işlemi esnasında dikkat edilmesi gerekmektedir (39).

Metal-porselen restorasyonda, tamir edilmesi gereken yüzey çok büyük olduğunda, porselen bir faset ile restore edilerek tamir işlemi yapılabilir. Ağız içerisindeki restorasyondaki kırık sahasının ölçüsü alınır ve laboratuvara gönderilir. Laboratuvarda uyumlu bir lamina porselen hazırlanır. Uyumlanan lamina ağız içerisindeki restorasyona rezin bazlı simanlarla simante edilir. Bu yöntemin diğer tamir yöntemlerine göre daha maliyetli olması ve daha fazla seans gerektirmesi başlıca dezavantajlarındandır (42).

Restorasyonun kırık parçasının yerine gelecek olan üst yapıya yer oluşturabilmek için alt yapı materyali delinmeyecek şekilde frezelenir, insizal ya da okluzal yüzeyde 2 mm'lik derinlik oluşturacak şekilde aşındırma işlemi gerçekleştirilmelidir. Daha sonra klinik rutininde gerçekleştirilen ölçü, prova ve simantasyon işlemleriyle restorasyona nihai şekli verilmiş olunur. Alt yapının delinmesi, aşırı konturlu restorasyon, gingivayla ilişkili olduğu durumlarda periodontal risklerin oluşabilmesi, bağlantı noktalarının zayıflatılması gibi olumsuzluklar ortaya çıkabilmektedir (48).

Bu çalışmamızın amacı; PEEK altyapılı kron-köprü restorasyonlarında, PEEK alt yapı ile veneer materyali arasında ortaya çıkabilen kırık, kopma vb. gibi durumlarda, PEEK altyapılı kron-köprü restorasyonları için uygun ağız içi tamir yöntemi ve tamir materyalinin değerlendirilmesidir.

2. GENEL BİLGİLER

2.1 Sabit Protetik Tedaviler ve Tarihçe

İnsanlık tarihi boyunca; insanlar için dişler, sağlığın ve güzelliğin bir göstergesi olmuştur. Bundan dolayı, ortaya çıkan diş kayıpları ve bu kayıplara bağlı bozukluklar, toplum içinde fonksiyonel ve fonetik problemlerin yanında, psikolojik ve sosyal açıdan da problemlere yol açmıştır. İnsanoğlunun bu problemlere çözümler araması diş hekimliği alanındaki gelişmelerin önünü açmıştır (49).

Bilinen en eski diş protezinin 14. yy sonu ile 17. yy başlarında uygulandığı düşünülmektedir (50).

18. yüzyılda eksik dişlerin tedavisi için insan-hayvan (fildişi) dişleri kullanılmıştır. Diş hekimliğinin öncülerinden sayılan Pierre Fauchard, 1728’de kaleme aldığı ‘Le Chirurgien Dentiste, ou Traité des Dents’ isimli eserinde; porselenin diş hekimliği alanında restorasyon materyali olarak kullanılabileceğini bildirmiştir. Porselenin mine ve dişeti rengini taklit edebileceğini öngörmüştür. Diş ve diş eti rengine benzer porselen hazırlama çalışmaları Pierre Fauchard’la başlamış ve gelişerek günümüze kadar gelmiştir (51-54).

Diş hekimliğinde porselen, ilk kez 1774 yılında, Fransız dişhekimisi Alexis Duchateau ve eczacı Nicolas Dubois tarafından kullanılmıştır (55).

İtalyan dişhekimisi Giuseppe-Angelo Fonzi, 1808’de ilk platin pinlerin gömülü olduğu kişisel porselen diş kullanıma sunmuştur. 1817’de, porselen dişler, Amerika’da tanıtılmış ve 1825 yılında ticari olarak üretilmeye başlanmıştır, 1855’te Logan tarafından platin postla porselenin birleştiği, Richmond kronu tanıtılmıştır. 1873 yılında; Beers, full porselen kron fikrini sunmuştur (51).

1856 yılında Matterson, altın materyalini kullanarak ilk estetik kronu üretmiş ve altını porselen ile kaplamıştır. Dr Charles Land, 1903 yılında yüksek ısı feldspatik porseleni ve platin folyo kullanarak seramik kron üretim yöntemini tanıtmıştır. Geliştirilen bu son kronlarda estetik üstünlük elde edilmiştir. Fakat alt yapının bükülme dayanıklılığının düşük olmasına bağlı olarak, elde edilen kronların bükülme dayanıklılığı da düşük bulunmuş ve bu kronlar direnç yönünden başarısız sayılmıştır (51).

1960 yılından itibaren seramik kor materyali şekillendirilmesindeki yöntemlerinin gelişimiyle, kırılmaya karşı daha dayanıklı tam porselen kronların hazırlanması sağlanmıştır (52).

2.1.1 Dental seramikler

Zaman içerisinde dental seramiklerdeki gelişime paralel olarak, yüksek dayanıklılığa sahip, yeni alt yapı materyalleri de geliştirilmiştir. Tam seramik sistemlerde kullanılan materyal özelliklerinin geliştirilmesi ile, sertlik ve yüksek kırılma direnci gibi kazanımlar sayesinde bu sistemler, artık posterior bölgedeki restorasyonlarda da, kullanılabilir hale gelmiştir (16,56).

Diş hekimliğinde seramikler;

- aşınma ve korozyona karşı oluşabilecek sorunlara dirençli olmaları,
- renk uyumunun uygun olması,
- plak tutulumunun az olması,
- baskı dirençlerinin yüksek olması,
- şeffaflık gibi ideal estetik özelliklere sahip olması,
- diş dokusuna yakın ısısal genleşme katsayılarının olması,
- kimyasal olarak dengeli olmaları,
- düşük ısı iletkenliğine sahip olmaları gibi özellikleri sayesinde, sabit protetik restorasyonların yapımında tercih edilmektedirler (16,57,58).

Dental seramikler, baskı kuvvetlerine karşı direnç gösterebilmelerine karşın, oluşabilecek gerilim kuvvetlerine karşı tatmin edici bir direnç gösteremezler. Dental seramiklerde sıklıkla karşılaşılan kırıkların temel nedeni, gerilim kuvvetleridir. Basma dayanıklılığı değeri 350-550 MPa iken, gerilme dayanıklılığı değeri yaklaşık olarak 20-60 MPa'dır. Materyal atomları arasında yüksek bağlantı kuvveti olmasına karşın, % 0.1'den fazla olan deformasyonlarda restorasyonda kırıklar meydana gelir. Porselenin yapısını oluşturan ve plastik deformasyon göstermeyen güçlü kovalent bağlardan dolayı, gerilim yada makaslama kuvvetlerine maruz kaldığında, porselende kırılmalara neden olmaktadır. Porselene elastisite kapasitesinden fazla

kuvvet uygulandığında, porselen atomları, metal atomlarındaki gibi atomik düzlem boyunca bir biri üzerinde kayma gösteremez ve bu kuvvetler genellikle stres yoğunluğunun en fazla olduğu mikro yapısal çatlak noktalarında kırık oluşturur (59).

1960'lı yılların başlarında, Weinstein ve arkadaşları, yaptıkları çalışmalarda, metal alt yapının döküm dayanıklılığı ve hassasiyeti ile, seramik yapının üstün estetiğini birleştirerek alt yapısı metal olan seramik protetik restorasyonları kullanıma sunmuşlardır (17).

Preparasyonu yapılmış dişler üzerine uyumlanan, metal-seramik restorasyonlar günümüzde hala yaygın olarak kullanılmaktadır.

- Metal-seramik arasında meydana gelebilen bağlantı bozuklukları;
- Alt yapıda kullanılan metalin restorasyonun ışık geçirgenliğini azaltması,
- Kole bölgesinde çok fazla seramiğin yığılamamasına bağlı olarak metal marjinlerin izlenebilmesi,
- Seramik altındaki metal alt yapının seramiğin renginde değişimlere neden olması gibi birçok dezavantaja sahip olmasından dolayı, araştırmacıları yeni alt yapı materyalleri bulma arayışına yönlendirmiştir (17,60,61).

1965 yılında McLean ve Hughes, yaptığı çalışmalarda porselen materyaline güçlendirici ajan olarak; alüminyum oksit (Al_2O_3) ilave ederek, metal içermeyen restorasyonlardaki gelişimin başlamasını sağlamıştır. Porselen jaket kronların, seramik matriksin kor kısmına %40-50 oranında alumina kristali (Al_2O_3) eklenmesiyle, kırılma dayanıklılığının önemli miktarda arttırıldığı, daha güçlü ve termal şoklara karşı daha dirençli bir seramik yapısı meydana geldiği görülmüştür. Seramik yapısı içerisindeki alümina kristallerinin miktarının artırılmasıyla restorasyonda birçok avantaj elde edilmesine karşılık, seramiğin ışık geçirgenlik karakterinde zayıflama görülmüştür. Kor materyalinin feldspatik porselenle kaplanarak estetik açıdan istenmeyen bu durumun üstesinden gelinmeye çalışılmıştır (18).

1982 yılında McLean, sabit protetik restorasyonlarda bağlantı bölgesinde oluşan kırılmaları azaltmak için, platin folyo ile, güçlendirilen alümina yapıları sabit restorasyonları oluşturarak metal alt yapı gereksinimini ortadan kaldırmayı amaçlamıştır. Bu yöntem, bağlantı bölgelerinde oluşan yüksek kırık oranı, marjinal bölgede zayıf sızdırmazlık ve düşük dayanım nedeniyle sadece jaket kronlarda kullanılmış ve zamanla kullanımı terk edilmiştir (62).

1984 yılında, Adair ve Grossman tarafından, camın kontrollü bir şekilde kristalizasyonunun gerçekleştirildiği, Dicor tekniği geliştirilmiştir. Brugges, aynı yıllarda %70 Alumina (Al_2O_3) içeren yeni bir refraktör die yöntemi olan modeli tanıtmıştır. Sadoun, 1989 yılında, slip casting tekniğiyle hazırlanan alümina kor materyalinin, cam infiltrasyon ile güçlendirildiği, In-Ceram sistemini dental kullanıma sunmuştur. 1990 başlarında, basınçla şekillendirilen cam seramik, IPS Empress sistemi geliştirilmiştir. Tüm bu yeni sistemler ve materyallerle tam seramik kronların üretimi sağlanmış; ancak sabit parsiyel protetik restorasyonların yapımında kullanılabilecek ideal dayanıma sahip bir materyal bulunamamıştır (63).

Yüksek kırılma dayanıklılığına sahip basınçla şekillendirilen cam seramik, IPS Empress 2 sisteminin 1990'lı yılların sonlarına doğru geliştirilmesiyle, posterior bölgede ikinci küçük azı diş bölgesinde, sabit parsiyel protezler hazırlanabilmiştir. Daha sonraki yıllarda, yüksek miktarlarda alümina kristalleri ihtiva eden, yoğun sinterize, Procera All Ceram kor seramiği üretilmiştir (56,63,64).

Son dönemlerde, zirkonyum oksit, dental alanda tam seramik restorasyonların yapısını güçlendirebilmek için seramik yapısına eklenmiştir. In-Ceram Zirconia tekniği, cam infiltrate alümina yapısına, %35'lik oranda parsiyel stabilize zirkonya eklenerek, başlangıçtakine kıyasla daha sert ve dayanıklı bir alt yapı seramiği üretilmiştir. Tam seramik restorasyonlarda uygun alt yapı materyali tasarımında, Yitrium Tetragonal Zirkonya Polikristal (Y-TZP) esaslı seramikler hazırlanmıştır (52,65).

Zirkonya, üstün boyutsal ve kimyasal stabiliteleri, mekanik dayanımları ve sertlikleri, paslanmaz çelik alaşımlarıyla eşleşen elastiklik modülü değerlerine sahip olmasından dolayı, seramik biyomateryal olarak tercih edilmektedir (66).

İdeal biyouyumlulukları ve mekanik özellikleri sayesinde, zirkonya esaslı materyaller öncelikle ortopedi alanında kabul görmüş ve kullanılmıştır (67,68).

1960'lı yılların sonlarına ilk kullanımının kalça eklemi cerrahi operasyonlarında olduğu bildirilmiştir (69).

Zirkonyum materyali korozyona karşı dayanıklılık göstermesi ve nötron absorbe etme karakterinin az olmasından dolayı nükleer reaktörlerde yapı malzemesi olarak, yanıcı karakterinden dolayı askeri alanlarda, düşük sıcaklıklarda süper iletkenlik göstermesiyle mıknatıs üretiminde, havacılık sektöründe ve erime noktasının yüksek olması gibi özelliklerinden dolayı nükleer sanayide kullanılmıştır (70).

Zirkonyum materyali, diş hekimliği alanında ise rutin olarak post-core uygulamalarında, ortodontik braketlerde, implant abutmentlerinde ve kor materyali olarak kron köprü protezlerinde kullanılmaktadır (71-73).

Protetik restorasyonlar daha önceden sinterize edilen blokların hafif olarak işlenmesinden sonra şiddetli ısıyla sinterizasyonu, ya da tam sinterize blokların sert olarak şekillendirilmesiyle hazırlanmaktadır. Zirkonya, diş hekimliğinde dayanıklılığın ve özellikle estetiğin önemli olduğu posterior diş restorasyonlarında tercih edilir hale gelmiştir (74,75).

Dental alanda son zamanların popüler materyalleri olan zirkonya ve tam seramiklerin üstün özelliklerine rağmen hala dişhekimlerinin ve hastaların bütün ihtiyaçlarını karşılayan ideal materyallerin bulunması için araştırmalar devam etmektedir. Yapılan bu araştırmalar ışığında, kullanılan bu materyallerin yanı sıra, son yıllarda, diş hekimliği farklı materyallerde kullanılmaya başlanmıştır. Bu materyallerden biri; Polieter eter keton (PEEK), kullanıma sunulmuş ve kullanımı hızla yaygınlaşmaya başlamıştır (74,75).

PEEK materyali, polimerler veya daha basit bir ifadeyle plastikler olarak bilinen malzeme sınıfına aittir. PEEK; doğrusal bir homopolimer olarak sınıflandırılır (74,75).

2.1.2 Polierter eter keton (PEEK)

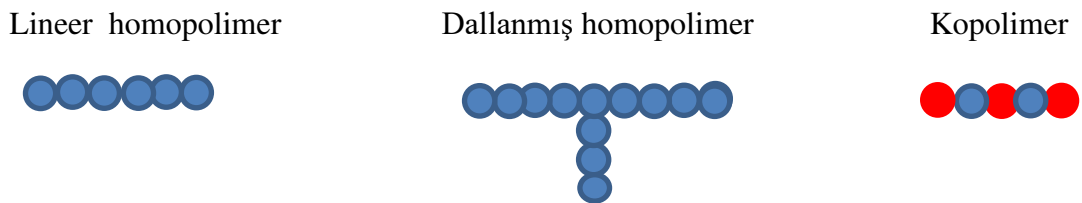
Polietar eter keton (PEEK); polisiklik, aromatik, termoplastik bir polimer olup mekanik ve termoplastik açıdan oldukça iyi özellikler gösteren, yarı kristalin, doğrusal bir homopolimerdir. Polimer, Yunanca’da “birden fazla bölüme-birime sahip” anlamındadır (76).

Polimerin, ardışık gelen birimleri veya monomer bölümleri aynı olabilir. Bu durumda, ortaya çıkan ürün, homopolimer olarak tanımlanmaktadır (Şekil 1). İki veya daha fazla farklı monomer kullanıldığında ortaya çıkan ürün, kopolimer olarak adlandırılır (Şekil 2) (76).

PEEK materyali, homopolimer sınıfındadır. Polimerler doğrusal veya dallanmış olabilir Bir homopolimerde dallanma eğilimi, esas olarak sentez şartlarına bağlıdır (77).



Şekil 1: Homopolimerin ve monomerin şematize edilmiş şekli.



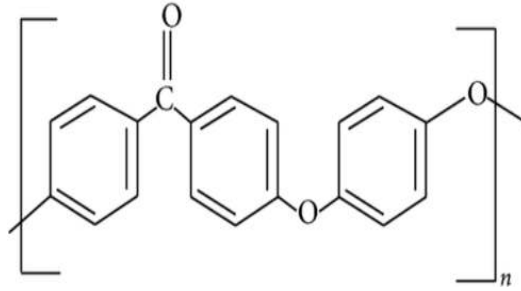
Şekil 2: Lineer, dallı homopolimerlerin ve kopolimerin şematize edilmiş şekli.

PEEK, polieter ketonlar (PEK'ler) veya poli ketonlar olarak adlandırılan Poliakril eter keton (PAEK) polimer ailesine ait, yüksek ısı polimeridir. 1980'li yıllarda endüstriyel kullanım amacı ile ticarileşen PAEK, keton ve eter fonksiyonel grupları ile birbirine bağlanmış, aromatik bir omurga moleküler zincirinden oluşan, yüksek performanslı bir termoplastik polimer ailesidir (77).

2.1.2.1 Polieter eter keton (PEEK) yapısı

Kimyasal olarak PEEK; keton ve eter fonksiyonel grupları ile birbirine bağlı aromatik moleküler zincirlerden oluşur (Şekil-3). Doğrusal, yarı kristalin bir termoplastik olup halojen içermeyen inert bir materyaldir (78, 79).

İnert olma özelliği, bu materyalin bir çok kimyasal maddeye karşı dirençli olmasını ve vücut içerisinde vücut sıvılarında çözünmemesini sağlar. PEEK materyali oda sıcaklığında, %98'lik sülfürik asit dışındaki bütün geleneksel çözeltilere karşı dirençlidir. Basınçlı otoklav sterilizasyonlarına ve radyasyon ile sterilizasyona karşı dayanıklıdır. PEEK polimerinin, metal veya seramiklerle karşılaştırıldığında ayırt edici özelliklerinden biri de moleküler büyüklüğüdür (76).



Şekil-3: PEEK materyalinin kimyasal formülü (80).

PEEK, ortalama olarak 80.000-120.000 g/mol molekül ağırlığı olan 100 monomer birimli doğrusal bir zincirdir. Genel olarak, moleküler zincirin bileşimi ve uzunluğu, özellikle de özelliklerinin deformasyonların uygulandığı sıcaklığa ve hıza bağlı olmasına bağlı olarak, polimerler için birçok benzersiz özellik ile sonuçlanmakla birlikte mükemmel bir biyouyumluluğa da sahiptir. Mükemmel

sürtünme özellikleri gösteren PEEK materyalinin, sürtünme katsayısı düşüktür. PEEK, sıcaklık değişimlerine karşı nispeten duyarsızdır, sıcaklıktaki değişikliklerden az etkilenir (76).

PEEK; sentetik olarak üretilen, fiziksel ve kimyasal olarak stabil bir yapı gösteren, iyi mekanik özelliklere sahip olan polimerdir. Kolay işlenebilme özelliğine sahiptir. Yüksek sertliğe, yüksek sıcaklıkta iyi boyutsal stabiliteye sahiptir. Aromatik yarı kristalin yüksek ısı polimeridir. PEEK materyalinin yanma sırasında duman çıkarma kapasitesi, alev oluşturma ve zehirli gazlar ortaya çıkarma oranı da oldukça düşük seviyededir (76).

Tablo 1: PEEK polimerinin özellikleri (81-86).

Öz ağırlık	1,26-1,32 g/cm ³
Başlangıç modülü	3,6 GPa
Kopma mukavemeti	90-100 MPa
Kopma anındaki uzaması	% 50
Nem geri kazanımı	% 0,1
Dielektrik kuvveti	190 kV/cm
Öz direnç	5.10 ¹⁶ ohm.cm
Isı sığası	134 kJ/kgC°
Isıl iletkenliği	0,25 W/m/C°
Isıl genleşme katsayısı	72-85 10 ⁻⁶ (C°) ⁻¹

PEEK materyali, saf formunda tan rengindedir. Diş hekimliğinde kullanımında, veneer materyali ile kaplanmaya ihtiyaç duymaktadır. Erime ısısı 335°C olan PEEK için genel sentez yolu; 300 °C de difenil sülfon gibi polar bir çözücü içinde, hidrokinonun disodyum tuzu ile 4.40-diflurobenzofenon'un reaksiyondur (6,78).

Tablo 2: Çeşitli PEK polimerlerinin camlaşma noktası (Tg) ve erime noktası (Tm) (81-89).

Polimer	Üretici Firma	Tm (C°)	Tg (C°)
PEEK (Polieter eter keton)	Victrex LTD	334-343	143-145
PEKK (Polieter keton keton)	DuPont	391	165
PEKEKK (Polieter keton eter keton keton)	BASF	381	170
PEEKK (Polieter keton eter keton keton)	Hoechst	365	150

PEEK materyali, gama ve elektron ışını radyasyonuna karşı yüksek direnç gösterir ve termal özellikleri sayesinde insan vücudu içerisinde stabil kalır (90, 91).

PEEK materyaline karşı allerjik reaksiyon nadir görülür. Üstün cilalanabilir özelliğe sahiptir. Plak tutulumu düşüktür (92).

2.1.2.2 Polieter eter keton (PEEK)'un kullanım alanları

Polieter eter keton farklı kullanım alanlarına sahiptir. Bunlar;

1-Endüstriyel kullanım alanları

2-Medikal kullanım alanları

a-Tıp kullanım alanları

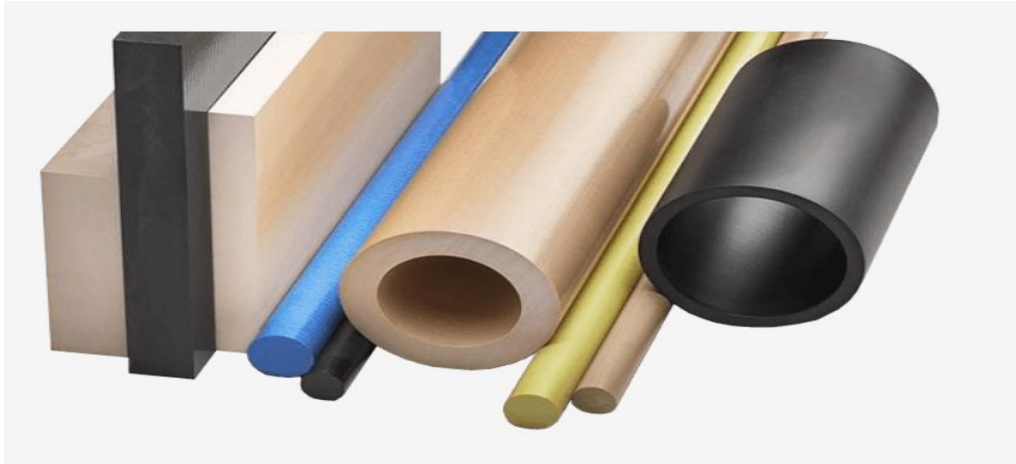
b-Dental kullanım alanlarıdır (7,77,93).

2.1.2.2.1 Endüstriyel kullanım alanları

Üstün dayanıklılık özelliklerinden dolayı PEEK, uçak ve türbin kanatları gibi endüstriyel uygulamalarda da kullanılmaktadır (7,77,93).

Çözünmeye karşı direnci, ısıya karşı dayanıklılığı, mükemmel elektriksel yalıtımı, aşınmaya karşı direnci ve yüksek yorgunluk direnci gibi mükemmel özelliklerinden dolayı; sanayi uygulamaları, havacılık, otomotiv, elektronik, tıbbi ekipman, kimya, petrol, gıda ve içecek endüstrileri de dahil olmak üzere PEEK materyali birçok alanda kullanılmaya başlanmış ve bu alanlarda kullanımı hızla yaygınlaşmıştır (94, 95).

PEEK materyali çubuk ve levha şeklinde üretilmektedir. Dolduruculu, doldurucusuz ‘saf’ olarak üretilmektedir (96).



Resim 1: Çubuk ve levha şeklindeki dolduruculu, doldurucusuz ‘Saf’ PEEK (96).

2.1.2.2.2 PEEK'in medikal kullanım alanları

2.1.2.2.2.1 Tıpta kullanım alanları

Stabilitesi, biyouyumluluğu, radyolüsensi ve mekanik özellikleri, bu materyalin ortopedik ve omurga implantları için uygun bir biyomateryal olmasını sağlamıştır. Günümüzde mevcut en popüler yüksek performanslı mühendislik plastiklerinden biride PEEK materyalidir.

Tıpta farklı implant uygulamaları amacıyla, on yılı aşkın bir süredir;

- yapay kafa plakaları,
- parmak ve diz eklemlerinin bileşenleri,
- omurga implantları,
- kemik splintleme vidaları,
- kardiyak uygulamaları,

nörolojik uygulamalarda kullanılan biomalzemedir (7,77,93).

Bütün bu özellikleri ile medikal sektörün de ilgisini çeken PEEK materyali piyasada bulunan çeşitli kimyasal modifikasyonları ve ticari kompozisyonları ile ortopedik ve nörolojik cerrahi uygulamalar için uygun hale getirilmiştir (97-101).

Basınçlı kap sterilizasyonlarına karşı dayanıklı olan PEEK materyalinin ve bu materyalden üretilen PEEK liflerinin vücut içerisine yerleştirilen çeşitli implantlar ve ameliyatlarda kullanılan aletlerde kullanımı sıklıkla görülmektedir (102, 103).

Bu lifler aynı zamanda beta ve x ışınlarına karşı da dayanıklı olmasından dolayı medikal alanda kullanılan malzemeler için ideal bir hammadde olma özelliği taşımaktadır (104).

Çoğunlukla omurilik tedavisi sırasında kullanılan implantlarda, güçlendirme uygulamalarında (105), ameliyatlarda kullanılan bezlerde/ipliklerde (106), kafa kemiklerinin dikişe benzer ek yerleri ve kemik bağ dokularında kullanılan bağlarda (107), sonda borularında (108) ve pnömatik cihazlarda kullanılan PEEK lifleri, bunlara ilave olarak dental implantlarda da geniş bir kullanım alanına sahiptir. Ortopedik implantlarda karbon lifleri ile güçlendirilmiş PEEK kompozitler de kullanılabilmektedir (109,104).

1990'lı yıllardan günümüze kadar birçok bilimsel araştırma intervertebral PEEK implantların uzun ömür ve mekanik avantajlarını ortaya koymuştur (110,111).

Bazı çalışma sonuçları, PEEK materyalinin çok düşük inflamatuvar reaksiyonlara neden olduğunu ortaya koymakla beraber, biyouyumluluk çalışmaları ve yıllarca yapılan klinik takipler materyalin vücut tarafından iyi tolere edildiğini ortaya koymuştur. Günümüze kadar PEEK ile ilgili aşırı duyarlılık veya alerji vakası bildirilmemiştir (6).



Tablo 3: PEEK lifleri ile bazı liflerin özelliklerinin karşılaştırılması (83, 84,112-114).

Lif Cinsi	Yoğunluk (g/cm ³)	Kopma Anındaki Uzama (%)	Kopma Mukavemeti (N/tex)	Başlangıç Modülü (GPa)
İpek	1,25	23	0,34	11
Yün	1,3	22	0,12	3,5
Pamuk	1,54	7	0,35	12
Keten	1,48	1,6	0,57	30
Viskon	1,52	20	0,23	7,3
Poliamid	1,14	20	80	6
Polietilen teraftalat (PET)	1,38	13	80	3,4-21
Yüksek Performanslı Polietilen (HPPE)	0,97	2,9	3,29	171
Polibenzobisoksazol (PBO)	1,54-1,56	1-3,5	3,71	280
Polieter eter keton (PEEK)	1,3	30	0,6	5-6,2
Politetrafloretillen (PTFE)	2,2	35	0,18	0,3
Çelik	7,86	1,1	0,96	200
Yüksek mukavemetli Karbon	1,78	1,6	2,1	240
Yüksek modüllü Karbon	1,85	0,7	1,32	400

PEEK'in medikal olarak kullanıldığı başka bir alan ise, kraniofacial bozukluklardır (115).

Kraniofasial bozukluklar için ideal materyal henüz keşfedilmemesine karşın, PEEK materyali kullanılarak yapılan operasyonlarda iyi sonuçlar elde edilmiştir (115-118).

Maksillofasiyal defektler, travma ve neoplastik hastalığın rezeksiyonunu takiben olmak üzere çeşitli nedenlerden kaynaklanabilir. Ortaya çıkan bazı defektler karmaşık olduğu için, yüz iskeletinin destek mekanizmalarını yeniden oluşturmak için farklı otojen ve alloplastik malzeme arayışına girilmiştir. Bu alanlarda kullanılan tüm malzemelerin genel olarak bütün ihtiyaçları karşılamadığı ve farklı dezavantajlar sergilediği için, mükemmel implantın bulunmadığı kabul edilir (115-119).

Michael M. Kim ve arkadaşlarının, PEEK PSI (patient-specific implants) kullanımını içeren bir dizi rekonstrüksiyon hastası tanımlamışlardır. Cerrahi işlemlerden sonra yapılan 16 ile 20 aylık takip süresinden sonra, hiçbir hastada enfeksiyon, ekstrüzyon veya malpozisyon gibi implant ile ilgili komplikasyonlar yaşanmamış, hepsinin estetik veya fonksiyon açısından iyi olduğu bildirilmiştir. Biyomateryal olarak PEEK'in; dayanıklı, kolay şekillendirilebilir fiziksel özellikleri sayesinde, karmaşık çene yüz defektlerinin yeniden inşa edilebileceği materyal olduğunu bildirmişlerdir (115-119).

PEEK materyali dayanıklıdır ve istenildiği taktirde, intra-operatif değişiklikler kolaylıkla yapılabilir. Ek olarak, hastanın anatomisine uygun bir implantı prefabrik olarak üretilbilme yeteneği, operasyon zamanının azalmasına ve üstün implantasyon özelliği sağlar. PEEK implantlarının rekonstrüktif cerrahilerde başka bir materyal olarak büyük umut vadettiği görülmüştür. Bununla birlikte, PEEK materyali ile ilgili olarak daha fazla deneyim ve daha fazla çalışmaya ihtiyaç vardır (115-119).

PEEK materyalinin karbon fiber takviyesi ile ön kol tedavisi, femur veya tibia fiksasyonu için uygun olduğu bildirilmiştir (120).

2.1.2.2.2.2 PEEK materyalinin dental kullanım alanları

PEEK'in tıbbi ve dental kullanımı 1998'lerde başlamış ve hızla yaygınlaşmıştır. Diş hekimliği alanında yapılan uygulamaların, biyomekanik ve biyolojik gereksinimlerini karşılamak için, inorganik dolgu maddeleri gibi birçok geliştirici ajan ile saf PEEK materyali daha da geliştirilmiş ve diş hekimliği alanında kullanıma daha uygun hale getirilmiştir (6).

PEEK materyali;

1. İmplant materyali,
2. İmplant abutment materyali,
3. Hareketli bölümlü protezlerde altyapı materyali,
4. İmplant destekli barlı protezlerde,
5. Kron-köprü restorasyonlarında altyapı materyali

olarak kullanılmaktadır (6).

2.1.2.2.2.1 PEEK'in implant materyali olarak kullanımı

Diş hekimliği alanında PEEK materyali, implant tedavilerinde üstün osteointegrasyon kapasitesinden dolayı kullanılmaktadır (83,92). Canlı dokuya implantasyonu kolay olan PEEK implantları, erken yüklemeler altında oldukça iyi bir performans ortaya koymaktadır (121).

Diş hekimliğinde dental implantlar arasında oldukça yaygın kullanılan başka bir materyal olan titanyum ile PEEK'in gerilim dağılımları karşılaştırıldığında, iki materyalin de birbirlerine karşı herhangi bir üstünlüğünün olmadığı ortaya konulmuştur. Ancak, PEEK implantların ulaşılabilir boyutlarının sınırlı olması ve düşük radyoopasitesiye sahip olması, çeşitli sorunlar ortaya çıkarabilmektedir (104).

Vücut içerisinde PEEK implantların genellikle yerleştirildiği dokular radyopak olan kemik dokularıdır. Günümüz radyolojik görüntüleme yöntemleri ile kemik dokuların görüntülenmesi oldukça kolay iken, radyoopasitesi az olan materyallerin görüntülenebilmesi için kontrast madde kullanımı elzem hale gelmektedir (122).

Wolff kanununa göre üzerine uygulanan yüke bağlı olarak kemikte remodelasyon görülür. Periimplanter bölgesindeki kemik dokusunda ortaya çıkan streslerin azaltılması, yıkıcı yüklerin azaltılıp normal yüklerin korunmasına olanak sağlayarak implant çevresindeki kemik rezorpsiyonunun önüne geçer (6).

Diş hekimliği pratiğinde genel olarak kullanılan dental implantlar; metal, seramik, polimerler ve kompozitler gibi biyomateriyallerden üretilmektedir. Geçmiş yıllarda, titanyum (Ti) alaşımı (123), paslanmaz çelik, şekil hafızalı alaşım (NiTi) (124) gibi metalik materyaller sıklıkla implant yapımında kullanılmıştır. Bunun nedeni; metalik materyallerin uygun mekanik özelliklerine, sürtünme kuvvetlerine karşı mükemmel direncine ve biyouyumlu olmasına bağlıdır (97).

Bununla beraber, tıbbi uygulamalarda metalik materyallerin kullanımını engelleyen bazı dezavantajlarda bulunmaktadır. Metal alaşımlarının mukavemeti ve elastisite modülü, insan kemik dokularıyla karşılaştırıldığında çok daha yüksektir. Paslanmaz çelik ve titanyum bazlı alaşımların elastik modül değerleri >100 GPa'dır. Bu değer, insan kemik dokusundan 10-30 GPa yüksektir. İnsan kemik dokusu ile metal alaşımlı implantların elastik modülleri arasındaki bu büyük fark; periimplant dokularda stresin birikmesine, komşu kemik dokularınca stresin absorbe edilmesine ve bunların sonucunda kemikte rezorpsiyon sonucu protetik başarısızlık görülmesine neden olabilmektedir (97).

Metal alaşımlı implantların bir diğer dezavantajı, radyopak olup, hastanın X-ışınlı bilgisayarlı tomografi (BT) ve manyetik rezonans görüntüleme (MRI) ile incelenmesini sınırlandırmalarıdır (98). Titanyum implantların koyu renklerinden dolayı estetik bölgede kullanımı çeşitli estetik sorunlara neden olabilmektedir. Bu durum ince mukoza biyotipi ve/veya mukoza resesyonuna sahip hastalarda yansımaya bağlı olarak peri-implant yumuşak dokuların grimsi görünümüne neden olabilirler. Gülme hattının yüksek olduğu hastalarda, bu durum estetik olarak çeşitli problemlere neden olabilmektedir (125).

Günümüzde seramik biyomateriyallerin estetik özelliklerinden dolayı bu materyale olan ilgi bir hayli artmıştır. Biyoaktif seramikler, canlı dokular için toksik olmayıp, korozyona direnç, iyi biyouyumluluk ve biyoaktivite gibi özellikler göstermektedir (97).

Bunun avantajlarının yanı sıra, seramik materyallerin kırılmaya karşı düşük direnç göstermesi, yüksek elastik modül ve kırılabilirlik gibi mekanik özellikleri seramik implantların dezavantajları arasında sayılabilmektedir (126).

Alüminyum oksit kullanılarak imal edilen seramik implantların; titanyuma alternatif olarak kullanılması önerilmesine karşın kırılma yüksek kırılma oranlarına sahip olması nedeniyle, seramik materyali, titanyum implantların yerini alamamıştır. Günümüzde seramik implantlar; renk, mekanik özellikler, biyouyumluluk ve düşük plak afinitesi nedeniyle titanyuma daha iyi bir alternatif gibi gözüken zirkonya materyalinden üretilmektedir, fakat Andreiotelli ve arkadaşları tarafından yapılan bir sistematik çalışmada, bilimsel klinik verilerin seramik implantları rutin klinik kullanımda önermek için henüz yeterli özelliklere sahip olmadığını belirtmişlerdir. Ayrıca zirkonya materyali titanyuma kıyasla 210 GPa'lık yüksek elastik modülünden dolayı, çevre kemik dokularında daha yüksek strese neden olabilmektedir (125).

PEEK materyalinden üretilen implantların geleneksel metalik alaşımlı ve seramik implantlarla kıyaslandığında, birçok üstün özelliğe sahip olduğu bildirilmiştir. PEEK ve kompozisyonları radyografik görüntülerde radyolusenttir. Titanyum ve seramik implantlarda görülen stresin önemli ölçüde ortadan kalkması için gerekli olan, insan kemik yapılarına (3-4 GPa) benzer elastik modül ve uygun biyolojik uyumun PEEK implantlarda görüldüğü belirtilmiştir. Ayrıca karbon fiberler takviyesi ile elastik modül değeri kortikal kemiğinkine daha da yakın bir değer olan, 18 GPa'a çıkarılabilmektedir (125).

Titanyum kaplı veya karbon fiber ile güçlendirilmiş (CFR) formlar hariç, PEEK materyali renksizdir. Bu nedenle, implant materyali olarak kullanılmasında estetik bir sakınca bulunmamaktadır (125).

Schwitalla ve arkadaşlarının (127) yaptıkları çalışmada, karbon fiber takviyeli PEEK ve titanyum dental implantların oblik yük altında kemik implant arayüzünde oluşan stres birikimi değerlendirilmiş ve PEEK materyalinden üretilmiş dental implantların titanyumdan üretilenlere göre daha fazla deformasyona uğradığı ve daha yüksek stres birikimi gösterdiği belirtilmiştir (127).

PEEK materyalinden üretilmiş dental implantların, diş hekimliği cerrahisinde kullanımıyla ilgili komplikasyonları ve uzun dönem sonuçları hakkında çok az şey bilinmektedir. PEEK materyalinin mekanik ve biyolojik özelliklerini geliştirmek için birtakım modifikasyonlar yapılmasına rağmen; PEEK'ten üretilen dental implantlar klinikte yaygın olarak kullanılmamaktadır. Uzun süreli etkinliklerini tayin edecek yeterli veri yoktur (6).

2.1.2.2.2.2 PEEK'in İmplant abutment materyali olarak kullanımı

PEEK abutmentlerin oral mikrobiyal flora afinitesi, titanyum ve zirkonya abutmentlerle benzerdir (128).

PEEK materyalinin elastisite modülü kemiğe oldukça yakın olduğundan, gelen kuvvetleri emerek kemik üzerinde oluşan stresleri azalttığı savunulmuştur (129).

Bununla birlikte PEEK'in kemiğin yeniden şekillenme sürecini teşvik edebileceği, bu nedenle PEEK materyalini abutment yapımında titanyuma uygun bir alternatif olabileceği belirtilmiştir (6).

Val ve arkadaşlarının 2016 yılında yaptıkları çalışmada; titanyum ile güçlendirilmiş PEEK abutmentlerin, yüksek biyouyumluluğu göz önüne alındığında, konvansiyonel abutmentlere etkin bir alternatif olabileceklerini ve kemik seviyesi ile yumuşak dokunun stabil kalmasını sağlayacaklarını belirtmişlerdir (130).

Titanyum takviyesi, PEEK abutmentlerin direncini artırırken, implant-abutment uyumluluğunu da arttırmaktadır (130).

PEEK abutmentler üzerinde yapılan mekanik testler, titanyum abutmentlerle yapılan testlerle benzer sonuçlar vermiştir. Ayrıca histolojik analiz açısından bakıldığında, PEEK abutmentlerin kullanılmasıyla yumuşak doku ile daha uyumlu bir bağlantı sağlanabilmektedir (130).

PEEK üreticisi olan Juvora (JuvoraLtd., Thornton Cleveleys, Lancashire, İngiltere), abutment vidalarının 15 Nm'lik bir kuvvet ile torklanmalarını bildirmiştir. Geleneksel abutment vidaları, titanyum ve titanyum alaşımlarından imal edilmektedir. Bu materyallerden imal edilen bir vidanın bu değerden daha yüksek bir

torkla sıkıştırılması durumunda, PEEK yapısı vidanın yüksek rijidite (Young modülü: 120GPa) nedeniyle plastik deformasyona uğrayabilmektedir (131).

Bu tarz deformasyonlar, fonksiyonel çiğneme kuvvetleri ile de güçlendirilebilmektedir. Bu durum göz önüne alındığında, protezlerin PEEK yapısına benzer elastik özelliklere sahip olması için, geleneksel abutment vidalarının PEEK'ten üretilen vidalarla değiştirilmesinin avantajlı olacağı bildirilmiştir (131).

PEEK materyalinden üretilen vidalar, titanyum vidalarda görülen ve vida kırığına yol açan korozyona uğramamaktadır. Titanyum ve titanyum alaşımlarına kıyasla, PEEK'in daha düşük sertlik derecesine dayanarak, geleneksel bir implantın iç yivlerinden kaynaklanan materyal aşınmasına maruz kalma riskinin azaldığı düşünülebilir (132).

Abutment vidasının kırılması durumunda, implantın içinde kalan parçanın çıkarılması da daha kolay olacaktır (133).

Schwitalla ve arkadaşlarının 2016 yılında PEEK'ten üretilen abutment vidalarının gerilim kuvvetini incelemek ve bunları abutment vidalarının mekanik gereksinimleriyle ilişkilendirmek amacıyla yaptıkları çalışmada, PEEK'ten üretilen 1,6 mm'lik bir abutment vidasının, en az %50 oranında karbon fiber takviyesi ve karbon fiberlerin vidanın dış konturlarında çok yönlü olarak dizilmeleri durumunda kullanılabileceği belirtilmiştir. PEEK'in diğer çeşitlerinden üretilen vidaların ise, mekanik gereksinimleri yerine getirebilmesi için daha büyük boyutlarda üretilmesi gerektiği belirtilmiştir (131).

2014 yılında Neumann ve arkadaşlarının (133) yaptıkları çalışmada, titanyum abutment vidalarına kıyasla, PEEK abutment vidalarının kırılmaya karşı daha dirençli olduğunu göstermişlerdir.

PEEK materyalinin biyouyumluluğu göz önünde bulundurarak, iyileşme başlıkları da PEEK'ten üretilmektedir. Koutouzis ve ark. tarafından gerçekleştirilen bir randomize kontrollü klinik çalışma sonucunda, PEEK ve titanyum abutmentlerin çevresinde yumuşak doku inflamasyonu ve kemik rezorpsiyonu arasında önemli bir fark olmadığı bildirilmiştir (134).

2.1.2.2.2.3 PEEK'in hareketli bölümlü protezlerde alt yapı materyali olarak kullanımı

Kobalt-Krom (Co-Cr) materyalinden üretilen iskelet bölümlü protezler, parsiyel dişsiz hastaların rehabilitasyonu için ucuz ve öngörülebilir bir tedavi seçeneğidir. Metal kroşelerin estetik olmayışı, protezin artan ağırlığı, metalik tat ve metal alaşımlarına karşı alerjik reaksiyonlar, klinik uygulamada poliamid ve asetale resinler gibi bir dizi termoplastik materyalin ortaya çıkmasına yol açmıştır. Poliamid materyalleri, düşük elastik modüllerinden dolayı, dayanak dişler üzerindeki rotasyonel kuvvetleri azaltırlar ve estetikler. Kennedy Sınıf I ve Sınıf II vakalarda poliamid materyalinden üretilmiş, hareketli bölümlü protezlerin dezavantajları vardır. Bunlar; oklüzal gömülmeye neden olabilen, oklüzal tırnak eksikliği, rijit alt yapılar olmamaları ve astarlama işlemlerindeki yetersizlikleridir (135).

Asetale resinler ise, retantif kroşeler, konnektörler ve destekleyici unsurlarla, Poliamidlere kıyasla daha rijit bir alt yapı oluşturmakta ve yeterli mekanik mukavemeti sunmaktadırlar. Ancak, asetale resinlerin doğal saydamlığı ve canlılığı bulunmamaktadır. Bu iki materyale alternatif olarak PEEK materyali de, hareketli bölümlü protezlerde alt yapı materyali olarak kullanılmaya başlanmıştır (135).

PEEK materyalinin beyaz rengi, geleneksel metal alt yapıya kıyasla daha üstün bir estetik sağlamaktadır (135).

PEEK'in diğer avantajları, alerjik reaksiyonların ve metalik tadın ortadan kaldırılması, yüksek cilalama kalitesi, plak tutulumunun düşük olması ve iyi aşınma direncidir. Tüm bu üstün özelliklerine rağmen; Tannous ve ark. PEEK materyalinden üretilmiş kroşelerin, Co-Cr kroşelere kıyasla daha düşük retantif kuvvete sahip olduğunu bildirmişlerdir (136).

PEEK materyalinin diğer bir uygulama alanı da, çıkarılabilir obturatör olarak kullanılmasıdır (8).

Ancak, geleneksel akrilik protezlere kıyasla PEEK obturatörlerin etkinliğini değerlendirmek için daha fazla çalışmaya ihtiyaç vardır (6).

2.1.2.2.2.4 İmplant destekli barlı protezlerde kullanımı

PEEK materyali implant destekli barlı protezlerde kullanım alanına sahiptir. PEEK materyalinin bu alanda kullanılmasının temel nedeni, PEEK materyalinin elastisitesinden yararlanarak, metal barlı protezlerde görülen kırılmaların önüne geçmektir. PEEK barlar metal barlara oranla daha düşük ağırlığa sahiptir. Yapılan çalışmalarda, metal barların, PEEK barlara oranla daha büyük sıkıştırma dayanımı gösterdiği ortaya koyulmuştur. PEEK barların tasarımı sıkıştırma ve deformasyon dayanımını etkiler. Sert PEEK barlar diğer tasarımlardan daha fazla deformasyon gösterir. PEEK yapılı barların karşı tork kuvvetine dayanımı metal barlardan daha düşüktür. Yapılan çalışmalarda, PEEK barların, metal barlara oranla daha fazla deformasyona uğradığı görülmüştür (137).



Resim 2: Metal barlar (137).



Resim 3: PEEK barlar (137).

2.1.2.2.2.5 PEEK'in kron-köprü restorasyonlarında altyapı materyali olarak kullanımı

PEEK materyali, tek eksenli gerilim, ve sıkıştırma kuvvetleri karşısında deformasyonlara karşı koyabilmekte ve 1383 N'a kadar olan sıkıştırma kuvvetlerine dayanabilmektedir. Waltimo ve arkadaşları; molar bölgede 909 N'luk maksimum ısırma kuvveti görüldüğünden dolayı, PEEK materyalini kron ve köprü restorasyonları için uygun bir alt yapı materyali olarak görülmektedir (14).

PEEK materyalinde plastik deformasyon değeri, yaklaşık 1200 N değerinden başlamaktadır (14).

Stawarczyk ve arkadaşlarının yapmış oldukları çalışmada, 7,4 mm²'lik konektör çapına sahip, veneerlenmemiş, 3 üyeli PEEK köprülerde 1200 N'da deformasyon ve 1385 N'da konnektörde kırılma gözlemlendiği bildirilmiştir. Bu nedenle PEEK materyali, sabit protezler için altyapı materyali olarak önerilmiştir (79).

PEEK materyalinin protetik uygulamalarda kullanım nedenleri;

- Daha hafif bir restorasyon,
- Kemige daha yakın bir elastikiyet,
- Şok absorbe etme özelliği,
- Metalsiz restorasyon,
- Korozyon gözlenmemesi,
- Daha düşük yorgunluk,
- Yüksek biyouyumluluk,
- Düşük plak afinitesidir (6).

PEEK materyali opaktır ve genellikle beyaz ya da gri renge sahiptir. Renginden dolayı estetik bölgede monolitik olarak kullanılamaz ve mutlaka veneerlenmesi gerekmektedir (138).

2.1.2.3 PEEK'in diğer protetik materyallere göre üstün özellikleri

Alümina gibi yüksek sertlikteki materyaller oklüzal kuvvet iletimi esnasında restorasyonun ve dayanak dişlerin biyomekanik özelliklerini olumsuz yönde etkileyebilmektedir (135).

PEEK ve kompozit rezinler gibi daha düşük elastik modüle sahip materyallerin ise, stres kırıcı gibi davranarak oklüzal stresi azalttığı bildirilmiştir (8, 139).

PEEK, 4GPa değerindeki elastik modülü kuvvet iletimini azaltarak endodontik tedavi görmüş dişlerde dişin ve kökün aşırı yüklenmesi ile oluşacak kırılmayı önleyebilmektedir (135).

Stawarczyk ve arkadaşları, 2015 yılında yaptıkları çalışmada, CAD / CAM ile kazınmış PEEK alt yapılı sabit protezler için kırılma dayanım değerini 2.354 N olarak bildirmiştir (79). Üretici firma, CAD / CAM ile kazınmış üç üyeli, PEEK altyapılı ve kompozit rezinle veneerlenmiş sabit protezlerde kırılma dayanım değerini, 2,055 N olarak bildirmiştir (140).

Kırılma dayanım değerleri, lityum disilikat cam-seramik için 950 N, In-Ceram Alumina için 851 N, In-Ceram Zirkonya için 841 N ve Zirkonya için 981-1331 N olarak belirtilen değerlerden daha yüksektir.

Tıpta ve diş hekimliğinde kullanılan metalik materyaller birçok dezavantaja sahiptir.

Bu dezavantajlar,

- Kemik ile karşılaştırıldığında daha yüksek elastik modül değerine sahip olması,
- Metal iyonlarının salınımının görülmesidir. İyon salınımından dolayı Galvanik akım oluşabilmektedir.
- BT ve MR taramalarında artefaktlara sebep olmaktadır (133).

PEEK'in metal alaşımlarına göre avantajları;

- Düşük ağırlık,
- Kemiğe yakın elastisite modülü,
- Korozyona karşı dirençli olmasıdır (133).

Metal ve zirkonyum gibi materyallerin elastisitesinin düşük olmasından dolayı materyallerde meydana gelen aşırı stresler protezlerde kırıklara, TME problemlerine, implant ve diş çevresindeki destek dokularda hasara neden olabilmektedir. Bundan dolayı, PEEK'in şok absorbe etme özelliği, implant ve diş destekli kron köprü restorasyonlarında istenen bir özelliktir (133).

PEEK materyalinin; biyouyumluluğu, alerjen olmayışı, korozyona direnci ve mekanik özelliklerinden dolayı titanyum, Co-Cr gibi metalik materyallerin yerine diş ve implant destekli sabit protezlerde kullanılabilmektedir (92).

2.1.2.4 PEEK alt yapının üretim yöntemleri

PEEK materyalinden protetik alt yapı üretimi için laboratuvar ortamında iki yöntem kullanılmaktadır. Bunlar:

1. Enjeksiyon Kalıplama
2. CAD/CAM (Bilgisayar Destekli Tasarım/Bilgisayar Destekli Üretim) sistemi kullanılmaktadır (141).

2.1.2.4.1 Enjeksiyon kalıplama yöntemi

Dental laboratuvarlarda bulunan tipik tezgah üstü pres makinelerine göre enjeksiyon kalıplama makinelerinde polimerlerin işlenmesi iki kat daha yüksek hız ve basınç altındadır. Fakat, PEEK materyalinin tekrar eritilmesi, alt yapı materyali doğru şekilde soğutulmayıp, doğru şekilde yeniden kristalizasyonu sağlanmazsa, kırılgeanlık, esneklik, renk, biçimsel bozulma vb. gibi mekanik ve fiziksel problemlere yol açabilmektedir. PEEK materyalinin yeniden eritilmesi de doğru ekipmanın kullanılmamasına ve kontrol hatasına bağılı olarak polimerin bozunmasına neden olabilmektedir. Polimer bozunması, yapıya doldurucun da eklenmesiyle daha da belirgin gözlemlenebilmektedir. Bundan dolayı, PEEK materyallerin eritilerek

işlenmesi, üreticinin önerdiği ekipman ve bu konuda yetkili laboratuvar tarafından gerçekleştirilmelidir (141).

2.1.2.4.2 CAD/CAM (Bilgisayar Destekli Tasarım/Bilgisayar Destekli Üretim) yöntemi

2.1.2.4.2.1 CAD/CAM: (Computer-Aided Design/Computer-Aided Manufacturing)

CAD/CAM kelime anlamı olarak, “bilgisayar destekli tasarım ve bilgisayar destekli üretim” anlamına gelen “Computer-Aided Design/Computer-Aided Manufacturing” cümlesinin kısaltılmış halidir. CAD/CAM (Computer-Aided Design/Computer-Aided Manufacturing) sisteminde bilgisayar ortamında hazırlanan üç boyutlu tasarım yine bilgisayar kontrolünde freze edilerek hazırlanır. CAD/CAM sisteminin dış hekimliği alandaki ilk uygulamaları 1970’lerde İsviçre’de Werner Mormann ve Marco Brandestini, Fransa’da Francois Duret ve Amerika’da Bruce Altschuler tarafından yapılmıştır. 1977’de ilk kez ağız içi yüzey eşleştirme işlemi yapabilecek bir optik cihaz kullanma düşüncesi Altschuler ve Young tarafından ortaya atılmıştır (142).

Mühendislik alanındaki son gelişmeler CAD/CAM sistemlerinin modern dış hekimliği uygulamalarında başarılı olarak kullanılmasına olanak sağlamıştır. Dental CAD/CAM ilk olarak 1970’li yıllarda Duret ve Preston kullanmıştır (143).

Optik tarama ile intra oral alınan ölçüyle fonksiyonel biçime sahip dental kron restorasyonu üretmişlerdir. Sonraki yıllarda geliştirilen ve kullanıma sunulan Sopha sistemi CAD/CAM sistemlerinin gelişiminde çok büyük etkisi olmuştur. 1980’li yıllarda CEREC sistemi Moermann ve Brandestini’nin çalışmalarıyla geliştirilmiştir (144,145).

Klinik ortamında, yapılan restorasyonun ölçüsü ağız içi kamera aracılığı ile hastadan direkt olarak alınmış daha sonra bilgisayar ortamında restorasyon tasarımını takiben klinikte bulunan üretim cihazında seramik bloktan restorasyon üretilmiştir. Bu alanda kullanıma sunulan bu sistemin ortaya çıkması dış hekimliği için gerçek bir yenilik olmuştur, çünkü bir günde restorasyonun üretilmesi ve hastaya takılması

linik uygulamalarında imkan dahilinde olmuştur. Anderson Procera sistemini geliştirerek bu alandaki yeniliklere öncülük eden üçüncü kişi olmuştur (146).

1980'li yıllarda, titanyumun hassas dökümü teknik imkansızlıklardan dolayı çok zordu. Anderson titanyum kopinglerin spark erozyon ile üretilmesi ve CAD/CAM teknolojisi kullanılarak restorasyonların üretilmesine ilave edilmesi girişiminde bulunmuştur (147).

Sonraki yıllarda tam seramik restorasyonların üretimi için kullanılabilen bu sistem, bütün dünyada birbirine internetle bağlı olan bir üretim merkezi haline gelmiştir. Klinik kullanıma uygun olan CEREC sisteminin dental laboratuvarlarda da kullanıma uygun hale gelmesi için çalışmalar başlamıştır (148).

Özellikle posterior restorasyonların üretiminde kullanıma uygun yüksek dayanıklılığa sahip seramiklerin geliştirilmesi ve bilgisayar yazılımların hızla geliştirilmesi, bu teknolojinin dental laboratuvarlarda da kullanılabilirliğini büyük hızla yaygınlaştırmıştır.

CAD/CAM sistemleri temel olarak 3 yapı içerir;

1. Preparasyonun ağız içinde veya ağız dışında taranarak datanın toplanması,
2. Restorasyonun bilgisayar ortamında 3 boyutlu olarak planlanması ve tasarımının yapılması (CAD),
3. Bilgisayar ortamında 3 boyutlu olarak tasarlanmış restorasyonun üretiminin yapılmasını ifade eden CAM'dır (149).

Üretim şekillerine göre sistemler 3 gruba ayrılırlar (149);

- Direkt klinik ortamında kullanılan sistemler; intraoral olarak preparasyonu tarar ve restorasyon klinikte hazırlanır. CEREC ve E4D Dentist sistemleri bu grupta kullanılan sistemlerdir.
- Laboratuvarında kullanılan sistemler; hastadan alınan ölçüden elde edilen alçı modelden yada ölçüden tarama yapılarak kullanılan sistemlerdir. Bu sistemler çoğunlukla altyapı üretiminde kullanılır ve daha sonra laboratuvar ortamında

teknisyen restorasyonun üzerine porselen ekleyerek restorasyonun karakterize eder. Bu gruptaki sistemler Cerec inLab, DCS Preci-fit, Cercon, Everest'tir.

- Üretim merkezli CAD/CAM sisteminde ise, model laboratuvarıda tarandıktan sonra veriler internet üzerinden ana üretim merkezine gönderilir. Altyapısı hazırlanan restorasyon, üzerine porselen eklenmesi için laboratuvara tekrar gönderilir. Tüm altyapıların aynı merkezde yapılmasıyla kalite kontrolü optimal şekilde sağlanır. Procera ve Lava sistemleri bu şekilde çalışmaktadır (149).

CAD/CAM sistemler; hazırlanan restorasyonların üretim aşamasını kısaltması ve geleneksel yöntemlere kıyasla daha kaliteli restorasyonların üretilmesi gibi birçok avantaj sağlamaktadır. Alt yapılar ve restorasyonlar CAD yazılımları ile tasarlandıkları için teknisyenlerin işi kolaylaşmaktadır (150).

CAD/CAM sistemleriyle zirkonya gibi yeni materyaller kullanılabilmekte ve üretim sırasında standardizasyon sağlandığı için laboratuvarıda kalite kontrolü de yapılmaktadır (151).

Klinik ortamında kullanılan CAD/CAM sistemler restorasyonların tek seansta üretilip takılabilmesini sağladığı için bu durum hem hasta hem de hekimler için zaman açısından büyük bir avantaj sağlamaktadır (152).

Geleneksel uygulamalarla kıyaslandığında ölçü işlemine ve geçici restorasyon kullanımına gerek kalmaması, çapraz enfeksiyon riskini azaltmaktadır. Bu sistemlerin en büyük dezavantajı yüksek maliyetlerinin olması ve hekimlerin bu maliyeti finanse edebilmek için çok fazla restorasyon yapması gerekmektedir (149).

CAD/CAM restorasyonların başarısı ve uzun ömürlü olması da geleneksel sistemlerde olduğu gibi, iyi preperasyon, detaylı ölçü (bu durumda optik/ dijital tarama), ve tasarımın nasıl yapılacağı hakkında bilgi birikimi gibi faktörlere sahip olunması gerekmektedir (153).

CAD/CAM sistemlerinin büyük bir bölümünde eksiltme yöntemi yani blokların aşındırılarak küçültülmesi kullanılır. Piyasada bulunan ve eksiltme yöntemini kullanan sistemlerin yanında materyal ilave etme yöntemi kullanan sistemler de bulunmaktadır (154).

2.1.2.4.2.1.1 Dental CAD/CAM sistemlerin avantajları

Dişhekimliğinde kullanılan restorasyonlar için CAD / CAM teknolojisinin kullanılmasının geleneksel tekniklere göre birçok avantajı bulunmaktadır. Bu avantajlar arasında kullanımın kolay olması, hızlı üretim ve kalite sayılabilir. Geleneksel ölçü alma yöntemlerini ortadan kaldırdığı için kısıtlı ağız açıklığı ve kusma refleksi olan hastalar için çok ciddi avantaj sağlar. Hasta ve hekimin tedavi süresini kısaltıp bekleme süresini kısaltmıştır (142,155).

Dental restorasyonlar tek seansta üretilip uygulanabildiği için bu sistemlerin hekim ve hastaya zaman kazandırması büyük avantajlarının başında gelir. Bu sayede çeşitli klinik problemlere yol açabilecek ölçü almanın yanı sıra, geçici kron hazırlama gibi zorunlulukları da ortadan kaldırmıştır (Cerec ve E4d Dentist System) (156).

CAD/CAM sisteminin dental laboratuvar içinde önemli artıları vardır; daha az zamanda daha iyi kalitede fabrikasyon üretim yapar, teknik sebeplerle oluşabilecek hataları en aza indirger, çapraz enfeksiyon riskini azaltır (157).

Normal şartlarda geleneksel üretim yöntemleriyle hazırlanamayan zirkonyum, titanyum gibi materyaller CAD/CAM sistemiyle diş hekimliğinde kullanılabilir hale gelmiştir. Seramik endüstrisinde ortaya çıkan gelişmelerle birlikte düşük poroziteli, yüksek densitede, düşük residüel stres ile yüksek mikroyapısal bütünlük gösteren restorasyonlar üretilmektedir. CAD/CAM restorasyonlarının kalitesi son derece yüksektir çünkü ölçümler ve üretim çok hassastır (158). Kaliteli restoratif materyallerin daha kısa süre içinde elde edilmeleri sağlanmıştır. Hata potansiyelini oldukça azaltmış ve indirekt restorasyonlardan kaynaklanabilecek olası çapraz kontaminasyonlarında önüne geçmiştir (157).

Diş hekimliğinde CAD/CAM sisteminin kullanılmasıyla seramik materyallerin kondensasyon, eritme, kaynaştırma işlemleri nispeten azalmıştır (159).

CAD/CAM sistemlerinin avantajlarından birisi de, tek seansta uygulamalar yapılabildiği için hem hastalar hem de hekimler için zaman tasarrufu sağlamasıdır. Bu sayede ölçü alma, geçici kron hazırlama gibi zorunluluklar da ortadan kalkması küçük de olsa ekonomik kazanca sebep olur. CAD yazılımları sayesinde CAD/CAM sistemlerden hastalar kadar kazançlı çıkan başka bir grup ise laboratuvar

teknisyenleridir. Alt yapılar ve restorasyonlar CAD yazılımları ile tasarlandıkları için teknisyenlerin işleri kolaylaşmaktadır (150).

2.1.2.4.2.1.2 Dental CAD/CAM sistemlerin dezavantajları

CAD/CAM sistemlerinin en büyük dezavantajlarının başında sistem maliyetlerinin yüksek olması ve bu maliyeti karşılamak için hekimin birçok restorasyon yapmasının gerekmesidir. Bu da bu sistemler kullanılarak üretilen restorasyonların klinik kullanımını zorlaştıran etmenlerin başında gelmektedir. Birçok yeni sistem geliştirilmesine rağmen CAD/CAM sistemlerden yararlanmak hala ekonomik değildir (160).

Tek renkten oluşan blokların kullanılması ise hasta ve hekimin estetik beklentilerini karşılanmasında zorluklara neden olmaktadır. Fakat değişik renklerde blokların yavaş yavaş geliştirilmesi ile bu problemde elemine edilmek üzeredir (160).

Ekipmanların kullanılabilmesi için deneyimli elemanlara ihtiyaç duyulmaktadır (160).

Derin subgingival marjnlere sahip dişlerin ağız içi tarama yapılarak bilgisayar ortamına aktarılması da sorun olabilmekte, bu nedenle geleneksel sabit protez yapımında olduğu gibi iyi bir diş eti retraksiyonu yapmak zorunlu hale gelmektedir (160).

2.1.2.4.2.1.3 Dental CAD/CAM sistemlerin başarısı için gereken faktörler

CAD/CAM sistemler kullanılarak üretilen restorasyonların başarısında hekim ve laboratuvar personelinin başarısı ve tecrübesi kadar kullanılan sistemlerin özellikleride önem arz etmektedir. CAD/CAM sistemleri kullanılarak üretilen restorasyonların klinik başarısında ağız içi kameranın ve milling ünitesinin netliği, yazılım programının ve tasarım algoritmalarının sınırlamaları önemli rol oynamaktadır (161).

CAD/CAM sisteminin kullanılan yazılımı, tekrardan yapılan final sinterlemesi esnasında oluşacak büzülme miktarını hesaplayabilmeli ve iyi bir marjinal uyumu sağlayabilmelidir (155).

Günümüzdeki teknolojik gelişmeler sayesinde artık herhangi bir şekil ve boyutta restorasyon üretmek mümkün hale gelmiştir. Bu teknolojik yenilikler hekime bağlı başarısızlık nedenlerini azaltmasına karşın tamamen ortadan kaldıramamıştır. Bundan dolayı final restorasyonun klinik başarısı için simantasyon ve diğer final işlemlerinin çok dikkatli şekilde yapılması gerekmektedir (161).

CAD/CAM sistemlerde kullanılan materyaller hazır bir şekilde frezelenmeli, frezeleme ünitesinin hasarına karşı koyabilmeli ve cilalanması, renklendirilmesi, glazelenmesi hızlı bir şekilde bitirilebilmelidir. Laboratuvar temelli sistemler alt yapı materyali olarak seramikler kadar titanyum, soy metaller ve hatta soy olmayan metalleri de işleyebilmelidir. Daha sonra bu altyapılar el ile porselen tozları kullanılarak geleneksel yöntemler ile kaplanabilmelidir (162).

2.1.2.4.2.1.4 CAD/CAM sistemlerde kullanılan materyaller

1. Feldspatik seramikler
2. Lösitle güçlendirilmiş cam seramikler
3. Lityum disilikatla güçlendirilmiş cam seramikler
4. Oksit seramikler
5. Cam infiltre oksit seramikler
6. Sinterlenen oksit seramikler
7. Nanoseramikler
8. Hibrit seramikler
9. Zirkonya ile güçlendirilmiş lityum disilikat seramikler
10. Kompozitler
11. Metaller Polimerler
- 12. Polimerler (156,163,164).**

2.1.2.4.2.1.5 PEEK altyapı materyalinin CAD/CAM ile hazırlanması

CAD/CAM teknolojisinin dental alanda kullanımının yaygınlaşmasıyla beraber restorasyonlardaki kenar uyumu, estetik ve materyallerin dayanıklılığı gibi tedavinin başarısı için önemli olan faktörler geliştirilmeye çalışılmaktadır. PEEK materyali hem CAD/CAM sistemlerle hem de mum atım yöntemi ile ısı ve basınç altında döküm yapılarak üretilmektedir (165).

Metal alt yapılara kıyasla, PEEK materyali CAD/CAM üretimi açısından, kullanılan frezlerde daha az aşınmaya, daha hızlı üretim ve kullanılan frezlerin daha uygun maliyetli olması gibi avantajlara sahiptir (166).

PEEK altyapılı restorasyonun CAD/CAM teknolojisi ile üretilmesi zirkonya altyapılı restorasyonların CAD/CAM teknolojisi ile üretilmesinde olduğu gibi esas olarak üç aşamada yapılır (166).

2.1.2.4.2.1.5.1 Modelin üç boyutlu taranması (Scanning)

Birinci aşama çene ve diş yapılarıyla ilgili ayrıntıların dijital ortama iletilmesi işlemidir. Modelin yüzeyi (mum, alçı model, diş yüzeyi) üç boyutlu olarak tarandıktan sonra belirli rehber noktalardan yararlanılarak bir matriks oluşturulur ve bununla modelin görüntüsü elde edilir. Modelin taramasında iki tip cihaz kullanılmaktadır (151, 167).

2.1.2.4.2.1.5.1.1 Mekanik tarayıcı

İğne, küre (ProCera) veya pin (President DCS) kullanılarak ana model yüzeyinin üç boyutlu olarak tarandığı sistemlerdir (151,167).

2.1.2.4.2.1.5.1.2 Optik tarayıcı

Modelin veya diş yüzeyinin taraması beyaz renkli ışık veya lazerle yapılır. Tarayıcının çalışma prensibi triangulasyon yöntemi olarak adlandırılan temele dayanmaktadır. Yapının üç boyutlu olan görüntüsünün oluşturulabilmesi için bilgilerin toplandığı alıcı birim ve beyaz renkli ışık ya da lazerin verildiği ışık kaynağı birbirleriyle uyumlu açılarda olmalıdır (151,167).

2.1.2.4.2.1.5.2 Bilgisayar destekli tasarım için yazılım (Software)

Elde edilen model görüntüsünde bilgisayar yazılımı vasıtasıyla restorasyonun tasarımı ve planlaması yapılır. Çeşitli firmalar tarafından farklı protetik restorasyonlar için hazırlanan farklı tasarım programları bulunmaktadır. Yazılım programı vasıtasıyla alt yapı üretiminin yanında inlay, inlay tutuculu sabit bölümlü protez, teleskop primer kron, tam kron, bölümlü kron, adeziv sabit bölümlü protez gibi restorasyonlar da hazırlanabilir (168).

Özel bir data formuna dönüştürülen üç boyutlu model üretim ünitesine (CAM) alınır, CAD ve CAM üniteleri arasında kapalı bir sistem bulunur. Bu sayede planlamanın yapıldığı CAD ve üretimin gerçekleştirildiği CAM tek bir sistemde birleşmiş olur (169).

2.1.2.4.2.1.5.3 Üretim cihazları (Hardware)

Üretim birimi genel bir merkezde veya laboratuarda bulunabilir. Bu bölümde restorasyon, tarayıcı yoluyla alınan görüntüler yardımıyla planlanır ve arzu edilen materyalden freze edilerek hazırlanır. Bu cihazlar frezeleme yapan aks sayısına göre 3 akslı, 4 akslı ve 5 akslı olarak üçe ayrılır. Üç değişik uygulama yöntemi mevcuttur (169).

2.1.2.4.2.1.5.3.1 Katı bloktan aşındırma yöntemi

Sıklıkla kullanılan bir yöntemdir. Alt yapıdaki konturlar frez yardımıyla katı bir bloktan elde edilir (169). Alt yapı uyumu kullanılan frezin büyüklüğüne bağlıdır ve laboratuarda ilave uyumlama yapılması gerekir (68,170).

PEEK alt yapıli restorasyonların hazırlanmasında 14-22 mm çapındaki PEEK bloklar susuz bir şekilde CAD/CAM cihazlarında freze edilir. Bu işlemler için genellikle tungsten carbit frezler kullanılır (98).

CAD/CAM ortamında hazırlanan restorasyonlar daha sonra kontrol edildikten sonra var olabilecek pürüzlü yüzeyler lastik frezler yardımı ile mekanik olarak düzeltilir (98).

PEEK, endüstriyel olarak; CAD/CAM içi disk ve blok, preslenmiş palet, ve granüler formda üretilebilmektedir. Ancak son iki form ısıyla presleme veya eritme işlemine ihtiyaç duymaktadır (98).

PEEK materyalinden üretilen üç üyeli sabit protezlerin performansı üzerine yapılan araştırmalar, palet halinde üretilen materyallerin, restorasyonların stabilitesini ve güvenilirliğini arttırdığını bildirmiştir. Ayrıca granüler formdan preslenen sabit protezlere kıyasla palet halinde üretilenler, daha az plastik deformasyon ve daha yüksek kırılma direnci göstermektedirler (171).

2.1.2.5 PEEK'in yüzey modifikasyon yöntemleri

PEEK materyalinin birçok üstün özelliğine karşın grimsi-kahverengi veya opak-beyaz renkte olması en büyük dezavantajlarından biridir. Anterior bölge restorasyonlarda PEEK materyalinin grimsi-kahverengi veya opak-beyaz renkte olmasından dolayı; estetik açıdan, monolitik kullanıma uygun bir materyal değildir. Bundan dolayı, başka materyaller ile veneerlenmesine ihtiyaç duyulmaktadır (12,22).

PEEK materyali ile veneer materyali arasındaki adezyon; kimyasal tutuculuk, mikro mekanik tutuculuk veya bunların bir kombinasyonu ile sağlanabilir. Elde edilen bu adezyon kullanılan materyallerin içeriğine ve etkileşimine bağlı olarak farklılık göstermektedir. Fakat PEEK materyalinin düşük yüzey enerjisine sahip olmasından dolayı, kompozit veneer materyali ile veneerlenebilmesi için düşük yüzey enerjisi sorununun üstesinden gelinmesi gerekmektedir (12,22).

Buna yönelik çalışmalarda iki faktöre odaklanılmıştır. Bunlar; PEEK kompozitlerinin hazırlanması ve PEEK materyalinin yüzey modifikasyonudur. Bu amaçla TiO_2 (172), HA (173) gibi aktif maddelerle PEEK materyali harmanlanarak TiO_2/PEEK ve HA/PEEK gibi PEEK kompozitleri elde edilmiştir (174,175).

Yüzey modifikasyonu, herhangi bir materyalin yüzey özelliklerini değiştirerek, genel özelliklerini etkilemeden, materyal yüzeyinin mekanik ve biyolojik özelliklerinin artırılmasıdır. Bu işlem sırasında, materyallerin avantajlı özellikleri korunmaktadır (176).

PEEK materyalinin yüzey modifikasyonunda;

- Al_2O_3 ile kumlama,
- Tribokimyasal silika kaplama,
- Kimyasal asitleme,
- Plazma işlemi,
- Çeşitli lazer sistemleri kullanılmıştır (15,22,94,176,177).

2.1.2.5.1 Al_2O_3 ile kumlama

Kumlama işlemi, diş hekimliği alanında yüzey pürüzlülüğünü arttırmak amacıyla sıklıkla kullanılan basit bir yüzey modifikasyon yöntemidir (178).

Yüzey modifikasyon işlemleri arasında en kolay yüzey modifikasyon yöntemi olarak kabul edilir. Kumlama işlemi, dental uygulamalarda; dental implantların yüzey hazırlığı, simantasyon öncesi metal ve porselen restorasyonların hazırlığı, ortodontik braketleme ve daha pek çok alanda sıklıkla kullanılmaktadır. Kumlama işlemi, simantasyonda kullanılan simanın mikromekanik tutuculuğunu sağlayacak şekilde yüzey pürüzlülüğünü arttırarak ve yüzeydeki organik kontaminasyonu temizleyerek etki göstermektedir (177,179).

Çulhaoğlu ve arkadaşlarının yaptıkları çalışmada; silika kaplanmış PEEK yüzeylerin, kumlanmış, lazer ve asit uygulanmış yüzeylere kıyasla daha yüksek ıslanabilirlik göstermelerine karşın daha düşük adezyon kuvveti sağladıklarını bildirmişlerdir (177).

2.1.2.5.2 Tribokimyasal silika kaplama

Tribokimyasal silika kaplama işlemi; silika ile modifiye edilmiş Al_2O_3 partiküllerinin yüksek hızla materyal yüzeyine gönderilmesi ve yüzeyde silika tabakası oluşturulması esasına dayanmaktadır (180).

Hallmann ve arkadaşları yaptıkları çalışmada, tribokimyasal silika kaplanmış PEEK yüzeylerin kompozit veneer materyaline adezyon kuvvetinin düşük olduğunu bildirmişlerdir. Bu durumu, silis parçacıklarının PEEK yüzeyine gevşek bir şekilde tutunmasına ve PEEK yüzeyi ile silika parçacıkları arasında kimyasal bir bağ oluşmamasına bağlamışlardır (15).

2.1.2.5.3 Asitlerle yüzey modifikasyonu

PEEK yüzeyine uygulanan asit ile PEEK'in yüzeysel tabakası üzerindeki fonksiyonel karbon-oksijen grupları artmakta, böylece adeziv sistem bileşenlerinin bağlanabileceği fonksiyonel gruplar ortaya çıkmaktadır (181).

PEEK yüzeyine asit uygulamalarında kullanılan asitlerden birisi de; piranha çözeltisidir. Bu çözelti, güçlü bir oksitleyici ajan olup, kimyasal olarak peroksimonosülfürik asit (H_2SO_5) olarak isimlendirilen, yüksek yoğunluğa sahip sülfürik asit (H_2SO_4) ve hidrojen peroksitten (H_2O_2) oluşan bir birleşimdir (182).

PEEK'in yüzey modifikasyonu için kullanılan asitlerden diğer biri ise sülfürik asittir. PEEK materyalleri yoğun sülfürik asit benzeri kuvvetli asitler dışındaki asitlerde çok az çözünürlüğe sahiptir. PEEK'in kimyasal yapısı bu zayıf asitlere karşı çözünme direncini açıklamaktadır (183).

PEEK yüzeyine uygulanan sülfürik asit, benzen halkaları arasındaki karbonil ve eter gruplarına etki etmektedir (182).

Bu durum, PEEK polimerinin oksidasyonuna, yüzey kutuplaşmasının artmasına, aromatik halkanın açılmasına ve daha sonra adeziv sistem ile reaksiyona girebilecek daha fazla fonksiyonel grubun ortaya çıkmasına neden olmaktadır (184).

Yüzey kutuplaşmasındaki artış, adeziv sistemin PEEK polimerine yayılımını arttırmakta, bu da daha güçlü bir bağlanma kuvvetine neden olmaktadır (22).

PEEK molekülünün yapısındaki benzen halkasının sülfonasyonu, sülfürik asit kullanıldığında gerçekleşmektedir. Sülfonik asit grupları, PEEK yüzeyinde adeziv sistemlerdeki metakrilatlarla etkileşime girmektedir. Bu durum, diğer zayıf asitlere göre sülfürik asit uygulamasının, PEEK ile kompozit veneer materyali arasında daha yüksek adezyon kuvvet değerlerinin ortaya çıkarmasını açıklamaktadır. Fakat sülfürik asidin DNA hasarına yol açabileceği (176) ve aşırı koroziv özelliğinden dolayı canlı doku temasının ciddi hasarlara yol açacağı belirtilmiştir (178).

2.1.2.5.4 Plazma ile yüzey modifikasyonu

Yüzey modifikasyon yöntemlerinden diğeri ise aşındırma, polimerizasyon, yüzey aktivasyonu ve temizleme amacıyla kullanılan plazma işlemidir (185).

Plazma; fiziksel olarak “pozitif ve negatif yüklerin birbirine eşit yoğunluğa sahip olduğu iyonize gaz” şeklinde tanımlanmaktadır (186).

Başka bir deyişle plazma: katı bir madde, yoğunlukla sabit bir basınç altında sıcaklığı arttırıldığı zaman sıvı hale geçer. Sıcaklık değerleri yükseldikçe; sıvı halden gaz haline geçer. Daha yüksek sıcaklıkta ise gaz içindeki moleküller, düzensiz doğrultularda serbestçe hareket eden gaz atomlarını oluşturacak şekilde ayrışır. Eğer sıcaklık daha fazla arttırılırsa, gaz atomlarından bir ya da birkaç elektron kopar ve gaz atomları serbestçe hareket eden elektronlara ve pozitif iyonlara ayrılmış olur (23).

Bu şekilde maddenin “dördüncü hali” olan plazma oluşur (187).

Plazma; doğal plazma ve yapay plazma olarak iki şekilde bulunmaktadır. Yıldızlar, iyonosfer, kutup ışıkları, güneş ve şimşekler doğal plazma örnekleridir. Yapay plazmalar ise laboratuvar koşullarında ısı, ışın, manyetik enerji ve elektrik enerjisi ile üretilebilmekte ve bu mevcut enerjinin kesintisiz olması halinde plazma hali devam ettirilebilmektedir (188).

2.1.2.5.5 Lazer ile yüzey modifikasyonu

Lazer; radyasyonun uyarılması ile ışık şiddetinin güçlendirilmesi olarak tanımlanır. Lazer terimi ismini “Light Amplification by Stimulated Emission of Radiation (LASER)” kelimelerinin ilk harflerinden almaktadır (189).

Lazer ile yüzey modifikasyonu;

- Lazer ışınının materyal yüzeyi ile etkileşime girmesiyle ilk olarak serbest elektronların ortaya çıkması,
- Serbest elektronların gelen lazer enerjisini absorbe ederek hızlanması,
- Çarpışmalarla yeni serbest elektronlar oluşturması,
- Ortamdaki serbest elektronların belli bir yoğunluktan sonra sıcak plazma gibi davranması,

- Plazmanın enerjisini materyalin atom ve moleküllerine aktararak yüzey modifikasyonunu gerçekleştirmesidir (190).

2.1.2.6 Alt yapı ve üst yapı bağlanma şekilleri

Yamamoto, porselen ile metalin bağlanma mekanizmasını şu şekilde sınıflandırmaktadır;

1. Mekanik bağlanma,

a) Makroskobik pürüzlendirme

1- Aşındırma

2- Kumlama

b) Mikroskobik pürüzlendirme

1- Oksidasyonla pürüzlendirme

2- Metal yüzeyin eriyen camla elektrokimyasal korozyonu

3- Tane tutucuların seçici oksidasyonu

4- Asitleme (ön muamele)

5- Dentritik kristallerin çöktürülmesi

2. Kimyasal bağlanma

3. Dentritikal bağlanma

4. Geçiş fazına bağlı bağlanma

5. Van der Waals kuvvetleri ile oluşan bağlanmadır (36).

PEEK ve veneer materyali arasında, kimyasal ve mekanik bağlanma görülür. Mekanik bağlanma, PEEK materyalinin yüzeyine uygulanan yüzey işlemleri neticesinde oluşan mikro düzensizlikler, retantif adezyon oluşmasıyla sağlanır. Kimyasal bağlantı ise; artmış yüzey enerjisi ve yeni oluşmuş fonksiyonel gruplarla açıklanabilir (191).

PEEK yüzeylerinde başarılı adezyon, pürüzlendirme ile yüzey aktivasyonu ve daha sonra aseton, fosfat bazlı metakrilat astarlar veya tribokimyasallar ile işlenmesi sonucunda sağlanır (192). Kompozit ile PEEK arasındaki bağlanma dayanımını artırmak için çeşitli adeziv sistemleri kullanılır. Stawarczyk ve arkadaşları; Visolink ve Signum PEEK Bonds kullanımının kompozit ile PEEK arasındaki bağı önemli ölçüde artırdığını bildirmişlerdir (19).

2.1.2.7 Restorasyonların kırılma nedenlerinde etkili olan faktörler

1- Hatalı kron, köprü tasarımı,

- Restorasyonun esnemesine yol açan yetersiz rijititeye sahip metal altyapı,
- Yanlış altyapı tasarımı, yeterince desteklenmemiş porselen,
- Restorasyona aşırı kuvvet uygulanmasına yol açan yanlış okluzal konturlardır.

2- Direkt travma,

3- Okluzal travma,

4- Laboratuvar hataları,

5- Uygun olmayan materyallerin kullanımı; örneğin uygun olmayan revetman ve porselen kullanımı,

6-Kron ve köprü yapısının aşırı okluzal uygulamalar veya endodontik giriş kavitesinin açılması sırasında zayıflatılması (193).

Porselen kırılmalarını ise Chung şu şekilde sınıflandırmıştır (193);

1- Sadece porselende görülen kırık,

2- Porselen ve metal altyapının açığa çıktığı kırık,

3-Önemli miktarda metal alt yapının açığa çıktığı kırıktır (194).

Porselen tamir sistemlerinin klinik başarısı; büyük oranda kompozit rezin ile porselen arasındaki bağlanmanın bütünlüğüne dayanmaktadır. Bu bütünlük kimyasal veya mekanik bağlanmanın başarısıdır (194).

Porselen tamirine başlanmadan önce mutlaka kırılmanın nedeni belirlenmeli ve giderilmelidir. Eğer bu yapılmazsa, hatanın tekrarlanması kaçınılmaz olup tamir uygulaması da başarısızlıkla sonuçlanabilir. PEEK restorasyonlarda kırık nedenleri; veneerleme metodu, laboratuvar hataları, veneer materyali ve PEEK materyali arasındaki elastisite modülünün farklı olmasıdır (41).

PEEK alt yapı ve veneer materyali arasında görülen kırık şekilleri ile ilgili yapılan çalışmalarda; PEEK alt yapı materyalinde herhangi bir kırık gözlenmezken PEEK ile rezin kompozit veneer materyali arasında chipping görülmüştür (20).

PEEK alt yapı ile veneer materyali arasında en sık adeziv başarısızlık görülmüştür (41).

2.1.3 Bağlanma dayanımı ölçüm yöntemleri

Marx (1986), uygulanan kuvvetin çeşidine ve yönüne göre bağlanma dayanımı testlerini;

- Makaslama,
- Çekme,
- Kırma,
- Eğme,
- Makaslama, çekme, kırma, eğme testlerinin kombinasyonu olarak sınıflandırmıştır (195).

Bağlanma yüzeyinin boyutlarına göre, bağlanma dayanımı test yöntemleri; mikro (yaklaşık 1 mm²) ve makro (3-28 mm²) olarak sınıflandırılabilir (195).

En sık kullanılan bağlanma dayanımı test yöntemleri; makaslama (shear), çekme (tensile) ve mikro çekme (microtensile) testleridir (196).

2.1.3.1 Makaslama bağlanma dayanımı testi (Shear test)

Bağlanma dayanımının belirlenmesinde farklı yöntemler kullanılmasına karşın, en çok tercih edilenlerden biri, makaslama bağlanma dayanımı testidir (197, 198).

Bu test birçok çalışmada tercih edildiği için verilerde karşılaştırma kolaylığı sağlamaktadır (197,199).

Makaslama bağlanma dayanımı testi; birbirinden farklı iki materyal arasındaki bağlantıda aralanma oluşana kadar, makaslama kuvvetinin uygulandığı in vitro bir test yöntemidir. Birim alana düşen makaslama dayanımı, uygulanan maksimum kuvvetin bağlantı yüzey alanına bölünmesi ile belirlenmektedir (200).

2.1.3.2 Çekme (Tensile) testi

Çekme testi; aralarında adezyon sağlanan iki materyale, birbirinden ayrılana kadar, yüzeye dik bir şekilde ve bir ekseninde çekme kuvveti uygulanması olarak tanımlanan bağlanma dayanımı test yöntemidir. Çekme bağlanma dayanım değeri, bağlantının kırıldığı andaki kuvvetin bağlanma yüzey alanına bölünmesi ile elde edilmektedir (201).

2.1.4 Yüzey analiz yöntemleri

Yüzey pürüzlülüğü, materyalin özelliklerine veya elde edilme yöntemlerine bağlı olarak yüzeyindeki düzensizlikler olarak tanımlanır (202,203).

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

1. Profilometre,
2. SEM (Tarayıcı elektron mikroskobu),
3. AFM (Atomik kuvvet mikroskobu),
4. EDX (Enerji dağılım spektrometresi)'dir (202, 203).

2.1.4.1 Profilometre analizi

Profilometre cihazları, yüzey pürüzlülüğünü nicelik olarak değerlendirmek için kullanılmaktadır. Mekanik ve optik profilometreler bulunmaktadır.

2.1.4.1.1 Mekanik profilometreler

Mekanik profilometrelerden genellikle in vitro çalışmalarda, dental materyallerin yüzey pürüzlülüğünün değerlendirilmesinde faydalanılmaktadır. Mekanik profilometre cihazlarında, elmas yapısında tarayıcı bir frez örnek yüzeyinde dolaşırken, elde edilen yüzey pürüzlülüğü bulguları dijital olarak hesaplanır ve sayısal ölçüm olarak kaydedilir (204).

Tarayıcı frez ucu örnek yüzeyinde gezinerek, y eksenindeki yükseklikleri kaydetmekte ve bu yükseklikler arasındaki farkları makinenin dönüştürüm sistemini referans alarak hesaplamaktadır (205, 206).

Yüzey pürüzlülüğü, tüm yüzey düzensizliklerinin (yükseklik ve derinliklerinin) toplamalarının aritmetik ortalamasıdır (205, 206).

2.1.4.1.2 Optik profilometreler

Optik profilometreler, mekanik profilometrelere kıyasla daha yüksek ölçüm genişliğine ve çözünürlüğüne sahiptir. Optik profilometreler, 3-boyutlu ölçüm elde etmektedir. Yüzey ile mekanik bir temas olmadan optik ışın ile yüzey üzerindeki referans noktalar arasındaki mesafede tarama yaparlar. Yüzey topografisi 3-boyutlu olduğu için bu yöntem ile yüzeyin doğal karakteri gözlenebilmektedir (202, 206, 207).

2.1.4.2 SEM (Tarayıcı Elektron Mikroskobu) analizi

Örnek yüzeylerinin ölçülmesinde sıklıkla kullanılan ve optik bir yöntem olan SEM, bir noktadan bir noktaya elektron demetinin ard arda hareket etmesi prensibi ile çalışmaktadır. Bu cihazda birincil elektron demeti, yüzeydeki elektronlarla etkileşime girmekte ve elektronların etrafa saçılmasını sağlamaktadır. Yüzey topografisi ölçümü bu şekilde yapılmaktadır. SEM ile yüzeyin gri tonlarında görüntüsü elde edilmektedir. Üç boyutlu yüzey özelliklerini görüntüleyemeyen SEM’de algılayıcı ne kadar fazla elektron tespit ederse, görüntülenen bölge görüntüsü o kadar parlak elde edilmektedir (180).

2.1.4.3 AFM (Atomik Kuvvet Mikroskobu) analizi

Diş hekimliğinde yapılan bilimsel çalışmalarda son yıllarda daha popüler hale gelmeye başlayan atomik kuvvet mikroskobu, çalışılacak örnek yüzeyini ince sivri bir uç ile tarayarak analiz etme yöntemine dayanır. Atomik kuvvet mikroskop sisteminde; bir iğne, piezo elektrik kontrol elemanları aracılığıyla örnek yüzey üzerinde x,y,z eksenlerinde hareketler yaparak yüzey analizi yapmaktadır (208, 209).

Örnek yüzeyi taranırken, uç ve yüzey arasında Van der Waals kuvvetlerine, kapiller kuvvetlere ve sürtünme kuvvetlerine dayanan etkileşimler kaydedilmektedir. Örnek yüzeylerine herhangi bir işlem gerektirmeden, nanometre çözünürlüğünde yüzey topografisi ile ilgili görüntülerin elde edilmesini sağlayan bu sistemin dezavantajı; düşük hızda tarama yapması ve andırkatları belirleyememesidir (210, 211).

2.1.4.4 EDX (Enerji Dağılım Spektrometresi) analizi

İncelenen yüzeydeki element içeriğini belirlemek amacıyla kullanılan EDX sistemleri, genellikle SEM cihazları ile birlikte (SEM-EDX) kullanılmaktadırlar. EDX cihazının 4 temel bileşeni bulunmaktadır.

Bunlar;

- X-ray dedektörü,
- Işın kaynağı,
- Analizör,
- Sinyal işlemcisidir (212).

EDX analizi, X-ray dedektörü tarafından materyal yüzeyine yayılan X-ray'lerin sayısının ölçülmesi ve ölçülen X-ray enerjisini voltaj sinyallerine dönüştürerek sinyal işlemcisine göndermesi prensibine dayanmaktadır. Sinyal işlemcisi sinyalleri ölçüp analiz ederek, verileri elde etmektedir. Böylece incelenen yüzeydeki elementlerin dağılımı belirlenmiş olmaktadır (212).

2.1.5 Temas açısı ölçüm yöntemleri

Yüzey ıslanabilirliği genellikle yüzeydeki temas açısı cinsinden ölçülmektedir. Hidrofilik (suyu seven) yüzeyler; 90° 'den daha düşük temas açısına sahip yüzeyler, hidrofobik yüzeyler (suyu sevmeyen); 90° 'den daha yüksek temas açısına sahip olan yüzeyler, 150° 'den daha fazla temas açısına sahip yüzeyler ise süperhidrofobik yüzeyler olarak isimlendirilir. Temas açısı genellikle gonyometre ile uyumlandırılmış bir bilgisayar yardımıyla ölçülmekte ve bu yöntemde katı materyal yüzeyine su damlatma işlemi gerçekleştirildikten sonra, suyun yüzey ile yaptığı açının kesit fotoğrafı çekilmektedir. Bu fotoğrafın bilgisayar analizi yapılarak θ açısı direk olarak ölçülüp hesaplanarak temas açısı belirlenmektedir (213).

2.1.6 Tamir materyali olarak kompozit rezinler

2.1.6.1 Kompozit rezinlerin özellikleri ve yapısı

Dental alanda kullanıma sunulan kompozit rezin restorasyon materyaller, organik bir yapı içerisinde çeşitli oranlarda inorganik partiküllerin eklenmesi ve bu birleşimin içerisine eklenen çeşitli katkı maddelerinin polimerizasyonu sağlanarak elde edilir. Kompozitler özelliklerini yapıda bulunan organik ve inorganik fazın özelliklerinden ve bu fazların kompozit yapısına katılma oranlarından alır. İnorganik birleşenler materyalin fiziksel özelliklerini arttırmak, ışığı geçirirmek ve mine gibi saydamlık özelliği vermek gibi özellikler sağlarken organik matris yapıyı birarada tutar ve karışımı modele edilebilir hale getirir. Kompozitin yapısında bulunan inorganik filler; kuartz, borosilikat camı, lityum alüminyum silikat, stronsiyum, baryum, koloidal silika, yitriyum camı ve baryum alüminyum silikadır. Yapı içerisinde bulunan silika partikülleri kompozit reçinelerin özelliklerini güçlendirmesinin yanında ışığı geçirir. Silika partiküllerinin ışığı geçirmesi kompozitlerin dişin en dış katmanı olan mine dokusuna benzer yarı şeffaf bir görünüm kazanmasını sağlar. Kompozit rezinlerin kristalin formlarının sert olması kompozitlerin final işlemleri ve polisaj işleminin zorlaşmasına neden olur. Kristalin formlarının bu dezavantajlarından dolayı kompozit rezinler günümüzde silikanın nonkristalin şekli kullanılarak üretilmektedir (34, 214, 215, 216).

Kompozit rezinlerin mekanik özellikleri polimerizasyon yöntemlerinden önemli derecede etkilenir. Organik matrisin yapısına göre kompozit rezinler iki şekilde sınıflandırılır. Bunlar; Metil metakrilat ve BIS-GMA matris yapısında olanlardır. Metakrilat, suda erimeye dirençli visköz mikro molekül yapısına sahiptir. Metakrilat diş hekimliğinde kullanılan çekme ve bökülmeye karşı dirençli olan akrilik materyalinin temel yapısını oluşturur. Hemen hemen renksiz yoğun bir sıvı yapısında olan BIS-GMA ise bir peroksit katalizör ve amin akseleratör kullanımı ile ilave polimerizasyon ve iki tane reaktif çift bağ yapar. Yapı içerisine di-metakrilat ve tri-metakrilat ilave edilerek BIS-GMA'nın yoğunluğu azaltılabilmektedir ve bu şekilde hazırlanan rezine TEDGMA adı verilir. Günümüzde polimer matris olarak renk değişimine karşı daha dirençli olan ve daha iyi bir adezyon sağlayan üretan dimetakrilat (UDMA) bütün kompozit rezin matrikslerinin yapısını oluşturmaktadır. Kompozit rezinlerde bulunan ara faz; organik polimer matris fazı ile inorganik faz arasındaki sıkı bağlanmayı sağlar. Kompozit rezinlerde bulunan ve silan olarak adlandırılan bu yapı inorganik ve organik bileşenleri yapısında bulunan silisyum hidrojen bileşenleri sayesinde bağlar. Kimyasal açıdan dayanıklı ve kararlı olan bu bileşenler sıvı halden esnek katı hale kadar çeşitli hallerde bulunabilmektedirler (34,214-216).

2.1.6.2 Kompozit rezinlerin sınıflandırılması

Kompozit rezinler temel olarak 3 komponentten oluşmaktadır.

Bunlar;

- Organik Yapı
 - a- Metil metakrilat matriksli olanlar
 - b- BIS-GMA matriksli olanlar
- İnorganik Yapı
- Ara bağlayıcılardır (217).

Polimerizasyon yöntemlerine göre kompozit rezinler;

- Kimyasal olarak polimerize olan kompozit rezinler,

- Işık ile polimerize olan kompozit rezinler,
- Hem kimyasal hemde ışıkla polimerize olan kompozit rezinler olarak sınıflandırılırlar.

Vizkozitelerine göre kompozit rezinler;

- Tepilebilir(kondanse edilebilir) kompozit rezinler,
- Akışkan kompozit rezinler olarak sınıflandırılırlar.

Tablo 4: Kompozit rezinlerde sınıflandırılması (217).

Inorganik Doldurucu Partikül Büyüklük ve Yüzeylerine Göre;		
Kompozit Resin	Inorganik Doldurucu Partikül Büyüklüğü	Inorganik Doldurucu Partikül Yüzdesi (Ağırlıkça)
Nanofil	0,005-0,01 μm	-
Hibrit	0,04-1 μm	%75-80
Mikrofil	0,01-0,1 μm	%35-60
Minifil	0,1-1 μm	%75-85
Midifil	1-10 μm	%70-80
Makrofil	10-100 μm	%70-80
Megafil	50-100 μm	-

Kompozit rezinler, porselen restorasyonların ağız içindeki tamirlerinde günümüzde sıklıkla kullanılan materyallerin başında gelmektedir. Tamir materyali olarak kullanılan materyallerin başarılı sayılması için, materyalin ağız içinde restorasyona gelecek foksiyonel kuvvetleri karşılayacak bir bağlanma dayanımı göstermesi gerekmektedir. Kullanılacak kompozit tamir materyalinin fonksiyonel kuvvetlere karşı göstereceği bağlanma dayanım mukavemeti, kompozitin ve uygulandığı alt yapı materyalinin ısıl genleşme katsayısı ve polimerizasyon büzölmelerinin benzer olmasına bağlıdır. İki materyal arasındaki ısıl genleşme katsayısı ve polimerizasyon büzölme katsayısı çok farklı ise; başarısızlık

kaçınılmazdır. Bütün bunların yanında, kompozit rezinlerin tipleri de porselene bağlanmaya dayanım kuvveti üzerine etki göstermektedir (218, 219).

Porselen arayüzünde, büyük partiküllü kompozit rezinlerin veya hibrit tip rezinlerin bağlanma direnci, mikrofil kompozit rezinlerin bağlanma direncinden daha büyüktür (220). Hibrit kompozit rezinler, mikrofil kompozit resinlere oranla daha dayanıklı ve daha az strese sahip bulunmuştur (218, 219).

Yorucu kuvvetler söz konusu olduğu zaman da hibrit kompozitlerin kullanılması önerilmektedir (43).

Kompozit rezin sistemlerin porselen tamirinde başarı ile kullanılması sadece yüksek kalitede bağlanma özelliği yaratmalarına değil; aynı zamanda döngüsel yüklemeler boyunca yorulmalara karşı kompozit rezinlerle bağlayıcı sistemler arasında dengenin korunmasına bağlıdır. Kompozit rezinlerin bozulmasında döngüsel yorulmaların önemi iyi bilinmektedir (221,222).

2.1.7 Diş Hekimliği uygulamalarında adeziv sistemler

2.1.7.1 Adezyon

Bir adeziv yardımıyla aynı yada farklı iki yüzey arasında meydana gelen fiziksel veya kimyasal kuvvet sonucu bağlanmaya ‘‘adezyon’’ denir (223, 224).

‘‘Adeziv’’ terimi ise, farklı moleküller arasındaki çekim kuvvetini ifade etmekte kullanılmaktadır. Adezivler çoğu zaman sıvı halde bulunan yoğun materyaldir ve iki birleşen arasında bağı sağladıktan sonra sertleşerek yüzeyler arasında yük transferi sağlayabilecek duruma gelir (224, 225).

Adeziv restorasyonlarda ya da restorasyon tamirinde; diş yüzeyi-yapıştırıcı ajan, yapıştırıcı ajan ile restorasyonun kendisi arasında ve restorasyon ile tamir parçası arasında böyle bir bağlanma söz konusudur (224, 225).

2.1.7.2 İdeal bir adezivde bulunması gereken özellikler

- Mine, dentin, porselen ve tüm materyallere bağlanabilmelidir (Universal bağlanma).
- Hem mikromekanik hemde kimyasal bağlanma sağlayabilmelidir.

2.1.7.4 Adeziv sistemlerin sınıflandırılması

Adeziv sistemler aşağıdaki gibi farklı özelliklerine göre sınıflandırılabilir:

- Tarihsel gelişimlerine göre,
- Uygulama yöntemlerine göre,
- Adeziv ile mine ve dentin arasındaki ilişkiye göre,
- Uygulama aşama sayısına göre,

2.1.7.4.1 Tarihsel gelişimlerine göre

Adeziv rezinler üretildikleri tarihlere göre 7 ayrı jenerasyon şeklinde sınıflandırılmaktadır.

1. Jenerasyon
2. Jenerasyon
3. Jenerasyon
4. Jenerasyon
5. Jenerasyon
6. Jenerasyon
7. Jenerasyon

2.1.7.4.2 Uygulama şekillerine göre

- Smear tabakası uzaklaştırılmadan diş yüzeyine uygulanabilen adeziv sistemler,
- Smear tabakasını modifiye eden adeziv sistemler,
- Smear tabakasını ortadan kaldıran adeziv sistemler,
- Smear tabakasını çözen adeziv sistemlerdir (224,230).

2.1.7.4.3 Adeziv ile diş dokuları arasındaki ilişkiye göre

a. Etch&rinse adezivler

- Üç Aşamalı (4. Jenerasyon)
- İki Aşamalı (5. Jenerasyon)

b- Self-etch adezivler

- İki Aşamalı (6. Jenerasyon)
- Tek Aşamalı (7. Jenerasyon)

c-Cam iyonomer adezivlerdir (231).

2.1.7.4.4 Uygulama sayısına göre

- Tek aşamalı adezivler,
- İki aşamalı adezivler,
- Üç aşamalı adezivlerdir (224 ,231).

Etch&Rinse sistemler

Etch & rinse sistemler; iki ve üç aşamalı olarak iki başlık altında incelenebilir. Üç aşamalı etch & rinse sistemler; dişlerin %30-40 konsantrasyonlarında fosforik asitle pürüzlendirilmesini, bunun ardından hidrofilik rezin ve solvent içeren primer uygulamasını içerir. Primer içinde bulunan solvent buharlaşır ve adeziv rezin uygulanıp ışın cihazı ile polimerize edilir (232).

Self etch sistemler

Self-etch sisteminde; asit ve primer tek bir şişede kombine edilmiştir. Solventin buharlaşması için beklenildikten sonra adeziv rezin uygulanıp ışıkla polimerize edilir (230, 232).

İki aşamalı self-etch sistem

Asidik monomer ilave edilmiş hidrofilik primer solusyonu (1. aşama) ve hidrofobik bağlayıcı ajan uygulamasından (2. aşama) oluşmaktadır. Asidik primer uygulanmış yüzeye bağlayıcı ajan uygulandıktan sonra her iki tabaka ışıkla polimerize edilir (224, 233).

Tek aşamalı (All in one) self-etch sistem

Asit ve primerin tek bir şişede bulunup tek bir seferde uygulanan sistemlere tek aşamalı self-etch sistemler denir (232).

Tek aşamalı self-etch adezivlerde, 4- metakriloksietil trimellitik anhidrid (4-META) asidik monomerlerin, hidrolitik yıkımı polietilen glikol, metakrilik asit ve trimellitik asit oluşturmaktadır. Yapı içerisinde bulunan polimerize olamamış asitler, hibrit tabaka oluşumundan sonra, alttaki dentini çözmeye devam edebilirler ve bu durum bağlanmayı olumsuz etkileyebilir (234,235).

Universal adezivler

Çok amaçlı sistem olarak geliştirilen universal adezivler iki aşamalı etch & rinse veya tek aşamalı self-etch olarak kullanılmaktadır(224, 232, 235, 236).

Tüm dental adezivler içerik olarak benzerlik göstermektedir. Son zamanlarda üretilen universal (multi-mode) dental adezivler kopolimer (poliakrilik asit gibi), doldurucu ve silan molekülleri içerirler (224,237).

2.1.8 Ağız içi porselen tamir yöntemleri ve materyalleri

Diş hekimliği alanında kullanılan materyallerin kırılması, karşılaşması istenmeyen bir durum olarak kabul edilir. Böyle bir durum söz konusu olduğunda, ağız içi restorasyonun fonksiyon kaybı veya fonksiyon azalmasının yanı sıra estetiğinin bozulması gibi sonuçlar da ortaya çıkararak, restorasyonun değiştirilmesini veya tamirini zorunlu hale getirir (24).

Ağız içinde kullanılan restorasyonlarda çeşitli hataların meydana gelmesinde birçok neden etkilidir. Hasselman, Mackert ve Denry; metal destekli restorasyonlarda metal alt yapı materyali ve porselen materyalleri arasındaki elastisitelerdeki yüksek değişiklikler nedeniyle, fraktürlerin oluşmasının beklenmeyen bir sonuç olmadığını bildirmişlerdir (25-27).

Wiederhorn, restorasyonların çiğneme kuvvetleri altında oluşan stres nedeniyle uzun sürelerde tekrarlayan yüklere maruz kaldığını ve durumun özellikle kimyasal yapıya zarar verdiğini belirtmiştir (28,29).

Metal-porselen direncinin nemli çevrelerde %20-30 oranında azaldığını bulmuştur. Farah; yüzeylerin travma, parafonksiyonel okluzyon veya porselen-metal arasındaki yetersiz retansiyondan dolayı zarar gördüğünü veya kırıldığını rapor etmiştir (30,31).

McLean, porselende geniş boşluk bulunmasının meydana gelecek hatanın önemli bir nedenini oluşturduğunu bildirmiştir (238).

Oram ve Oilo; porselen kırıklarının diğer bir nedeni olarak, restorasyonun preparasyonu sırasındaki teknik hataları göstermiştir. Porselenin içindeki pörözite ile bu hatalar birleşince porselenin zayıflaması ve muhtemel kırıkların kaçınılmaz olduğunu belirtmişlerdir (32).

Reuter, uzun anterior-posterior metal alt yapının ağır veya kompleks yükler altında esneyip, porselen kırığına yol açtığını bildirmiştir (33).

Diaz-Arnold; metal yapının yanlış tasarımı, metal alt yapı ile porselen arasındaki farklı ısı (34) genleşme katsayısı, yüksek porselen kalınlığı ve yetersiz alt yapı desteği, porselen uygulamasındaki teknik hatalar, okluzal kuvvetler veya travmayı metal destekli porselen restorasyonlar için başarısızlık nedenleri olarak sıralamıştır (35).

Yamamoto, porselende mikroçatlakların kondanzasyon, pişirme ve sinterizasyon sırasında ısıl değişimlerden dolayı olduğunu gözlemlemiştir (36).

Creugers, yetersiz diş preparasyonunu porselen kırıklarının esas nedenlerinden biri olarak göstermiştir (239). Yetersiz diş preparasyonuna bağlı olarak metal alt yapı ve porselen materyali için yetersiz interokluzal mesafe kalır. Llobell ise yorulmanın metal-porselen restorasyonlar için önemli bir dezavantaj yarattığını söylemiştir (43).

Burke, porselenin pişirilmesi sırasında mikroçatlakları minimale indirmek için uniform kalınlıkta işlenmesi gerektiğini bildirmiştir (42). Anusavice; yüksek ısırma kuvvetleri, yıkıcı prematüre kontaklar ve düşük pH'daki içeceklerin dental restorasyonların cam içeriğinde kırığa neden olabileceklerini bildirmiştir (37).

Neidermeier; yanlış okluzal kayıtlar, materyal tipi, restorasyonların diş ile uyumsuzluğunu muhtemel kırılma nedenleri olarak ifade etmiştir (38). Bu faktörlere ilave olarak; simantasyon sırasında yapılan hatalar da eklenebilir (39,40).

Metal-porselen restorasyonların sökülme nedenlerinin başında porselende meydana gelen çatlak ve kırıklar gelir. Bunun dışında destek dişte meydana gelen patolojik durumlar, dişeti çekilmeleri, kole çürükleri, köprülerin çökmesi, kuronların delinmesi ve yanlış simantasyon gibi durumlar vardır. Köprü çapalarından birisi siman eriyip diştten ayrılırsa köprüyü yeniden yapıştırmak için öteki çapanın da çıkarılması gerekir (240).

Kimmich ve arkadaşları çalışmalarında restorasyon çeşidine göre ağız içi tamir işlemi öncesinde uygulanan yüzey işlemlerini açıklamışlardır (Tablo 5) (241).

Tablo 5: Restorasyon çeşidine göre ağız içi tamir öncesi tercih edilen işlemler (241).

Kırık tipi Restorasyon materyali	Mikromekanik Bağlanma	Kimyasal Bağlanma	Rezin Siman ya da Rezin Bazlı Kompozit
Tam seramikler	HF, kumlama veya kombine	Silan	Konvansiyonel Rezin
ZİRKONYA/ALÜMİNA bazlı	Cojet	Silan ya da fosfat monomer	Konvansiyonel rezin
Ayrılma tipi kırık	Cojet	Silan	Modifiye rezin
Chipping	HF, kumlama veya kombine	Silan	Konvansiyonel rezin
Metal Destekli Porselen	Cojet	Silan ve fosfat monomer	Konvansiyonel rezin
Ayrılma tipi kırık	Cojet	Silan	Modifiye rezin
Chipping	HF, kumlama veya kombine	Silan	Konvansiyonel rezin

2.1.8.1 Ağız içi tamirin önemi

Porselenin doğasında varolan restorasyona ağız içinde yeni porselen eklemek mümkün olmadığından dolayı, porselen kırığının tamiri hasta ve hekim için zorluk yaratan bir durumdur. Ayrıca metal alt yapı ve porselen üst yapının elle üretimi zaman ve beceri gerektirir (242).

Ağızdan restorasyonun tamir için çıkarılması sırasında meydana gelebilecek olaylar gözönüne alındığında ise, hekim ve hasta için bu işlem pek istenmemektedir. Dolayısı ile zarar görmüş restorasyonun ağızdan çıkarılması, kompleks bir yapı oluşu ve ekonomik nedenlerden dolayı her zaman mümkün olmayabilir (243).

Restorasyonun zarar gören çatlak bölgeleri, mikroorganizmalar ve plak için birikim yeridir (244). Ayrıca Richter-Snapp, tekrarlanan fırınlamaların porselen restorasyonlarda distorsiyona neden olduğunu ve bunun da çoğunlukla alaşımların başlangıç oksidasyonları süresince meydana geldiğini söylemiştir (245).

Porselen uygulaması ve yeterli pişirme sırasında kenarlarda 30-99.6µm'lik küçük değişimler gözlenir (246).

Tamir için sökülen ve tekrar fırına giren restorasyonlar için bu risk hep vardır. Yaşanabilecek problemler göz önüne alındığında; ağız içi tamir yöntemlerinin denenmesi, konservatif bir yaklaşımla restorasyonların hizmet sürelerini arttıracaktır. Ağız içi porselen tamiri, kırılmış restorasyonun çıkarılmasına ve yeniden yapılmasına bir alternatif olarak uygulanması mümkün, düşük riskli ve yan etkisi olmayan etkili bir tedavi seçeneğidir. Bu yöntemle klinik başarının sağlanmasında; tutuculuk, yüzey bitirmesi, renk uyumu ve kontürler en önemli faktörlerdir (247).

2.1.8.2 Tamir yöntemlerinin sınıflandırılması

Tamir yöntemleri;

1-Direkt yöntemler

- Kompozit restoratif materyaller kullanılarak tamir yöntemi,
- Kırık parçanın simantasyonu ile tamir yöntemidir.

2-İndirekt yöntemler

- Laminate faset uygulaması,
- Overcasting yöntemiyle metal-porselen kron uygulamasıdır.

2.1.8.2.1 Direkt Yöntemler

2.1.8.2.1.1 Kompozit restoratif materyaller kullanılarak tamir yöntemi

Kırık alanının küçük boyutta olduğu durumlarda, ideal estetik görünümün elde edilmesi ve uygulamanın kolay olması, kompozit rezinler kullanılarak yapılan ağız içi porselen tamir işlemlerinin tercih edilme nedenlerinin başında gelmektedir. Tamir edilecek kırık alanının özelliklerine göre, kullanılacak tamir setinin kendi kullanma talimatları göz önüne alınarak tamir işlemi yapılmalıdır. Günümüzde, adeziv sistemlerin gelişmesi ile beraber başarılı sonuçlar elde edilmektedir. Kompozit rezinlerle yapılan tamir işlemi; düşük maliyet, birçok renk alternatifi ve aynı seansta işlemin bitirilebilmesi gibi avantajlarından dolayı sıklıkla tercih edilen bir yöntem olmuştur (35, 42-47).

2.1.8.2.1.2 Kırık parçanın simantasyonu ile tamir yöntemi

Mevcut restorasyondan ayrılan kırık parça veya faset zarar görmeden hasta tarafından hekime getirildiği takdirde yine, ağız içi tamir setleri kullanılarak kırık parça restorasyona yapıştırılabilir. Bu tamir yönteminde hem kırık parçaya hem de kırılmış restorasyon yüzeyine yüzey hazırlığı işlemlerinin uygulanması gerekmektedir. Kırık parçanın yerine tam olarak oturtulmasında sıkıntı yaşamamak için adeziv ajanın kalınlığı gibi faktörlere simantasyon işlemi esnasında dikkat edilmesi gerekmektedir (39).

2.1.8.2.2 İndirekt yöntemler

2.1.8.2.2.1 Laminate faset uygulaması

Metal-porselen restorasyonda tamir edilmesi gereken yüzey çok büyük olduğunda porselen bir faset ile restore edilerek tamir işlemi yapılabilir. Ağız içerisindeki restorasyondaki kırık sahasının ölçüsü alınır ve laboratuvara gönderilir. Laboratuvar da uyumlu bir lamina porselen hazırlanır ve uyumlanan lamina ağız içerisindeki restorasyona, rezin bazlı simanlarla simante edilir. Ancak bu yöntemin diğer tamir yöntemlerine göre daha maliyetli olması ve daha fazla seans gerektirmesi başlıca dezavantajlarından (42).

2.1.8.2.2.2 Overcasting yöntemiyle metal-porselen kron uygulaması

Restorasyonun kırık parçasının yerine gelecek olan üst yapıya yer oluşturabilmek için alt yapı materyali delinmeyecek şekilde frezelenir, insizal ya da okluzal yüzeyde 2 mm'lik derinlik oluşturacak şekilde aşındırma işlemi gerçekleştirilmelidir. Daha sonra klinik rutininde gerçekleştirilen ölçü, prova ve simantasyon işlemleriyle restorasyona nihai şekli verilmiş olunur. Alt yapının delinmesi, aşırı konturlu restorasyon, gingivayla ilişkili olduğu durumlarda periodontal risklerin oluşabilmesi, bağlantı noktalarının zayıflatılması gibi olumsuzluklar ortaya çıkabilmektedir (48).

2.1.8.3 Tamir işleminde uygulanan yüzey hazırlıkları

Yüzeylerin pürüzlülüğü ve kimyasal yapısı, materyalin yüzey enerjisini etkiler. Yüzey enerjisinin artması yüzeylerin ıslanabilirliğini artırır. Çeşitli yüzey işlemleri sonucu materyal üzerinde kalan artık maddeler, proteinler ve yağlar yüzey enerjisinin azalmasına ve ıslanabilirliğinin azalmasına neden olur. Dental tedaviler sırasında materyallerin bağlanma değerlerinin yükseltilebilmesi için yüzeylere çeşitli yüzey işlemleri uygulanarak yüzey enerjisi yükseltilir ve ıslanabilirliği artırılır (233).

Yüzeye Uygulanan İşlemler;

2.1.8.3.1 Asit uygulaması

Asit uygulamaları, intraoral uygulanan tamir sistemlerinde rezinin porselene bağlantısını sağlamada rutin olarak kullanılan uygulamalardandır. Asitlerin tek seansta uygulanabilmeleri, uygulama kolaylığı ve hatalı herhangi bir uygulamada tekrarlanabilmeleri en önemli avantajlarındandır (248,249).

Uygulanan asit çeşitleri

2.1.8.3.1.1 Hidroflorik asit

Özellikle porselen restorasyonların pürüzlendirilmesi sırasında sıklıkla tercih edilen hidroflorik asit, %2.5-10 konsantrasyon ve 1-3 dakika aralığında değişen uygulama yöntemiyle materyal yüzeyinde gözenekli ve düzensiz bir yapı oluşturarak güçlü bir adezyon kuvvetinin oluşmasını sağlar (219,250,251).

Hidroflorik asit canlı dokulara zarar verebileceği için uygulama esnasında dikkatli olunmalıdır (43).

2.1.8.3.1.2 Fosforik asit

Diş hekimliği restorasyonların pürüzlendirilmesinde %36-40 konsantrasyonda fosforik asit de kullanılır. Hidroflorik aside kıyasla daha güçsüz yapıda olan bir asittir (44, 194, 252).

2.1.8.3.1.3 Asidüle fosfat florür

Asidüle fosfat florür, % 1.23 konsantrasyonlarda dental restorasyonların yüzeylerinin etkili ve güvenilir şekilde asitlenmesini sağlar (253, 254).

Porselen yüzeyinde homojen bir alan oluşturur (255,256).

2.1.8.3.2 Kumlama

Restorasyonların kumlanması; materyallerin yüzeylerini temizlemede, bağlanma yüzey alanlarını arttırmada ve mikroretantif bir yüzey oluşturmada sıklıkla kullanılan metodlardandır (257).

Bu şekilde bağlanma yüzey enerjisi artırılarak uygulanacak materyalin ıslanabilirliği arttırılır (258).

Materyal yüzeyinde kumlama işleminden sonra oluşan düzensizlikler; materyalin sertliğine, kum partiküllerinin büyüklüğüne, kumlamanın uygulandığı basınca ve süreye bağlıdır (259).

2.1.8.3.2.1 Al₂O₃ partikülleriyle kumlama

Al₂O₃ parçacıklarıyla kumlama işlemi yüzey enerjisini arttırmak ve bağlantı yüzey alanını genişletmek için kullanılır. Al₂O₃ partikülleriyle kumlama işlemi mikromekanik retansiyon oluşmasını sağlayan ve dental materyallerin ağız içi tamirinde kolaylıkla kullanılabilen bir yöntemdir. Bu yöntem, yüzeylerdeki yağlı maddeleri ve oksitleri temizleyerek ve çok az miktarda pürüz oluşturarak metal ve rezin arasındaki kimyasal ve mekanik bağlantıyı arttırır. Böylelikle daha kuvvetli rezin-alaşım bağlantısı oluşturulur (260).

2.1.8.3.2.2 SiO₂ partikülleriyle kumlama

SiO₂ partikülleriyle kumlama işleminde açığa çıkan kırık yüzeyine SiO₂ partikülleri yüksek hızda püskürtülür. Yüzeyde küçük silika parçacıklarından bir tabaka oluşturarak mikromekanik ve kimyasal adezyon gerçekleştirilir (261).

Başarılı sonuçlar elde edilebilmesi için kumlama cihazı restorasyona yaklaşık 10 mm uzaktan kırık alanın genişliğine bağlı olarak 10-15 saniye aralığında uygulanmalıdır (262).

2.1.8.3.3 Frezle pürüzlendirme

Metal veya porselene kompozit rezinin bağlanması amacıyla pürüzlü yüzeylerin oluşturulmasında ince veya kalın grenli frezler kullanılabilir. Aşındırma işlemi; düşük gren boyutu olan frezlerle düşük devirde ve soğutma işlemleriyle yapılmalıdır (263).

2.1.8.3.4 Silan uygulanması

Silanlar, çift fonksiyon gösteren yapıda olup yapısında silisyum atomları bulunduran organik yapıdaki bileşiklerdir. Silanlar uygulandıkları yüzey tiplerine, fonksiyonlarına, hacimlerine ve yapılarında bulunan maddelere göre ‘coupling agent’ veya ‘primer’ olarak adlandırılırlar (264,265).

Silanlar suyla temas ederlerse, su ile bir oligomer oluşturarak yapışma özelliklerini kaybederler (266).

Dışhekimliği alanda genellikle, 3-metakriloksipropiltrimetoksisilan(3-MPS) olarak kullanımda bulunmaktadır. MPS’den fiziksel ve kimyasal bağlayıcı yapısı sebebiyle, seramik-kompozit, kompozit-kompozit ve metal-kompozit arasında oluşturulmak istenilen bağlantıyı güçlendirmek için kullanılırlar (264,265).

2.1.8.3.5 Kombine uygulamalar

Yüzey işlemlerini ayrı ayrı uygulamak yerine, birkaçını kombinleyerek uygulamanın zamandan tasarruf sağlayacağını, kullanımı kolaylaştırıp tamir başarısını arttıracığını belirten çalışmalar mevcuttur. Silan ve hidroflorik asit kullanımını (43,267), kumlama, frezleme ve hidroflorik asit kullanımını (268), vb gibi yüzey işlemlerini kombine ederek araştıran çalışmalar mevcuttur.

2.1.8.3.6 Fiber takviyesiyle güçlendirme

Alt yapının büyük ölçüde açığa çıktığı özellikle büyük kırıklarda, tamir materyalinin kırık yüzeyine bağlanmasının zorlaşacağı için tamir işlemlerinin ileri dönemlerdeki klinik başarısını azalmaktadır (193).

Bu sorunu önlemek için, tamir materyalinin yapısına ilave edilen cam fiberlerle güçlendirilmesi fikri gündeme gelmiştir. Son zamanlarda geliştirilen cam fiberlere polimer rezinle ön işlem yapılması yöntemi, fiberle güçlendirme işleminin klinik kullanımını kolaylaştırmıştır (269).

Amaç

Bu in vitro çalışmanın amacı; PEEK alt yapı ile üst yapı veneer materyali arasında meydana gelebilecek kırıkların tamirinde, farklı tamir yöntemlerinin etkinliğinin incelenmesidir. Farklı yüzey işlemleri ve farklı adeziv materyalleri kullanılarak tamir yöntemlerinin bağlanma dayanımı değerlendirilecektir.

Bu çalışmanın hipotezleri (H)

Kırık parçanın mevcut olup olmamasının, tamir yönteminin PEEK alt yapı ile üst yapı veneer materyali arasındaki bağlanma dayanımına etki etmeyeceğidir.

Farklı yüzey işlemlerinin, PEEK alt yapı ile üst yapı veneer materyali arasındaki bağlanma dayanımına etki edeceğidir.

Farklı adeziv materyallerinin, PEEK alt yapı ile üst yapı veneer materyali arasındaki bağlanma dayanımına etki edeceğidir.

3. GEREÇ ve YÖNTEM

Bu tez çalışmasının deney aşamaları, Dicle Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı, Afyon Kocatepe Üniversitesi Teknoloji Uygulama ve Araştırma Merkezi (TUAM) ve Özel SET-DENT (Kayseri) çok amaçlı diş laboratuvarında in vitro şartlarda gerçekleştirildi.

İki farklı yüzey pürüzlendirme sistemi uygulanarak pürüzlendirilen ve hiçbir yüzey işlemi uygulanmayan PEEK materyalleri ile; iki farklı adeziv materyali kullanılarak uygulanan ve 2 farklı tamir veneer materyali arasındaki bağlantı kuvvetinin in-vitro olarak değerlendirildiği çalışmamızda kullanılan ana materyaller ve kullanılan cihazlar Tablo 6 ve Tablo 7’de görülmektedir. İzlenen yöntem ise Şekil 4’ de şematize edilmiştir.

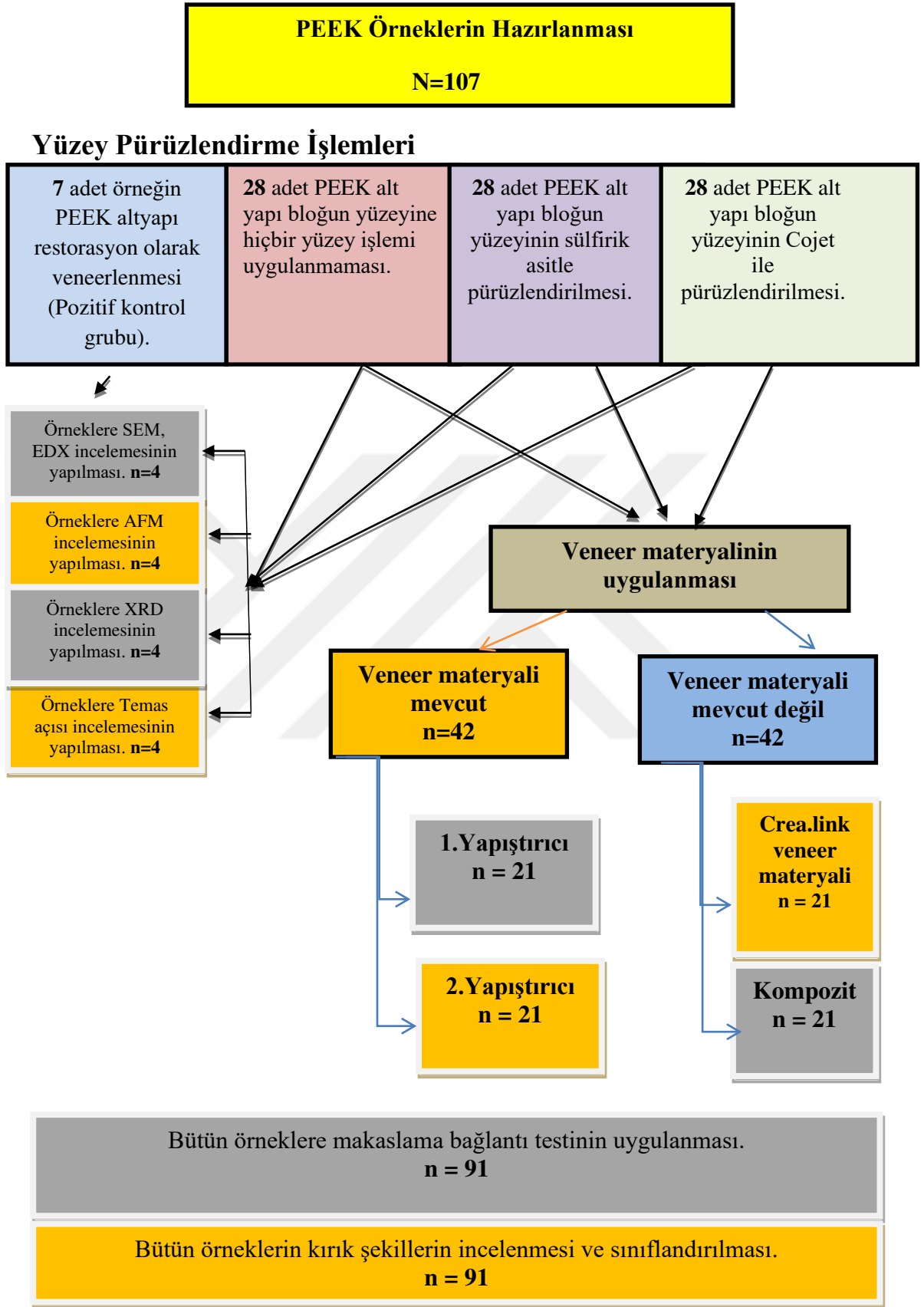
Bu çalışmamızda üretilen PEEK örnekler, el değmeden tamamen dijital ortamda CAD/CAM teknolojisi ile, hata payı minumuma indirgenerek hazırlandı. Çalışmamızda, 1 adet kontrol grubu olmak kaydıyla toplamda 13 Grup oluşturuldu. Çalışmada kullanılan PEEK altyapı örnek sayısı her grupta 7’şer örnek olacak şekilde ($n=7$), 91 adet PEEK altyapı ve 16 adet test aşamasında kullanılmak üzere toplamda 107 adet üretildi.

Tablo 6: Çalışmada kullanılan materyaller.

Materyal	Kimyasal Kompozisyon	Üretici Firma
PEEK Blok	100% PEEK Doldurucuz PEEK	Juvora Ltd., Thornton Cleveleys, Lancashire, England.
Chipping Repair Kit	--	Bredent Gmbh & Co Kg, Senden, Germany.
Sülfürik Asit	%98 sülfürik asit (H ₂ SO ₄)	Brtr Kimya A.Ş Türkiye.
Kompozit Veneer Materyali (Crea.lign)	Çeşitli akrilat oligomerleri, doldurucu, katalizör, renk pigmenti	Bredent Gmbh & Co Kg, Senden, Germany.
İntegra (Soğuk Tamir Akriliği)	PMMA	Birleşik Grup Dental Türkiye.
Visio.link (10ml)	Metil metakrilat (MMA), Penta eritritol tri akrilat (Penta), foto aktivatörler	Bredent Gmbh & Co Kg, Senden, Germany.
3M Espe Universal Kompozit	--	3M, USA.
3M Espe (Single Bond) Universal	---	3M, USA.
Renfert 110 kum	110 µm'lik Al ₂ O ₃	Renfert 110; Strahlmittel, Germany.
3M Espe Cojet	30 µm'lik Al ₂ O ₃	3M Espe, Germany.

Tablo 7: Çalışmada kullanılan cihazlar.

Kullanılan Cihazlar	Üretici Firma
CAD/CAM Cihazı	CAM cube, Canada.
Cojet TM	3M Espe, Germany.
Valo Ortho Cordless	Ultradent, USA.
SEM Cihazı	Zeiss Leo 1430 VP, Germany.
XRD Cihazı	Bruker D8 Advance Model. Germany.
EDX Cihazı	Zeiss Leo 1430 VP, Germany
Kumlama Cihazı	Renfert Basic eco, Strahlmittel, Germany.
Mikro Tensile/Shear cihazı	Moddental, Esetron Mekatronik Müh. San. Tic. Ltd. Şt, Türkiye.
AFM Cihazı	XE-100E, Parksystems, USA.
Temas Açısı Ölçüm Cihazı	Krüss GmbH, Hamburg, Germany.
Vakumlu Plak Basma Cihazı	Dentral, Türkiye.

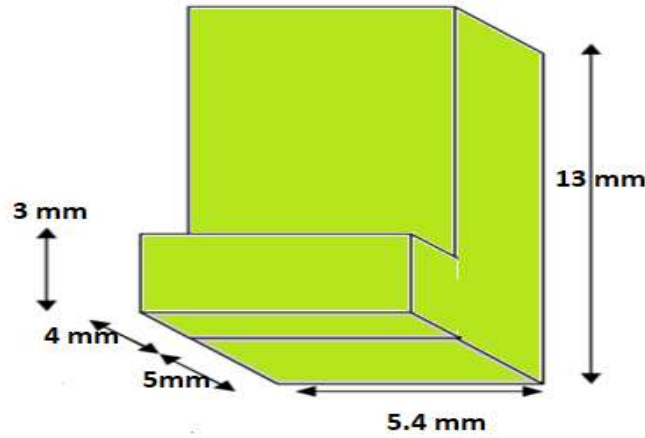


Şekil 4: Çalışmamızda izlenen yöntem.

3.1 CAD/CAM ile PEEK örneklerin hazırlanması

Çalışmamızda, öncelikle alt yapı materyalini taklit etmek amacıyla 5 adet akrilik alt yapı materyali ve veneer materyalini taklit etmek amacıyla 5 adet akrilik veneer üst yapı materyali (Duo Cad, Türkiye) CAD/CAM teknolojisi kullanılarak akrilik bloklardan üretildi.

Akrilik alt yapıların ve veneer üst yapıların üretim amacı; CAD/CAM teknolojisi kullanılarak üretilen PEEK blokların üretim doğruluğunu test etmek ve negatif gode oluşturulmasında kullanılmaktadır. Akrilik bloklar; PEEK bloklarla aynı ölçüde olacak şekilde, 5,0 mm uzunlukta, 5,4 mm. genişlikte ve 13,0 mm yükseklikte olarak üretildi. Akrilik veneerler; 4,0 mm uzunlukta, 5,4 mm genişlikte ve 3,0 mm yükseklikte olacak şekilde üretildi (Şekil 5). Üretilen bu akrilik bloklar ve veneerler el değmeden tamamen dijital ortamda SET-DENT diş laboratuvarında üretilmiştir.



Şekil 5: Üretilen akrilik, PEEK ve veneer materyallerinin boyutlarının şematize görüntüsü.



Resim 4: Üretilcek alt yapı ve üst yapı veneerlerin akrilik bloklardan CAD/CAM teknolojisi kullanılarak üretimi için tasarlanması.



Resim 5: Alt yapı akrilik blokların ve veneer materyalinin CAD/CAM teknolojisi kullanılarak üretimi.



Resim 6: CAD/CAM teknolojisi kullanılarak hazırlanan akrilik alt yapı blokların ve veneerlerin görüntüsü.

CAD/CAM teknolojisi kullanılarak hazırlanan akrilik alt yapı ve veneer üst yapı blokların boyutları dijital kumpas (Alpha Tools, Mannheim, Germany) ile ölçülerek kontrol edildi (Resim 7-a, 7-b, 7-c, 8-a, 8-b, 8-c).



Resim 7-a: CAD/CAM teknolojisi kullanılarak üretilen alt yapı akrilik bloğun yüksekliğinin kontrol edilmesi.



Resim 7-b: CAD/CAM teknolojisi kullanılarak üretilen alt yapı akrilik bloğun uzunluğunun kontrol edilmesi.



Resim 7-c: CAD/CAM teknolojisi kullanılarak üretilen alt yapı akrilik bloğun genişliğinin kontrol edilmesi.



Resim 8-a: CAD/CAM teknolojisi kullanılarak üretilen veneer üst yapı materyalinin yüksekliğinin kontrol edilmesi.



Resim 8-b: CAD/CAM teknolojisi kullanılarak üretilen veneer üst yapı akrilik bloğun uzunluğunun kontrol edilmesi.



Resim 8-c: CAD/CAM teknolojisi kullanılarak üretilen veneer üst yapı akrilik bloğun genişliğinin kontrol edilmesi.

Akrilik blokların istenilen boyutlarda olduğu kontrol edildikten sonra PEEK alt yapı bloklarının üretimine geçildi. Çalışmamızda kullanılan PEEK alt yapı örnekler, Juvora prefabrike bloklardan CAD/CAM teknolojisi kullanılarak, 5,0 mm, 5,4 mm, ve 13,0 mm boyutlarında olacak şekilde üretildi. Üretilen bu PEEK bloklar el değmeden tamamen dijital ortamda SET-DENT diş laboratuvarında üretilmiştir.

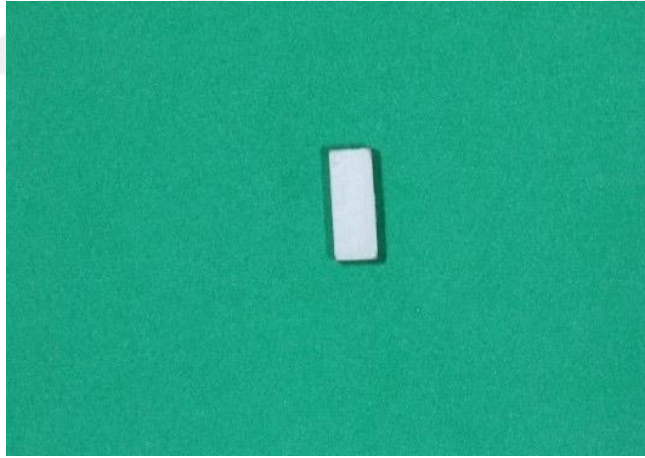


Resim 9: Çalışmamızda kullanılan PEEK alt yapı örneklerinin CAD/CAM teknolojisi kullanılarak, 5,0 mm, 5,4 mm ve 13,0 mm boyutlarında olacak şekilde üretilmesi.



Resim 10: CAD/CAM teknolojisi kullanılarak üretimi yapılan PEEK blokların görüntüsü.

CAD/CAM teknolojisi kullanılarak hazırlanan PEEK blokların boyutlarında dijital kumpas ile ölçülerek kontrol edildi (Resim 12-a, 12-b, 12-c).



Resim 11: PEEK alt yapı bloğunun görüntüsü.



Resim 12-a: PEEK alt yapı bloğunun genişliğinin kontrol edilmesi.



Resim 12-b: PEEK alt yapı bloğunun yüksekliğinin kontrol edilmesi.



Resim 12-c: PEEK alt yapı bloğunun uzunluğunun kontrol edilmesi.

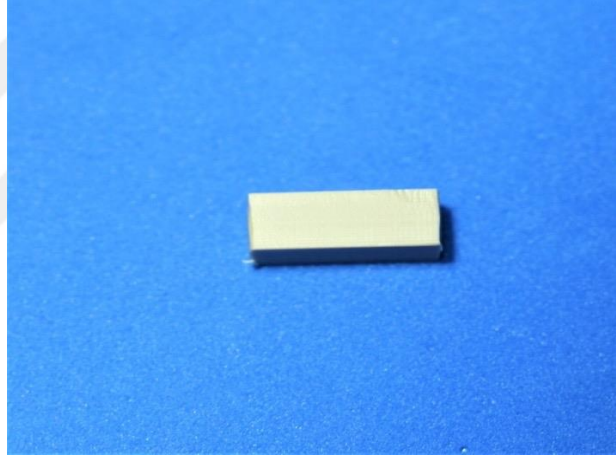
3.2 Üretilen PEEK bloklara yüzey işlemlerinin yapılması

PEEK blokların üretim işleminden sonra farklı yüzey işlemleri uygulanmak üzere;

- Hiçbir yüzey işlemi uygulanmamış örnek yüzeyi,
- Sülfürik asit ile yüzey işlemi uygulanması,
- Cojet ile yüzey işlemi uygulanması olarak 3 farklı grup oluşturuldu.

3.2.1 Hiçbir yüzey işlemi uygulanmamış örnek yüzeyi

Herhangi bir yüzey işlemi yapılmayan 28 adet PEEK örnek kullanıldı. Grup 2,3,4 ve 5'teki PEEK örneklerin yüzey işlemi bu şekilde hazırlandı.

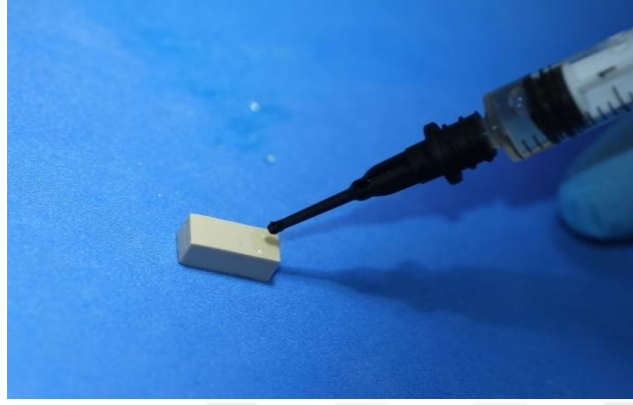


Resim 13: Hiçbir yüzey işlemi uygulanmamış PEEK örnek yüzeyi.

3.2.2 Sülfürik asit ile yüzey işlemi uygulanması

PEEK örneklerin bağlantı yüzeylerine; 60 sn boyunca 25°C'de %98'lik sülfürik asit uygulaması yapıldı. Asit, her bir yüzeye enjektör yardımıyla uygulandı (Resim 14) ve daha sonra her bir örnek, 2 dk distile su ile yıkandı ve örnekler, 20 sn yağsız hava ile kurutuldu. Distile su ile yapılan yıkama işlemi sırasında sülfürik asitle oluşturulan hassas yeni yüzey üzerinde, ek yön değişiklikleri yaratmamak için, tek

yönde sabit bir hareketle yıkamaya ve kurutmaya dikkat edildi. Grup 6,7,8 ve 9'daki 28 adet PEEK örnekler bu şekilde hazırlandı.



Resim 14: PEEK alt yapı örneğine sülfürik asit uygulanma işlemi görüntüsü.



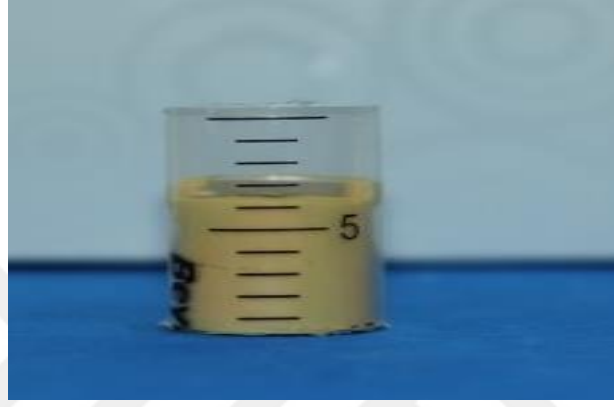
Resim 15: Sülfürik asit uygulanmış PEKK örneğin yüzey görüntüsü.

3.2.3 Cojet ile yüzey işlemi uygulanması

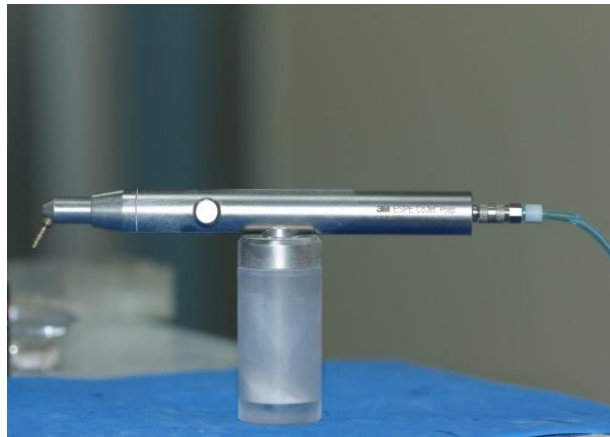
Cojet işlemi için firmanın önerileri doğrultusunda, 30 μm partikül büyüklüğündeki SiO_2 kumu; 2,8 bar basınç altında, PEEK örnek yüzeylerine dik olarak, 10 mm mesafeden 15 sn. süreyle Cojet cihazı ile (Cojet TM,3M Espe) uygulandı (Resim 18). Kumlama sonrasında örneklerin yüzeyine firmanın önerdiği silan (ESPE-SIL Seefeld, Germany) uygulanarak ışık almayacak şekilde muhafaza edildi.

Bütün örnekler 10 mm mesafede uygulama yapabilmek için, alt tabanı silikondan, PEEK blokların oturabileceği bir yuva içeren, üst kısmı ise plastikten oluşan basit bir sistem oluşturuldu (Resim 16). Bu işlem kumlama grubuna dahil olan tüm örnekler için tek tek uygulandı.

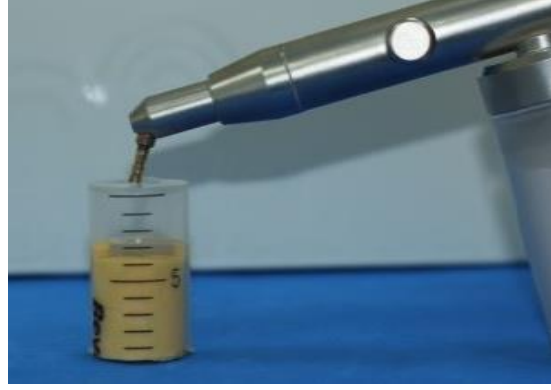
Grup 10, 11, 12 ve Grup 13'teki 28 adet PEEK örneklerin yüzey işlemi belirtilen şekilde hazırlandı.



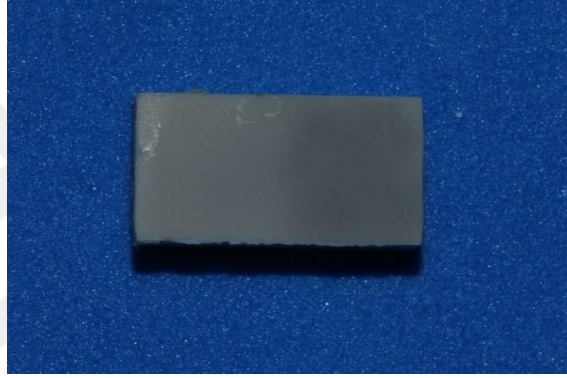
Resim 16: Bütün örnekler 10 mm mesafede uygulama yapabilmek için alt tabanı silikondan, PEEK blokların oturabileceği bir yuva içeren, üst kısmı ise plastikten oluşturulan sistemin görüntüsü.



Resim 17: Çalışmamızda PEEK örnek yüzeylerinin kumlama işleminde kullanılan Cojet cihazının görüntüsü.



Resim 18: PEEK örnek yüzeylerinin Cojet ile kumlama işleminin görüntüsü.



Resim 19: Cojet ile yüzey işlemi uygulanmış PEEK yüzeyinin görüntüsü.

3.3 PEEK blokların yüzeylerinin Taramalı Elektron Mikroskopunda (SEM) incelenmesi

Herhangi bir yüzey işlemi uygulanmayan, yüzeyine sülfürik asit uygulanan ve yüzeyine cojet uygulanan PEEK blokların yüzeylerin değerlendirilebilmesi için SEM (Zeiss Leo 1430 VP Zeiss (Almanya)) analizi yapıldı (Resim 20). Örneklerin SEM incelemesi, Afyon Kocatepe Üniversitesi Teknoloji Uygulama ve Araştırma Merkezi (TUAM)'nde yapılmıştır.

Görüntüleme öncesinde örneklerin yüzeyini iletken hale getirmek ve yük birikimini önlemek amacıyla, örnekler altın kaplama cihazında (BALTEC SCD-005) vakum ortamında 10 mA basınçta, 30 sn süre ile 200°C kalınlığında palladyum ile kaplandı. SEM analizi öncesi örnekler alüminyum blok üzerine yapıştırıcı bant

yardımıyla sabitlendi. Örneklerden; X100, X500, X1000, X2500, X5000, X10000 büyütmelerde görüntüler alındı. Alınan görüntüler değerlendirildi.



Resim 20: Örneklerin yüzeylerinin SEM analizinin yapılması.

3.4 PEEK blokların yüzeylerinin Enerji Dağılım Spektrometresi (EDX) analizi

Yüzey işlemleri sonrasında PEEK blokların yüzeylerinde mevcut ve oluşan elementlerin cinsi ve miktarını tesbit etmek için EDX (Zeiss Leo 1430 VP ZEİSS, Germany) analizi yapıldı (Resim 21). Örneklerin EDX incelemesi, Afyon Kocatepe Üniversitesi Teknoloji Uygulama ve Araştırma Merkezi (TUAM)’nde yapılmıştır.

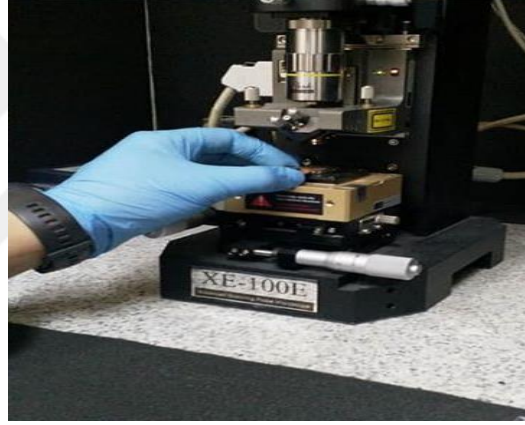


Resim 21: Yüzey işlemi uygulanmamış ve uygulanmış PEEK örneklerinin EDX incelemesi.

3.5 PEEK blokların yüzeylerinin Atomik Kuvvet Mikroskobu (AFM) ile incelenmesi

Herhangi bir yüzey işlemi uygulanmayan, yüzeyine sülfürik asit uygulanan ve yüzeyine Cojet uygulanan PEEK blokların yüzeylerin değerlendirilebilmesi için AFM (XE-100E, Parksystems, USA) analizi yapıldı (Resim 22). Örneklerin AFM incelemesi, Afyon Kocatepe Üniversitesi Teknoloji Uygulama ve Araştırma Merkezi (TUAM)’nde yapılmıştır.

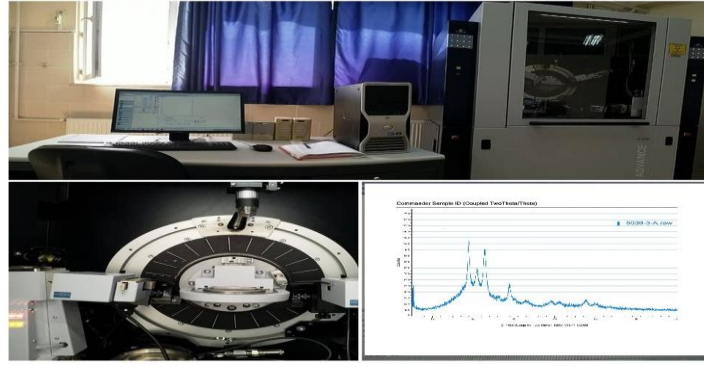
Örnekler atomik boyutlara kadar sivriltilmiş bir iğne ucu yardımıyla, iğnenin yüzeye temas etmesiyle incelendi. Yüzey pürüzlülüğü; XY tarama 50 μm x 50 μm , XY tarama çözünürlüğü 0,02 nm, Z ekseninde tarama 12 μm , optik mikroskop 800x değerlerinde olacak şekilde incelendi.



Resim 22: Yüzey işlemi uygulanan PEEK örneklerin AFM cihazında incelenmesi.

3.6 PEEK blokların yüzeylerinin X-Işını Difraktometresi (XRD) ile incelenmesi

X-Işını Difraksiyon Analizi, Afyon Kocatepe Üniversitesi Teknoloji Uygulama ve Araştırma Merkezi (TUAM)’nde gerçekleştirildi. PEEK alt yapı örneklerin yapı analizleri, monokromatik $\text{CuK}\alpha$ ($1\lambda = 1,54\text{\AA}$) ışını kullanan X-ray difraktometre (Bruker D8 X-ray difraktometer, Germany) cihazı ile 40 kV’da, 40 mA’da, örnekten 250 mm uzaklıkta kullanılarak yapıldı (Resim 23).



Resim 23: Yüzey işlemleri uygulanan ve uygulanmayan PEEK yüzeylerin XRD cihazında incelenmesi.

3.7 PEEK blokların yüzeylerinin ıslanma açılarının analizi

Ankara Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı Araştırma Laboratuvarı'nda bulunan temas açısı ölçüm cihazı (Krüss GmbH, Hamburg, Germany) kullanılarak “sessile drop” tekniği ile örneklerin temas açısı ölçümleri yapılmıştır. Temas açısı ölçümünün yapılabilmesi için PEEK örnek, hareketli tablanın üzerine yerleştirildi ve örneğin üzerine bir mikropipet ile distile su damlatıldı. Örnek üzerine damlatılan su damlasının görüntüsü bir kamera aracılığı ile kaydedildi. Kaydedilen damlanın görüntüsü, bilgisayara aktarılarak bilgisayar ekranından izlendi. Görüntülemenin ardından bilgisayar ortamında temas açısı verileri hesaplandı.

3.8 PEEK alt yapının üzerine veneer materyalinin uygulanması

Hazırlanan PEEK örnekler yüzey işlemleri uygulandıktan sonra, yüzey işlemleri uygulanmamış grup ve yüzey işlemleri uygulanmış her grup, veneer materyalinin mevcut olması (hasta tarafından kırık parçanın getirilmesi) ve veneer materyalinin mevcut olmaması (kırık parçanın kaybolması, olmaması) olmak üzere 2 farklı gruba ayrıldı.

Veneer materyalinin mevcut olduğu durumlarda; veneer materyalinin yapıştırılması için 2 farklı adeziv materyalinin kullanılmasından dolayı farklı gruplara ayrıldı.

Veneer materyalinin mevcut olmadığı durumlarda; veneer materyalinin yapımı için 2 farklı teknik uygulanarak gruplara ayrıldı. Çalışma grupları Tablo 8’ de gösterilmiştir.

Tablo 8: Deney için hazırlanan gruplar.

GRUP ADI	PEEK YÜZEY İŞLEMİ	VENEER MATERYALİ DURUMU	UYGULANAN ADEZİV SİSTEM	VENEER MATERYALİ
GRUP 1	Al ₂ O ₃ Pürüzlendirme	Kontrol Grubu	Visio.link	Crea.lign (Bredent Kompozit)
GRUP 2	Yok	Mevcut	1.Yapıştırıcı	Kırık parça (Crea.lign kompozitten hazırlanmış)
GRUP 3	Yok	Mevcut	2.Yapıştırıcı	Kırık parça (Crea.lign kompozitten hazırlanmış)
GRUP 4	Yok	Yok	Visio.link	Crea.lign (Bredent Kompozit)
GRUP 5	Yok	Yok	3M Bond	3M Kompozit
GRUP 6	Asit	Mevcut	1.Yapıştırıcı	Kırık parça (Crea.lign kompozitten hazırlanmış)
GRUP 7	Asit	Mevcut	2.Yapıştırıcı	Kırık parça (Crea.lign kompozitten hazırlanmış)
GRUP 8	Asit	Yok	Visio.link	Crea.lign (Bredent Kompozit)
GRUP 9	Asit	Yok	3M Bond	3M Kompozit
GRUP 10	Cojet	Mevcut	1.Yapıştırıcı	Kırık parça (Crea.lign kompozitten hazırlanmış)
GRUP 11	Cojet	Mevcut	2.Yapıştırıcı	Kırık parça (Crea.lign kompozitten hazırlanmış)
GRUP 12	Cojet	Yok	Visio.link	Crea.lign (Bredent Kompozit)
GRUP 13	Cojet	Yok	3M Bond	3M Kompozit

3.8.1 Veneer materyalinin mevcut olduğu durumlar

Veneer materyalinin taklit etmek amacıyla, veneer materyalinin boyutlarında 5 adet akrilik blok CAD/CAM teknolojisi kullanılarak üretildi. Akrilik blokların üretim amacı; veneer materyalinin oluşturmak için negatif gode oluşturabilmektir. Akrilik bloklar; PEEK bloklarla aynı ölçüde olacak şekilde, 4,0 mm. uzunlukta, 5,4 mm genişlikte ve 3,0 mm yükseklikte olarak üretildi. Üretilen bu akrilik bloklar el değmeden tamamen dijital ortamda SET-DENT diş laboratuvarında üretilmiştir (Resim 4, 5, 6).

3.8.1.1 Veneer materyalinin mevcut olduğu durumlar için negatif gode oluşturulması

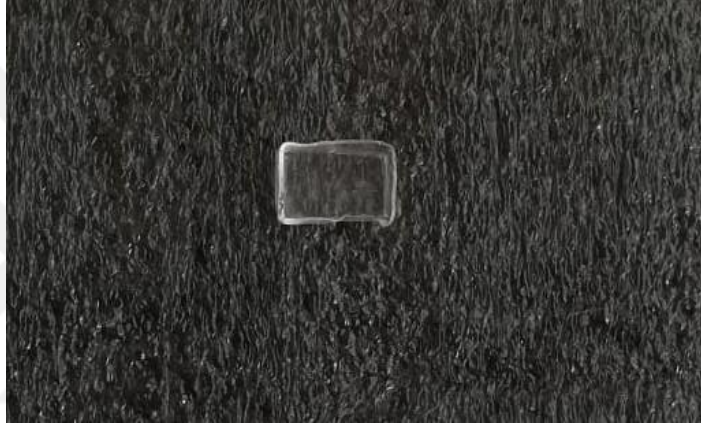
Veneer materyalini taklit eden akrilik veneer bloklar, silikon materyali (Zhermack Dental, Germany) kullanılarak sabitlendi. Silikon içerisinde sabitlenen örneklere, essix vakumlu plak basma cihazı (Dentreal) ile 1 mm. kalınlığında essix plağı uygulanarak negatif gode oluşturuldu. Akrilik blokların oluşturduğu boşluklara PEEK materyalinin veneer materyali uygulandı (3M Kompozit, Crea.link). Işık kaynağı ile (Valo Ortho Cordless) 40 saniye boyunca ışık uygulanarak veneer materyalinin polimerizasyonu sağlandı. Grup 2, 3, 6, 7, 10 ve 11'daki 42 adet veneer üst yapı örnekleri belirtilen yöntem ile hazırlandı (Resim 24, 25, 26, 27).



Resim 24: CAD/CAM teknolojisi ile üretilen akrilik veneer materyalinin silikona gömülmüş görüntüsü.



Resim 25: Silikona gömülmüş veneer materyaline plak uygulanması.



Resim 26: Hazırlanan negatif godenin görüntüsü.



Resim 27: Hazırlanan veneer üst yapının görüntüsü.

3.8.2 Veneer materyalinin mevcut olmadığı durumlar

Veneer materyalinin mevcut olmadığı durumlarda veneer materyali 2 farklı veneer materyalinden üretildi.

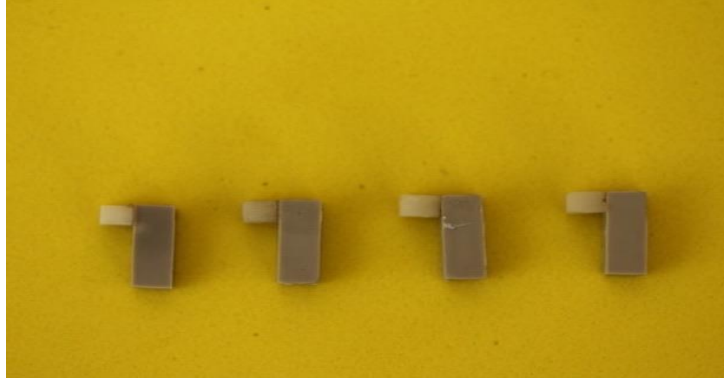
Kullanılan veneer materyalleri;

- 3M kompozit materyali,
- Crea.link veneer materyalidir.

3.8.2.1 Veneer materyalinin mevcut olmadığı durumlar için negatif gode oluşturulması

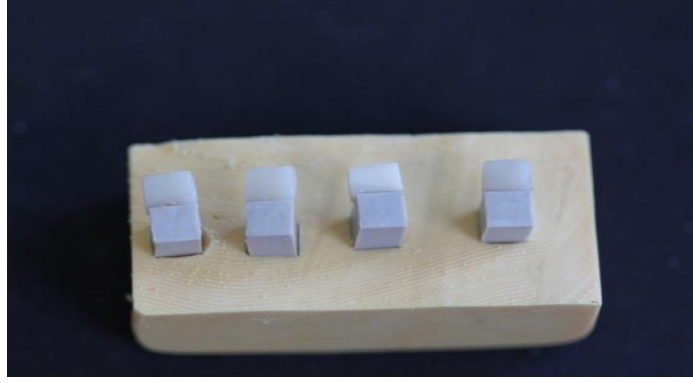
Negatif gode oluşturulması için daha önceden CAD/CAM teknolojisi kullanılarak 4,0 mm uzunluk, 5,4 mm. genişlik ve 3,0 mm boyutlarında olacak şekilde üretilen 5 adet akrilik veneer materyalleri kullanıldı.

Veneer materyalini taklit eden akrilik veneer materyali, yapıştırıcı materyal ile (Visio.link (10ml)), PEEK blokları taklit eden akrilik blok üzerine yapıştırıldı.



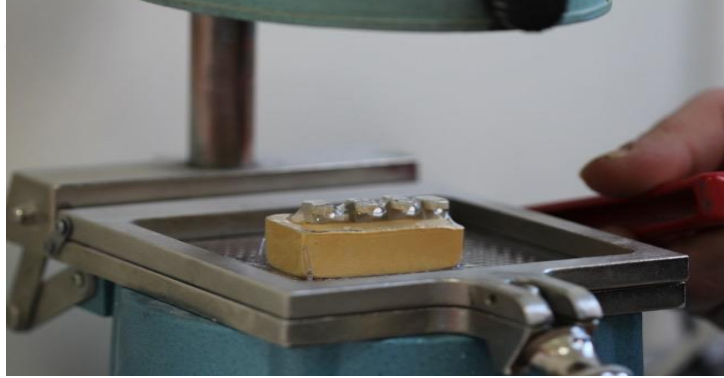
Resim 28: Negatif gode oluşturmak için yapıştırılan alt yapı ve veneer materyalinin görüntüsü.

Hazırlanan örnekler, veneer materyalinin olduğu parçalar yukarıda kalacak şekilde silikon materyaline (Zhermack Dental) gömülerek sabitlendi.



Resim 29: Birbirine yapıştırılan alt yapı ve veneer materyalinin silikona gömülmüş görüntüsü.

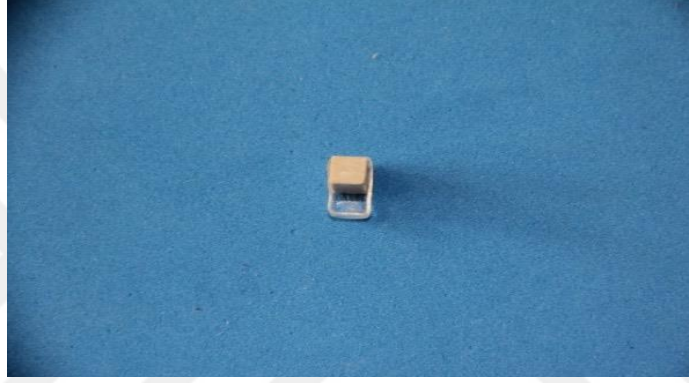
Silikon içerisinde sabitlenen örneklerle, essix vakumlu plak basma cihazı (Dental) ile 1 mm. kalınlığında essix plağı uygulanarak negatif gode oluşturuldu. Çalışmamızda veneer materyalinin olmadığı gruplarda veneer materyalinin yapımında negatif gode kullanıldı.



Resim 30: Silikona gömülmüş alt yapı ve veneer materyalinin plak basılmış görüntüsü.



Resim 31: Hazırlanan negatif godelerin görüntüsü.



Resim 32: Hazırlanan negatif godelerin alt yapı materyalinin yerleştirilerek kontrol edilmesi görüntüsü.

3.9 Kontrol grubunun hazırlanması

Tamir yöntemlerinin karşılaştırıldığı çalışmamızda; kontrol grubu olarak PEEK ve veneer üst yapı yapımı PEEK alt yapılı restorasyonların yapım tekniklerine uygun olarak gerçekleştirildi. PEEK bloğun veneer materyali uygulanacak yüzeylerine PEEK alt yapılı restorasyonların yapımı sırasında uygulanan işlem uygulandı.

PEEK blokların veneer uygulanacak yüzeylerine kumlama işlemi uygulandı. Kumlama yapılacak 7 adet PEEK örnek; 110 μm 'lik Al_2O_3 (Renfert 110; Strahlmittel, Germany) kumu ile 2,8 bar basınçla 10 mm mesafeden 15 saniye süreyle kumlama cihazında (Renfert Basic eco, Strahlmittel, Germany) kumlanarak

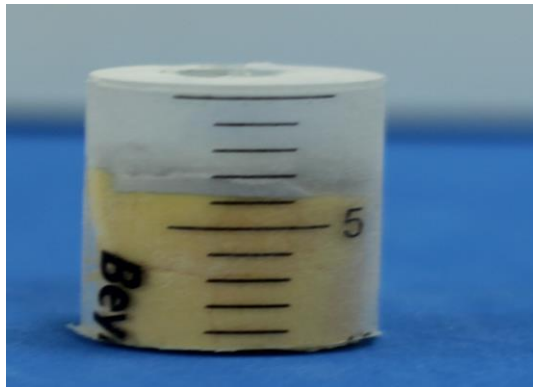
pürüzlendirildi (Resim 33, 34). Bütün örnekler 10 mm mesafede uygulama yapabilmek için hazırlanmış olan silikon sistem kullanıldı. Bu işlem kumlama grubuna dahil olan tüm örnekler için tek tek uygulandı.

Kumlama uygulanmış PEEK yüzeyine sıcak buhar uygulandı (Resim 35) ve yüzey yağsız hava spreyi ile 30 saniye süre ile kurutuldu. Kurutulan yüzeye Visio.link adeziv ajanı uygulandı. Yüzeye, 20 sn boyunca, dalga boyu aralığı 385-515 nm olan, polimerizasyon cihazı (Valo Ortho Cordless) ile ışık uygulandı.

PEEK blok daha önce veneer üst yapı olmayan gruplar için hazırlanan şeffaf essix godenin içine yerleştirildi. Gode içerisinde veneer materyali için olan boşluğa veneer materyali uygulandı. Uygulanan veneer materyaline 40 saniye boyunca ışık uygulanarak veneer materyalinin polimerizasyonu sağlandı. Grup 1'deki 7 adet örnek bu şekilde hazırlandı (Resim 38, 39, 40).



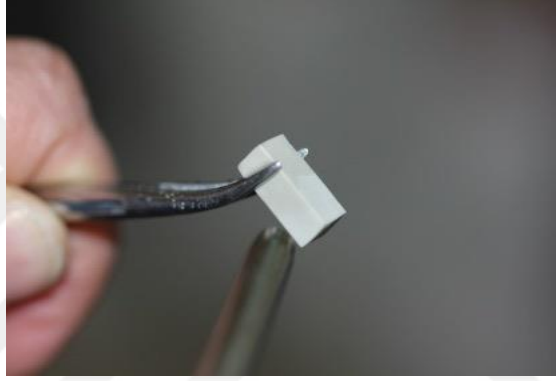
Resim 33: Renfert Basic eco (Strahlmittel, Almanya) kumlama cihazı görüntüsü.



Resim 34: Renfert Basic eco (Strahlmittel, Almanya) kumlama cihazında kumlama işlemi yapılan PEEK örnek görüntüsü.



Resim 35: Kumlama işlemi yapılan PEEK örneğin sıcak buhar uygulanması.



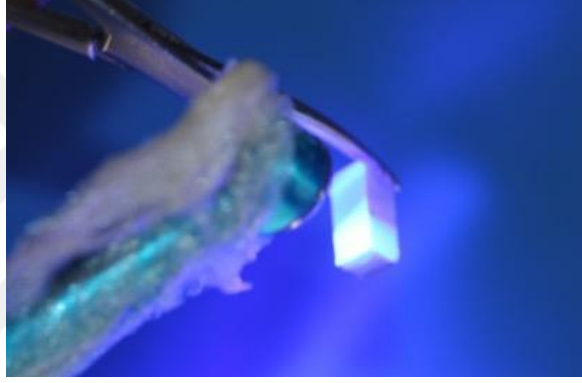
Resim 36: Sıcak buhar işlemi yapılan PEEK örneğin kurutulması.



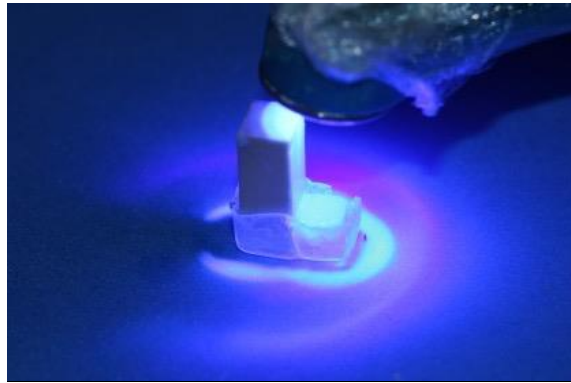
Resim 37: PEEK örnek yüzeyine uygulanan Visio.link'in görüntüsü.



Resim 38: PEEK örneğe Visio.link uygulanması.



Resim 39: Visio.link uygulanan PEEK yüzeyine ışık uygulanması.



Resim 40: PEEK örneğe kompozit veneer üst yapı materyalinin uygulanması ve örneğe ışık uygulanması.

3.10 Veneer üst yapının oluşturulması

3.10.1 Veneer üst yapının mevcut olduğu durumlar

3.10.1.1 Örneklerin veneer materyali ile adezyonunun sağlanması

Veneer materyalinin mevcut olduğu durumlarda veneer materyalinin tekrar yapıştırılması için 2 farklı tip adeziv sistem kullanıldı (Resim 41, 42).

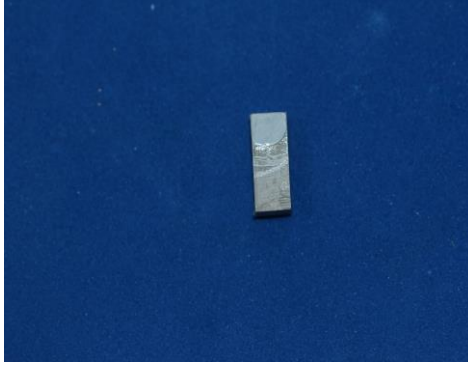


Resim 41: Çalışmamızda adeziv sistem olarak kullanılan Super Bond sisteminin görüntüsü.



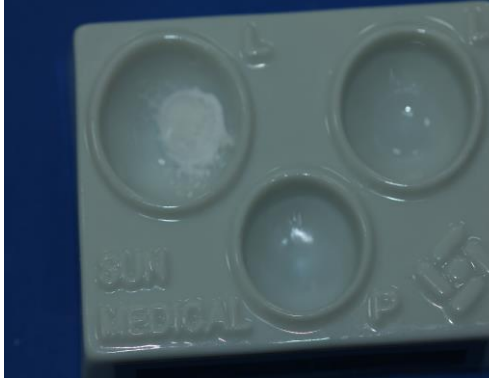
Resim 42: Çalışmamızda adeziv sistem olarak kullanılan 3M Bond ve 3M akıcı kompozit görüntüsü.

3.10.1.1.1 Veneer materyalinin Super Bond ile yapıştırılması



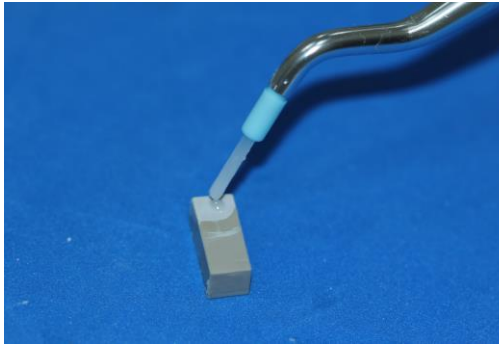
Yüzey işlemleri yapılan PEEK örnek.

Resim 43: Yüzey işlemleri yapılan PEEK örnek görüntüsü.



Super Bond; toz ve likiti üretici firmanın talimatları doğrultusunda; 4/1 oranında monomer/katalist ve bir küçük kaşık polimer olacak şekilde karıştırılarak hazırlandı.

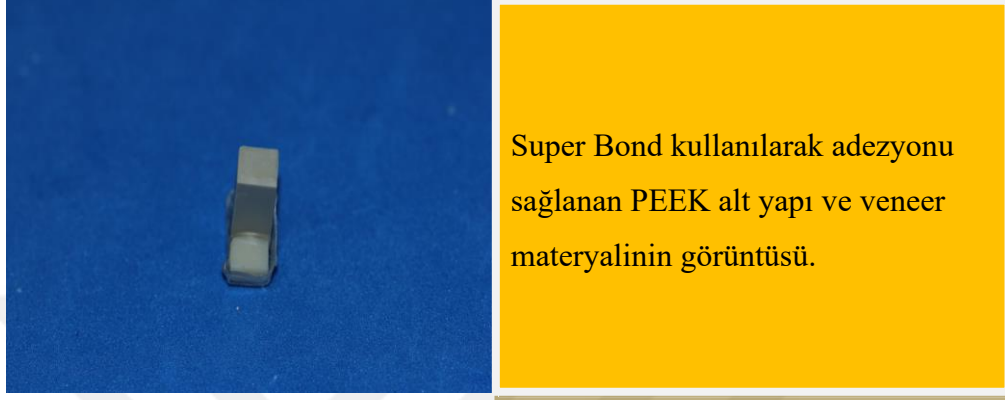
Resim 44: Super Bond hazırlanma görüntüsü.



Hazırlanan Super Bond, yüzey işlemleri yapılan bütün yüzeye gelecek şekilde uygulandı.

Resim 45: Yüzey işlemleri yapılan PEEK örneğe Super Bondun uygulanma görüntüsü.

Super Bond uygulanan PEEK alt yapı ve daha önceden negatif gode kullanılarak hazırlanan PEEK veneer üst yapısı negatif gode içerisine yerleştirildi ve 40 sn süre ile örneğe ışık uygulandı. Daha sonra hazırlanan örnek negatif gode içerisinden çıkarıldı.



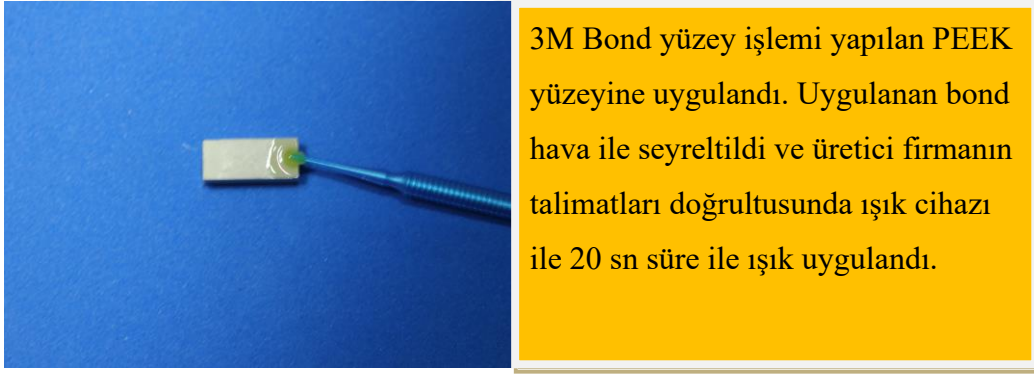
Resim 46: Yüzey işlemi yapılan PEEK örneğe Super Bondun uygulanması görüntüsü.

Grup 2,6 ve 10'daki 21 adet veneer üst yapı örnekleri belirtilen şekilde hazırlandı.

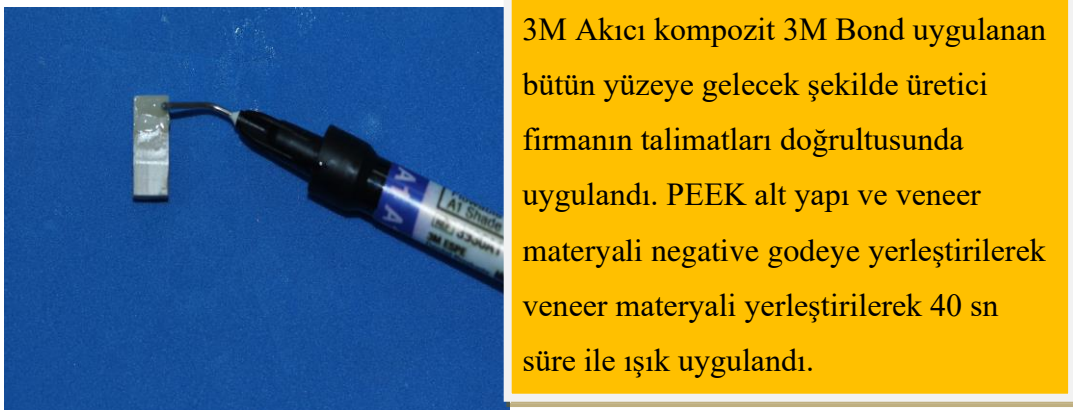
3.10.1.1.2 Veneer materyalinin 3M bond ve akıcı kompozit ile yapıştırılması



Resim 47: Yüzey işlemi yapılan PEEK örnek görüntüsü.



Resim 48: Yüzey işlemi yapılan PEEK örneğe 3M Bondun uygulanma görüntüsü.



Resim 49: PEEK örneğe 3M Akıcı kompozitin uygulanma görüntüsü.



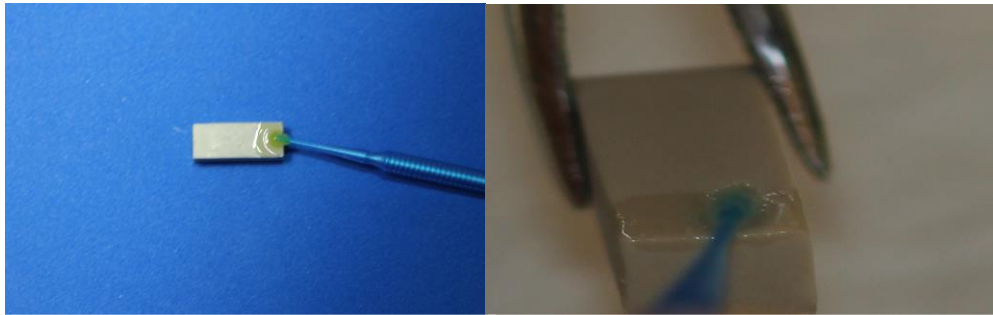
Resim 50: Veneer materyalinin 3M Bond ve 3M akıcı kompozit ile PEEK alt yapıya uygulanmış görüntüsü.

Grup 3, 7 ve 11'deki 21 adet veneer üst yapı örnekleri belirtilen şekilde uygulandı.

3.10.2 Veneer üst yapının mevcut olmadığı durumlar

3.10.2.1 PEEK alt yapı örneklerine veneer materyali ile veneer üst yapının uygulanması

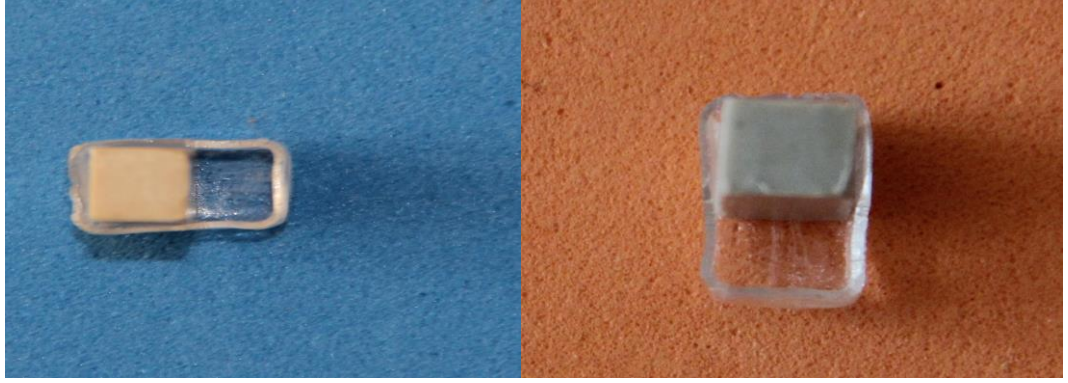
Veneer materyalinin mevcut olmadığı durumlarda; veneer materyali yapımı için 2 farklı veneer materyali kullanıldı. 3M kompozit ve Crea.link veneer materyali aynı yöntem kullanılmıştır.



A: 3M Bond PEEK yüzeyine uygulandı.

B: Visio.link PEEK yüzeyine uygulandı.

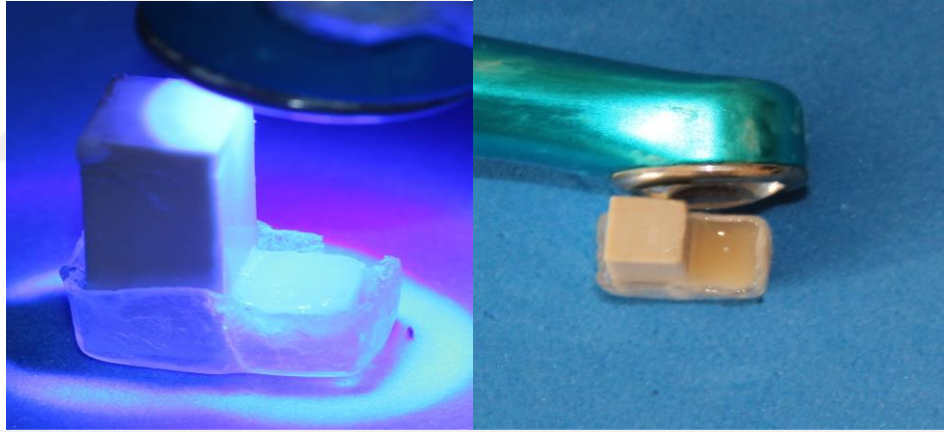
Resim 51 (A, B): PEEK örneğe 3M Bond ve Visio.link'in uygulanması.



A: 3M Bond uygulanan PEEK örneğin negatif gode içindeki görüntüsü.

B: Visio.link uygulanan PEEK örneğin negatif gode içindeki görüntüsü.

Resim 52 (A, B): 3M Bond ve Visio.link'in uygulanan PEEK örneklerin negatif godeye yerleştirilmesi.



A: 3M kompozit veneer materyali gode içindeki boşluğa uygulanarak ışık uygulandı.

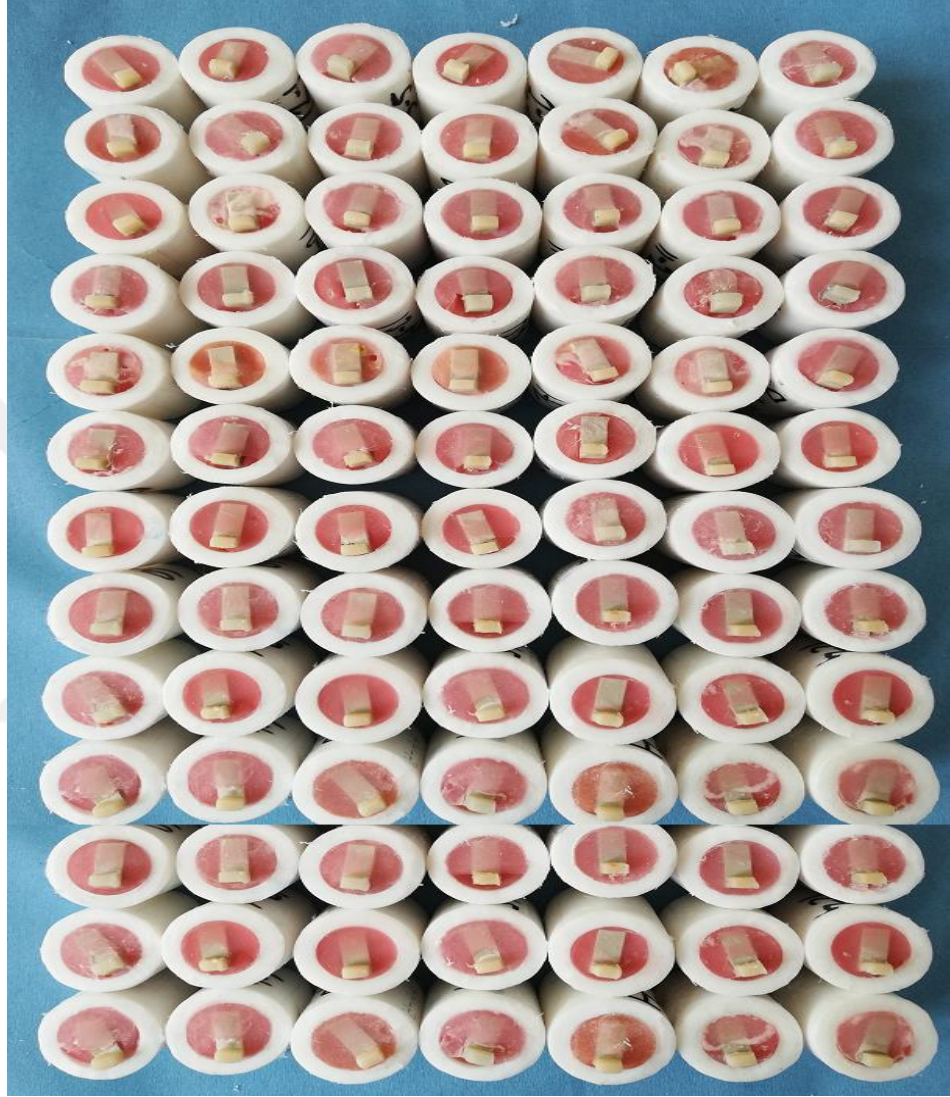
B: Crea.link veneer materyali gode içindeki boşluğa uygulanarak ışık uygulandı.

Resim 53 (A, B): 3M kompozit ve Crea.link'in uygulanan PEEK örneklerin negatif gode içindeki PEEK alt yapıya uygulanması.

Örneklere 40 sn süre ile ışık uygulandı ve venner materyalleri polimerize edildi ve godeden çıkarıldı.

Grup 4, 5, 8, 9, 12 ve 13'deki 42 adet veneer üst yapı örnekleri bu şekilde hazırlandı.

Test için hazırlanan tüm örnekler Resim 54'de gösterilmiştir.



Resim 54: Veneer üst yapısı oluşturulmuş tüm örneklerin görüntüsü.

3.11 Örneklerin makaslama kuvvetlerine karşı tamir bağlanma dayanımının değerlendirilmesi

Hazırlanan örneklerin tamir bağlanma dayanımının ölçülmesi, Afyon Kocatepe Üniversitesi Araştırma Laboratuvarında bulunan Mikro Tensile/Shear cihazı (Esetron Mekatronik Müh. San. Tic. Ltd. Şt, Ankara, Türkiye) kullanılarak yapıldı (Resim 55).

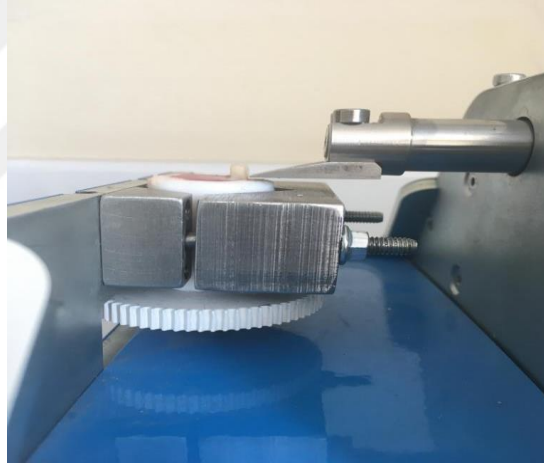


Resim 55: Örneklerin tamir bağlanma dayanımının mikrotensile/shear cihazı ile değerlendirilmesi.

Örnekler; çapı 2,5cm yüksekliği 3,5 cm olan rijit pvc kalıplar içinde, soğuk akrilik (Imicryl, Konya, Türkiye) yardımıyla sabitlendikten sonra, 37 ± 1 °C’ de 24 saat süreyle distile suda bekletildi (Resim 56). Örnekler; kesme işlemini yapacak olan test apareyin ucu, örneklerdeki veneer materyali yüzeyi ile 90°lik açı yapacak şekilde cihaza yerleştirildi (Resim 57).



Resim 56: Test örneğinin görüntüsü.



Resim 57: Test örneğinin cihaza yerleştirilmesi ve kuvvet uygulanması.

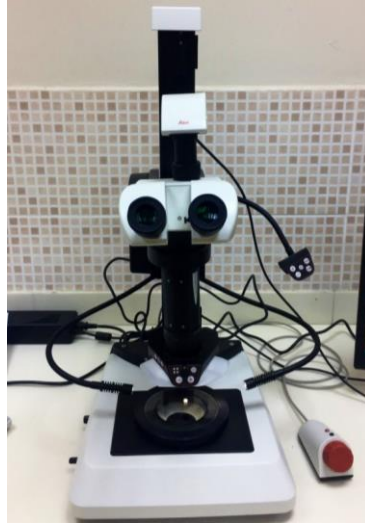
Makaslama testi, PEEK blok ve veneer üst yapı ara yüzeyine, 0,5 mm/dk yaklaşma hızı ile, veneer materyal PEEK bloktan ayrılincaya kadar yük uygulanarak tamamlandı (Resim 57, 58). Ayrılmanın gerçekleştiği noktadaki kuvvet değeri Newton olarak kaydedildi. Newton olarak kaydedilen değer, üst yapının kapladığı alana bölünerek MPa olarak kaydedildi.



Resim 58: Örneğe kuvvet uygulanması.

3.12 Ayrılma şekillerinin incelenmesi

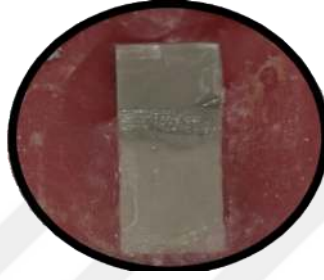
Makaslama testi sonrasında tüm örneklerin ayrılma şekilleri stereomikroskop (Z16 APO, Leica, Wetzlar, Germany) ile x10 büyütmede incelenmiştir (Resim 59).



Resim 59: Stereomikroskop görüntüsü.

İnceleme sonucunda;

- Veneer materyalinin, PEEK bloktan tamamen ayrıldığı; adeziv ayrılma (Resim 60),
- Veneer materyalinin, tamamen kendi içinde kırıldığı; koheziv ayrılma (Resim 61),
- Her iki kırılma tipinin de görüldüğü; kombine ayrılma (adeziv + koheziv) (Resim 62), olarak 3 ayrı grupta sınıflandırıldı.



Resim 60: Adeziv ayrılma (A); üst yapı kompozitinin PEEK alt yapıdan tamamen ayrılması.



Resim 61: Koheziv ayrılma(K); üst yapı kompozitinin PEEK alt yapıdan tamamen kendi içinde kırıldığı ayrılması.



Resim 62: Kombine ayrılma (A+K); adeziv ve koheziv ayrılmanın birlikte görüldüğü ayrılma.

3.13. İstatistiksel Değerlendirme

Bu çalışmada farklı gruplara için tamir bağlanma kuvveti değerlerine ait verilerin, normallik dağılım varsayımına uygunluğu Shapiro-Wilk, homojenliği ise Levene test yöntemleri ile incelenmiştir.

Tamir bağlanma kuvveti değerlerinin ortalamalarına ait farklılıkların karşılaştırılmasında tek yönlü varyans analizi (One Way ANOVA) testi kullanılmış olup, istatistiksel anlamlılık söz konusu olduğunda farklılığın hangi gruplar arasında olduğunu belirlemede Tukey-HSD ve Dunnet çoklu karşılaştırma istatistik testlerinden yararlanılmıştır.

İstatistiksel analizlerin hesaplanmasında R Version 3.2.3 (2015-12-10), Copyright (C) 2015 The R Foundation for Statistical Computing free software bilgisayar paket programı kullanılmış olup, $p < 0,05$ için test sonuçları istatistiksel olarak anlamlı kabul edilmiştir.



4. BULGULAR

İki farklı yüzey işlemi yapılan, yüzey işlemi yapılmayan ve kontrol grubu olan PEEK bloklara; üst yapı olarak, veneer materyalinin mevcut olup olmaması ve farklı veneer materyali kullanılarak hazırlanan örneklerin tamir bağlanma değerlerinin incelendiği çalışmamızda, hazırlanan grupların özellikleri Tablo 8’de ve elde edilen kuvvetlerin ortalamaları MPa cinsinden değerleri Tablo 13’te görülmektedir.

Tablo 9: Tamir bağlanma değerlerinin araştırılmasında, PEEK blokların yüzeylerinde oluşturulan farklı yüzey uygulamaları.

Kuvvet tipi	Kontrol grubu	Yüzey işlemi yapılmayan	Asit	Cojet
Makaslama	n=7	n=28	n=28	n=28
n: örnek sayısı				

Tablo 10: Tamir bağlanma değerlerinin araştırılmasında, PEEK blokların üst yapı materyalinin mevcut olup olmaması.

Veneer materyalinin durumu	Mevcut	Mevcut değil	Kontrol grubu
n: örnek sayısı	n=42	n=42	n=7

Tablo 11: Tamir bağlanma değerlerinin araştırılmasında veneer materyali mevcut olduğunda, veneer materyalinin alt yapıya bağlanması için kullanılan adeziv materyal.

Adeziv materyali	3M Bond	Super Bond
n: örnek sayısı	n=21	n=21

Tablo 12: Tamir bağlanma değerlerinin araştırılmasında veneer materyali mevcut olmadığında, veneer materyalinin farklı materyallerden oluşturulması.

Adeziv materyali	3M kompozit	Crea.link kompozit
n: örnek sayısı	n=21	n=21

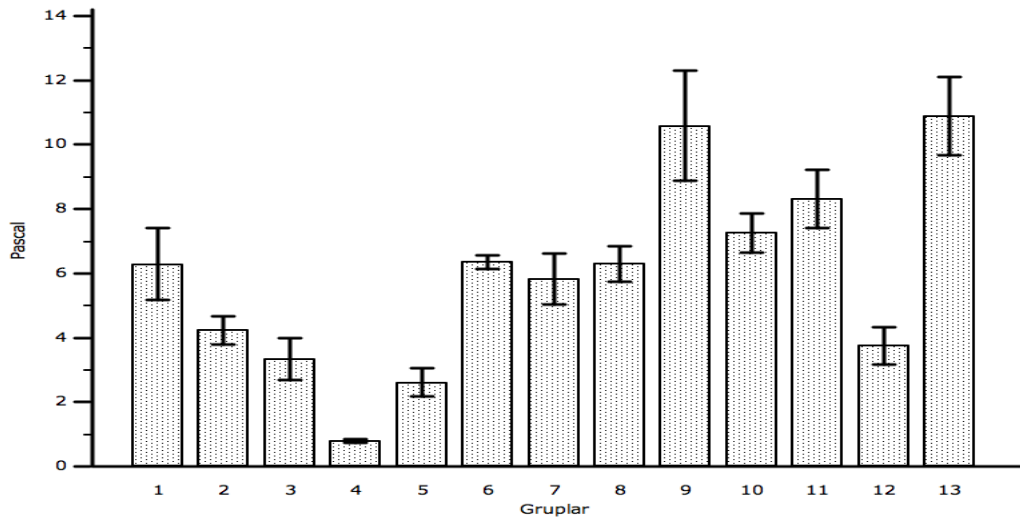
4.1. Makaslama bağlanma dayanım testi bulguları

Farklı yüzey pürüzlendirme yöntemleri (kontrol, yüzey işlemi yapılmayan, cojet, asit ile pürüzlendirme) kullanılarak düzenlenen PEEK blok yüzeyinin, veneer materyalinin mevcut olup olmamasına göre hazırlanan veneer üst yapının oluşturulmasından sonra makaslama bağlanım testi yapıldı. Makaslama testi sonucu Newton olarak kaydedilen kuvvet değerleri, MPa'a çevrildi.

Tablo 13'de makaslama kuvveti uygulanan grupların test sonucunda; veneer materyalinin mevcut olmadığı, cojet ile yüzey pürüzlendirilmesi yapılan ve 3M Bond ile 3M kompozit kullanılarak hazırlandı veneer üst yapı grubunun diğer gruplara göre daha fazla makaslama kuvvetine gerek duyuldu.

Tablo 13: Farklı yüzey uygulamalarının yapıldığı, farklı yöntemlerle veneer materyalinin oluşturulduğu veneer üst yapı ile PEEK alt yapının tamir bağlantı değerlerinin makaslama testi ve standart sapma değerleri.

Gruplar	N	Ortalama	Standart Sapma	Minimum	Maximum
1	7	6,2897	2,98184	2,22	11,92
2	7	4,2357	1,14851	2,65	5,66
3	7	3,3369	1,71657	1,76	6,18
4	7	0,7947	0,12147	0,61	0,94
5	7	2,6149	1,17998	0,88	4,64
6	7	6,3588	0,55106	5,45	6,93
7	7	5,8307	2,11149	2,39	8,91
8	7	6,2938	1,48158	4,49	8,70
9	7	10,5852	4,51544	5,67	17,84
10	7	7,2636	1,61151	4,82	9,25
11	7	8,3066	2,40027	5,28	12,02
12	7	3,7557	1,51874	1,66	6,31
13	7	10,8874	3,22534	6,87	16,29



Şekil 6: Farklı yüzey uygulamalarının yapıldığı, farklı yöntemlerle veneer materyalinin oluşturulduğu veneer üst yapı ile PEEK alt yapının tamir bağlantı değerlerinin makaslama testi ve standart sapma değerleri.

Tablo 14: Veneer materyali mevcut olup olmamasına göre makaslama testi uygulanan grupların standart sapmaları.

Veneer Materyali	N	Standart Sapma
Mevcut	42	475,8
Mevcut değil	42	264,9

(p=0,295)

Çalışmamızda elde edilen sonuçlardan yola çıkarak “Kırık parçanın mevcut olup olmamasının, tamir yönteminin PEEK alt yapı ile üst yapı veneer materyali arasındaki bağlanma dayanımına etki etmeyecektir” hipotezi, kırık parçanın mevcut olup olmamasına göre yapılan istatistiksel analiz sonucunda anlamlı bir fark bulunmaması nedeniyle kabul edilmiştir.

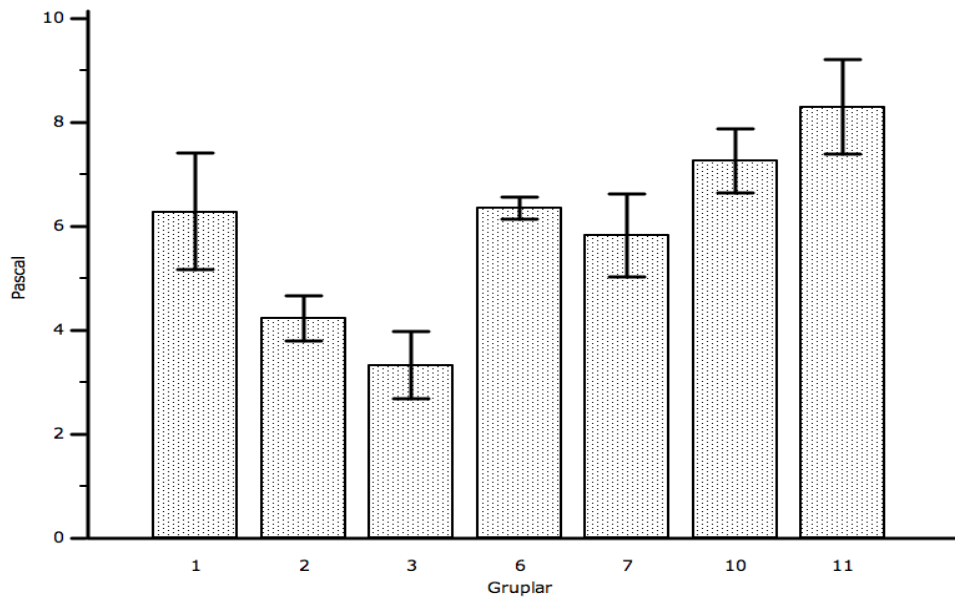
Çalışmamızda tamir bağlanma kuvveti değerlerinin ortalamalarına ait farklılıkların karşılaştırılmasında iki yönlü varyans analizi (Two Way ANOVA) testi kullanıldı, istatistiksel anlamlılık söz konusu olduğunda farklılığın hangi gruplar arasında olduğunu belirlemede Tukey-HSD Dunnet çoklu karşılaştırma istatistik testi kullanıldı.

4.1.1. Farklı tamir yöntemlerinin, veneer üst yapı materyalinin mevcut olması durumunda karşılaştırılması.

Farklı yüzey uygulaması yapılan PEEK blokların, veneer materyali mevcut olan ve farklı adeziv materyal ile bağlananlar ile ortalama tamir bağlanma değerleri; hiçbir yüzey işlemi yapılmamış grup için 1. yapıştırıcı için 6,289 MPa, 2. Yapıştırıcı için 4,235 MPa; asit grubu için 1. yapıştırıcı için 6,358, 2. yapıştırıcı için 5,830 MPa, cojet grubu için 1. yapıştırıcı için 7,263 MPa, 2. yapıştırıcı için 8,306 MPa olarak tespit edildi. Grupların makaslama tamir bağlantı değerleri sonuçları birbiriyle istatistiksel olarak anlamlı saptandı (p=0,00 F=5,390).

Kontrol grubunun (Grup 1) test sonuçları ile PEEK yüzey işlemi yapılmamış ve veneer materyalinin mevcut olduğu ve veneer materyalinin 1. yapıştırıcı ile

bağlandığı Grup 3'ün sonuçları arasında istatistiksel olarak anlamlı fark gözlemlendi ($p=0,033$). Ayrıca, PEEK yüzeyine cojet uygulanmış ve veneer materyalinin 3M kompozit materyali kullanılarak oluşturulduğu Grup 11 ile, PEEK yüzey işlemi yapılmamış ve veneer materyalinin 1. yapıştırıcı ile bağlandığı Grup 2 ($p=0.005$) ve veneer materyalinin 2. Yapıştırıcı ile bağlandığı Grup 3 ($p=0,000$)'ün sonuçları arasında anlamlı fark bulundu.

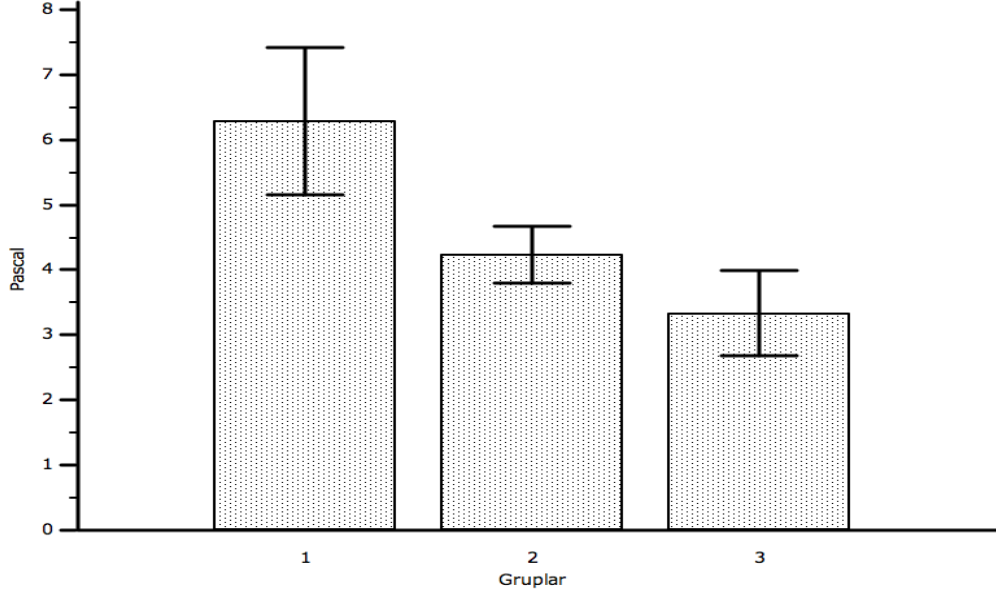


Şekil 7: Veneer materyali mevcut olup makaslama testi uygulanan grupların ortalama değerleri ve standart sapmaları.

a- Veneer üst yapı varlığında farklı adeziv materyallerin etkinliğinin karşılaştırılması.

Veneer üst yapının varlığında, adeziv materyalinin etkinliğinin araştırılmasında, kontrol grubu, Grup 1(6,289 MPa), veneer materyalinin PEEK üst yapıya 1. yapıştırıcı uygulanarak bağlandığı Grup 2 (4,235 MPa) ve veneer materyalinin 2. yapıştırıcı uygulanarak bağlandığı Grup 3'ün (3,336 MPa) tamir bağlantı değerleri

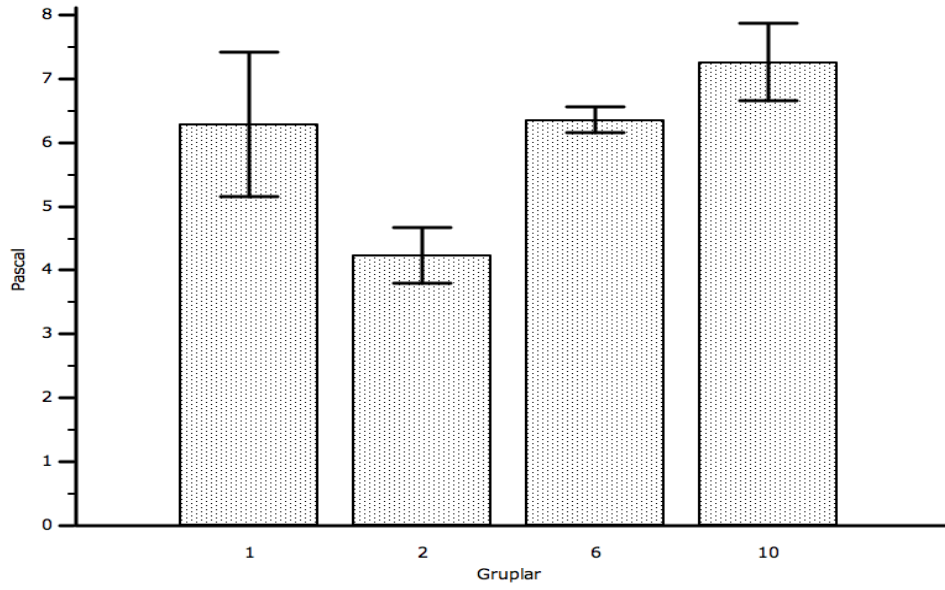
karşılaştırıldı. Grupların makaslama tamir bağlantı değerleri sonuçları birbiriyle istatistiksel olarak anlamlı bulundu ($p=0,046$, $F=3,657$).



Şekil 8: Makaslama testi uygulanan veneer materyalinin mevcut olduğu, kontrol grubu, 1. yapıştırıcının kullanıldığı Grup 2 ve 2. yapıştırıcının kullanıldığı Grup 3 ortalama ve standart sapma değerleri.

b- Veneer materyalinin mevcut olduğu ve adeziv materyal olarak 1. yapıştırıcının kullanıldığı gruplarda, yüzey işleminin etkisi değerlendirilirken Grup 1, 2, 6 ve 10'un makaslama bağlantı değerleri karşılaştırıldı.

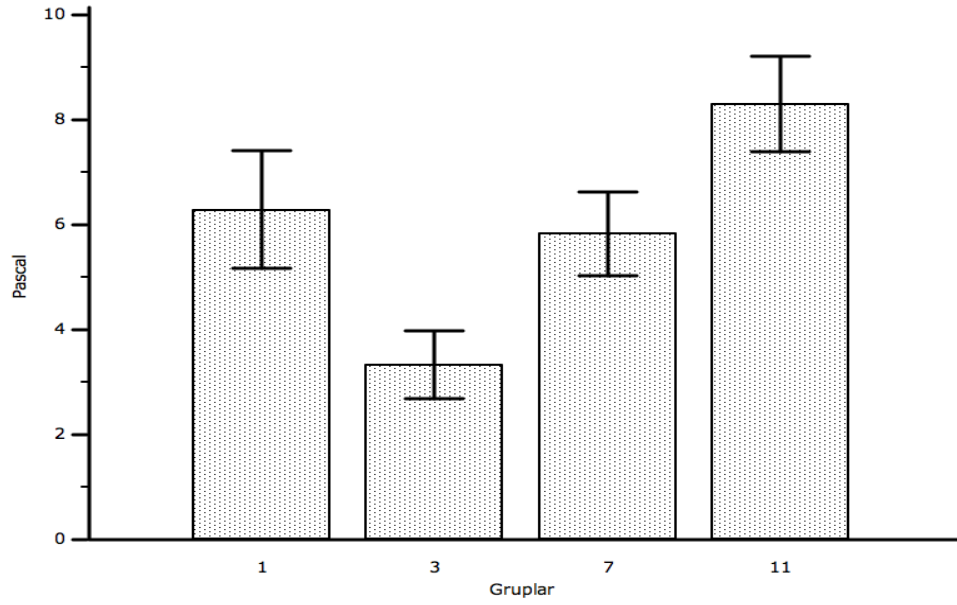
Veneer materyalinin mevcut olduğu, PEEK alt yapıya herhangi bir yüzey işlemi uygulanmadığı ve veneer üst yapının 1. yapıştırıcı ile bağlandığı Grup 2 (4,235 MPa) ile, veneer materyalinin mevcut olduğu, PEEK alt yapının cojet ile pürüzlendirildiği ve veneer üst yapının 1. Yapıştırıcı ile bağlandığı Grup 10 (7,263 MPa) değerleri arasında istatistiksel olarak anlamlı fark saptandı ($p=0,031$, $F=3,500$).



Şekil 9: Makaslama testi uygulanan veneer materyalinin mevcut olduğu ve adeziv materyal olarak 1. yapıştırıcının kullanıldığı gruplarda, yüzey işleminin etkisinin değerlendirilmesi.

C- Veneer materyalinin mevcut olduğu ve adeziv materyal olarak 2. yapıştırıcının kullanıldığı gruplarda, yüzey işleminin etkisi değerlendirilirken Grup 1, 3, 7 ve 11'in makaslama bağlantı değerleri karşılaştırıldı.

Veneer materyalinin mevcut olduğu, PEEK alt yapıya herhangi bir yüzey işlemi yapılmadığı ve veneer üst yapının 2. yapıştırıcı ile bağlandığı Grup 3 (3,336 MPa) ile, veneer materyalinin mevcut olduğu, PEEK alt yapının cojet ile pürüzlendirildiği ve veneer üst yapının 2. yapıştırıcı ile bağlandığı, Grup 11 (8,306 MPa) değerleri arasında istatistiksel olarak anlamlı fark vardır ($p=0,006$, $F=5,294$).



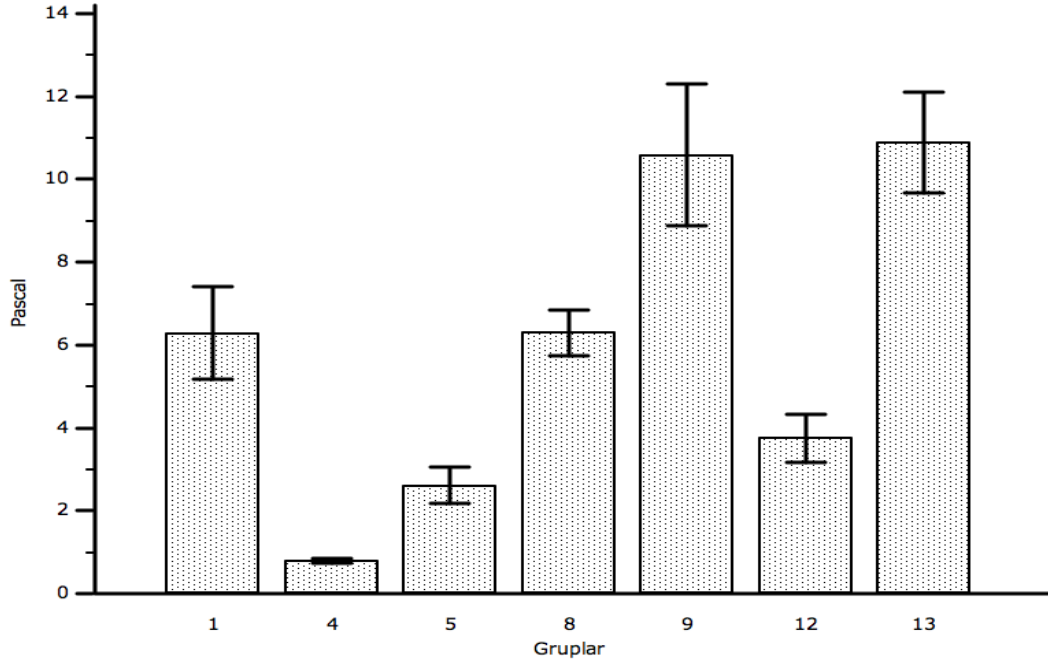
Şekil 10: Makaslama testi uygulanan veneer materyalinin mevcut olduğu ve adeziv materyal olarak 2. yapıştırıcının kullanıldığı gruplarda, yüzey işleminin etkisinin değerlendirilmesi.

4.1.2. Farklı tamir yöntemlerinin, veneer üst yapı materyalinin mevcut olmadığı durumda karşılaştırılması;

a- Farklı yüzey uygulaması yapılan PEEK blokların, veneer materyali mevcut olmayan ve farklı veneer materyali kullanılarak veneer oluşturulanlar ile ortalama tamir bağlanma değerleri; hiçbir yüzey işlemi yapılmamış, PEEK'in veneer kompoziti kullanılan Grup 4 için 0,794 MPa, hiçbir yüzey işlemi yapılmamış, 3M kompozit kullanılan Grup 5 için 2,614 MPa'dır. PEEK yüzeyi asitle pürüzlendirilmiş ve PEEK'in veneer kompoziti kullanılan Grup 8 için 6,293 MPa, 3M kompozit kullanılan Grup 9 için 10,582 MPa'dır. PEEK yüzeyi cojet ile pürüzlendirilmiş ve PEEK'in veneer kompoziti kullanılan Grup 12 için 3,755 MPa, 3M kompozit Grup 13 için bu değer 10,887 MPa'dır.

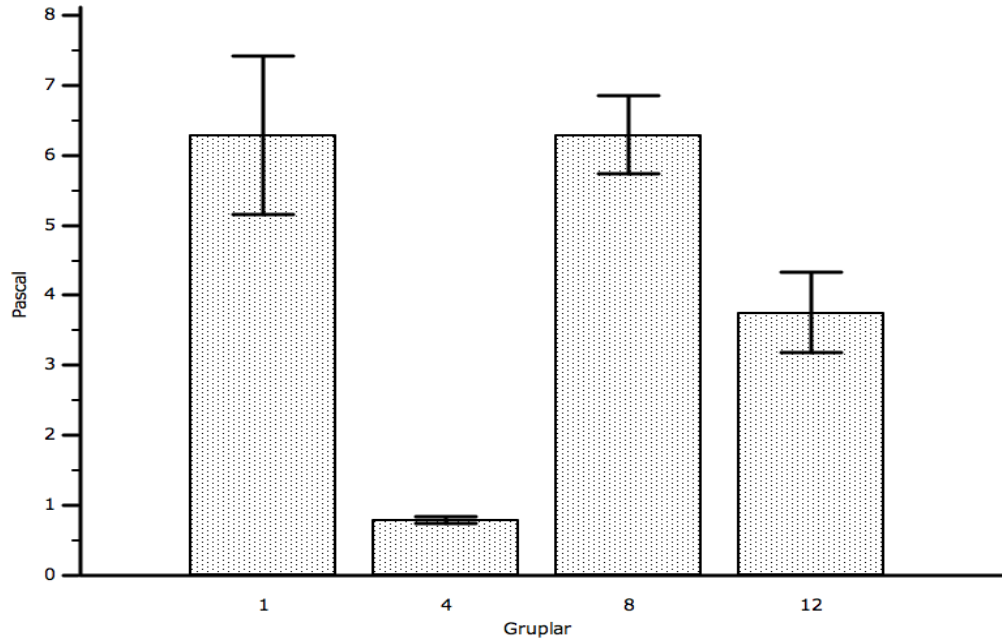
Kontrol grubu; Grup 4 ($p=0,004$), Grup 9 ($p=0,044$) ve Grup 13 ($p=0,025$) arasında istatistiksel olarak anlamlı fark bulundu. Grup 4 ile; Grup 8 ($p=0,004$), Grup 9 ($p=0,000$) ve Grup 13 ($p=0,000$) arasında istatistiksel olarak anlamlı fark saptandı. Grup 5 ile Grup 9 ($p=0,000$) ve Grup 13 ($p=0,000$) arasında istatistiksel olarak fark

anlamli bulunmuştur. Grup 8 ile Grup 9 ($p=0,044$) ve Grup 13 ($p=0,025$) arasında istatistiksel olarak fark anlamlı saptandı. Grup 9 ile Grup 12 ($p=0,000$) arasında istatistiksel olarak fark anlamlı saptandı. Grup 12 ile Grup 13 ($p=0,000$) arasında istatistiksel olarak fark anlamlı saptandı.



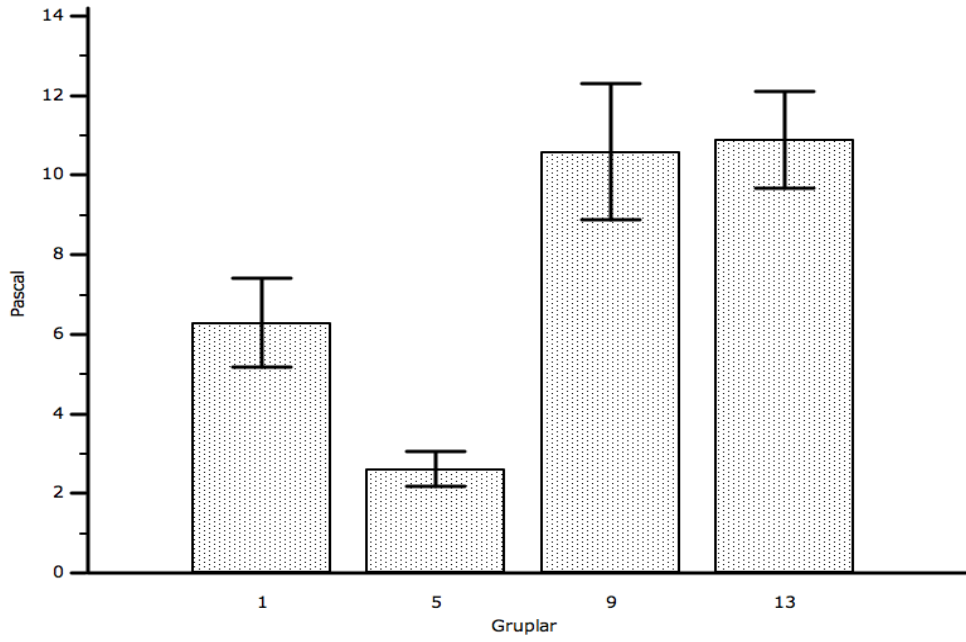
Şekil 11: Makaslama testi uygulanan farklı tamir yöntemlerinin, veneer üst yapı materyalinin mevcut olmadığı durumda karşılaştırılması etkisinin değerlendirilmesi.

b- Veneer materyalin mevcut olmadığı ve veneer materyali olarak PEEK'in veneer materyalinin kullanıldığı gruplarda yüzey işleminin etkisi değerlendirilirken Grup 1, 4, 8 ve 12'nin makaslama bağlantı değerleri karşılaştırıldı. Veneer materyalinin mevcut olmadığı, PEEK alt yapıya herhangi bir yüzey işlemi yapılmadığı ve PEEK'in veneer kompozitinin veneer materyali olarak kullanıldığı Grup 4 (0,794 MPa) ile; PEEK alt yapının cojet ile pürüzlendirildiği Grup 12 (3,755 MPa) ve kontrol grubunun değerleri arasında istatistiksel olarak anlamlı fark saptandı ($p=0,000$, $F=10,517$). Ayrıca Grup 4 (0,794 MPa) ile Grup 8 (6,293 MPa)'ün değerleri arasında istatistiksel olarak anlamlı fark vardır ($p=0,000$, $F=14,282$).



Şekil 12: Makaslama testi uygulanan veneer materyalin mevcut olmadığı ve veneer materyali olarak PEEK'in veneer materyalinin kullanıldığı gruplarda yüzey işlemi etkisinin değerlendirilmesi.

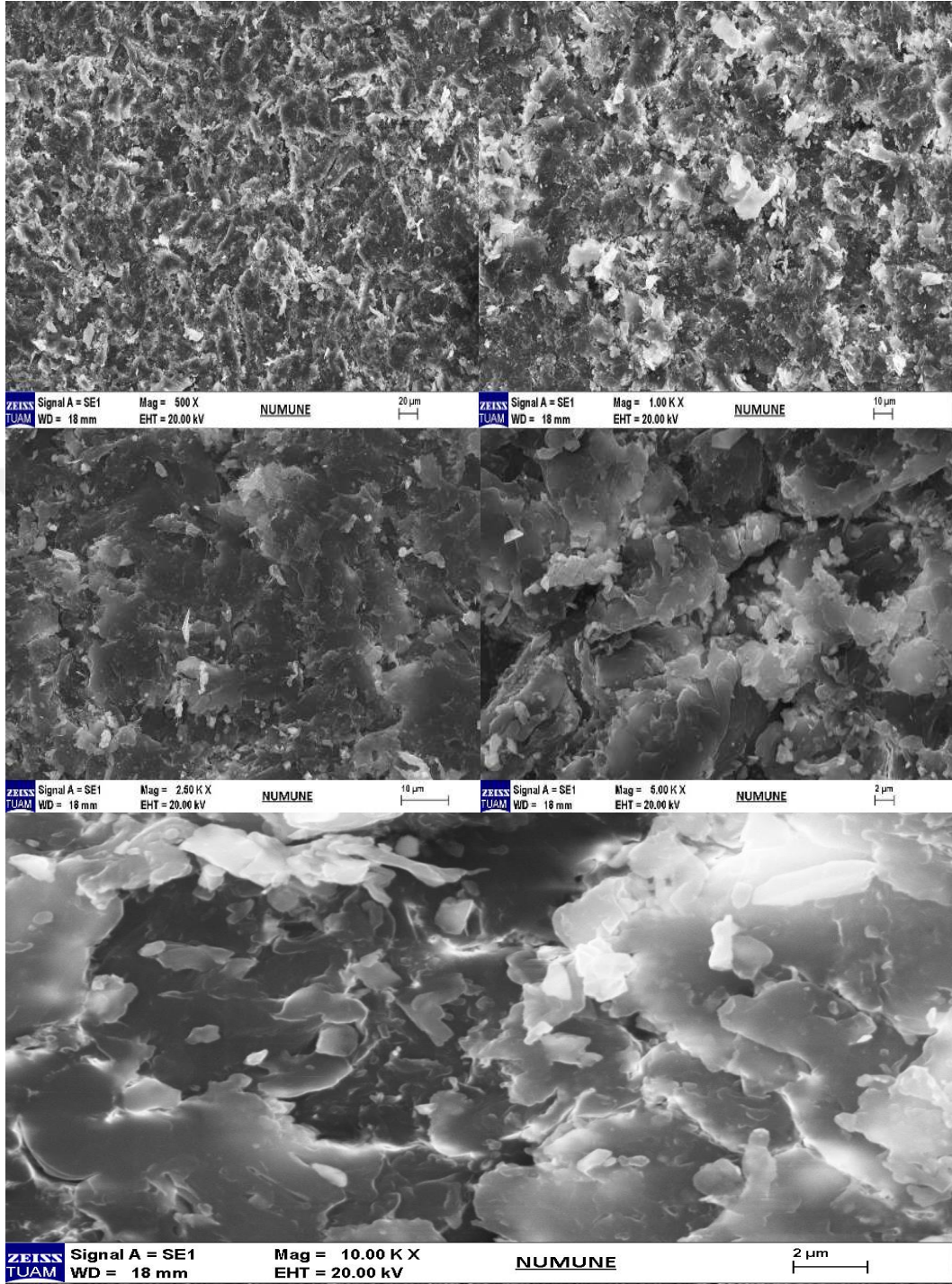
c- Veneer materyalinin mevcut olmadığı ve veneer materyali olarak 3M kompozit materyalinin kullanıldığı gruplarda yüzey işleminin etkisi değerlendirilirken Grup 1, 5, 9 ve 13'ün makaslama bağlantı değerleri karşılaştırıldı. Veneer materyalinin mevcut olmadığı PEEK alt yapının asit ile pürüzlendirildiği 3M kompozitin veneer materyali olarak kullanıldığı Grup 9 (10,585 MPa) ile, PEEK alt yapının cojet ile pürüzlendirildiği Grup 13 (10,887 MPa) değerleri ile kontrol grubu değerleri arasında istatistiksel olarak anlamlı fark tespit edildi ($p=0,000$, $F=10,517$). Ayrıca Grup 5 (2,614 MPa) ile Grup 9 (10,585 MPa) ve Grup 13 (10,887 MPa)'ün değerleri arasında istatistiksel olarak anlamlı fark saptandı ($p=0,000$, $F=10,517$).



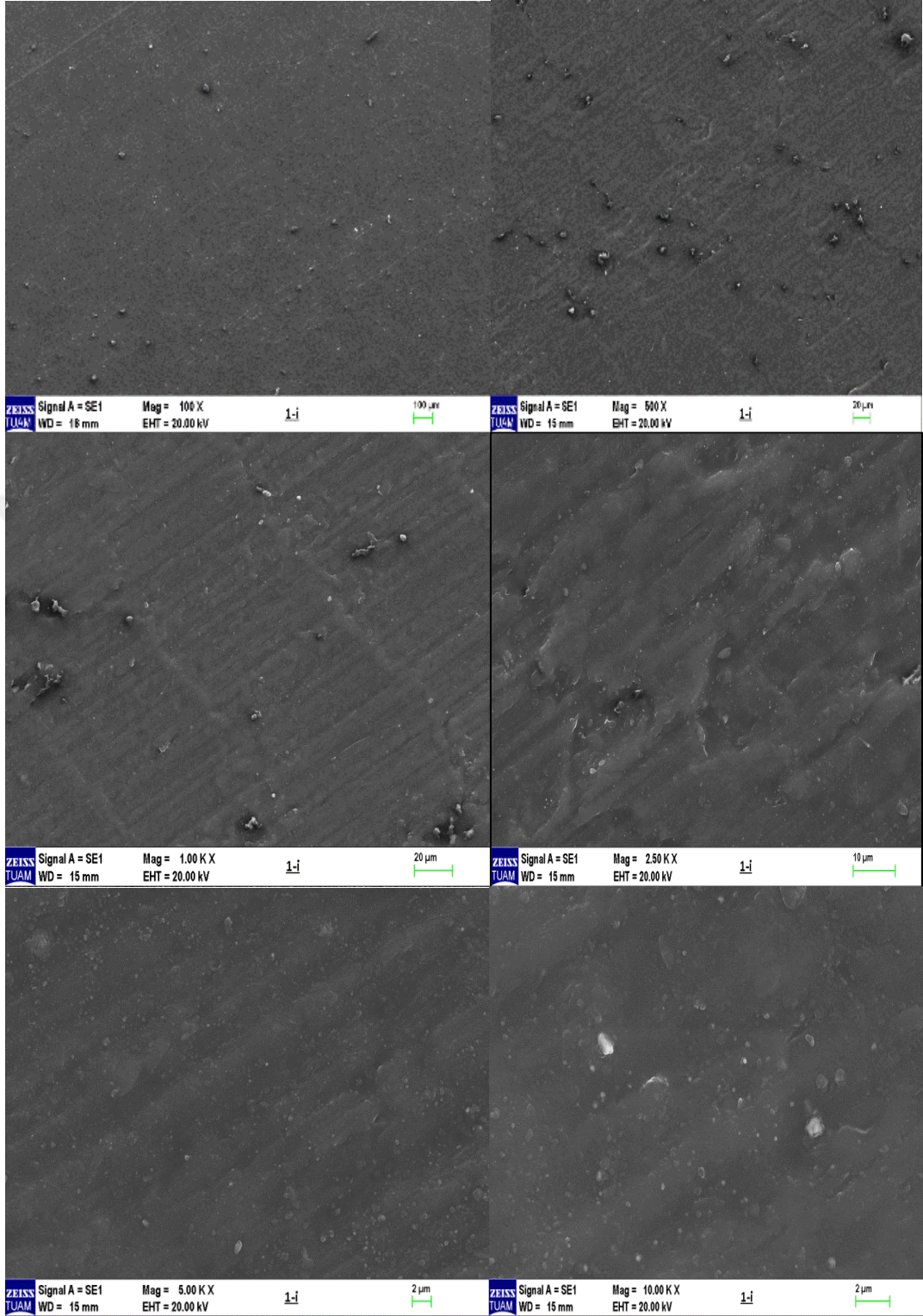
Şekil 13: Makaslama testi uygulanan veneer materyalinin mevcut olmadığı ve veneer materyali olarak 3M kompozit materyalinin kullanıldığı gruplarda yüzey işleminin etkisinin değerlendirilmesi.

4.2. Yüzey işlemi uygulanması sonrası PEEK alt yapının SEM analizi

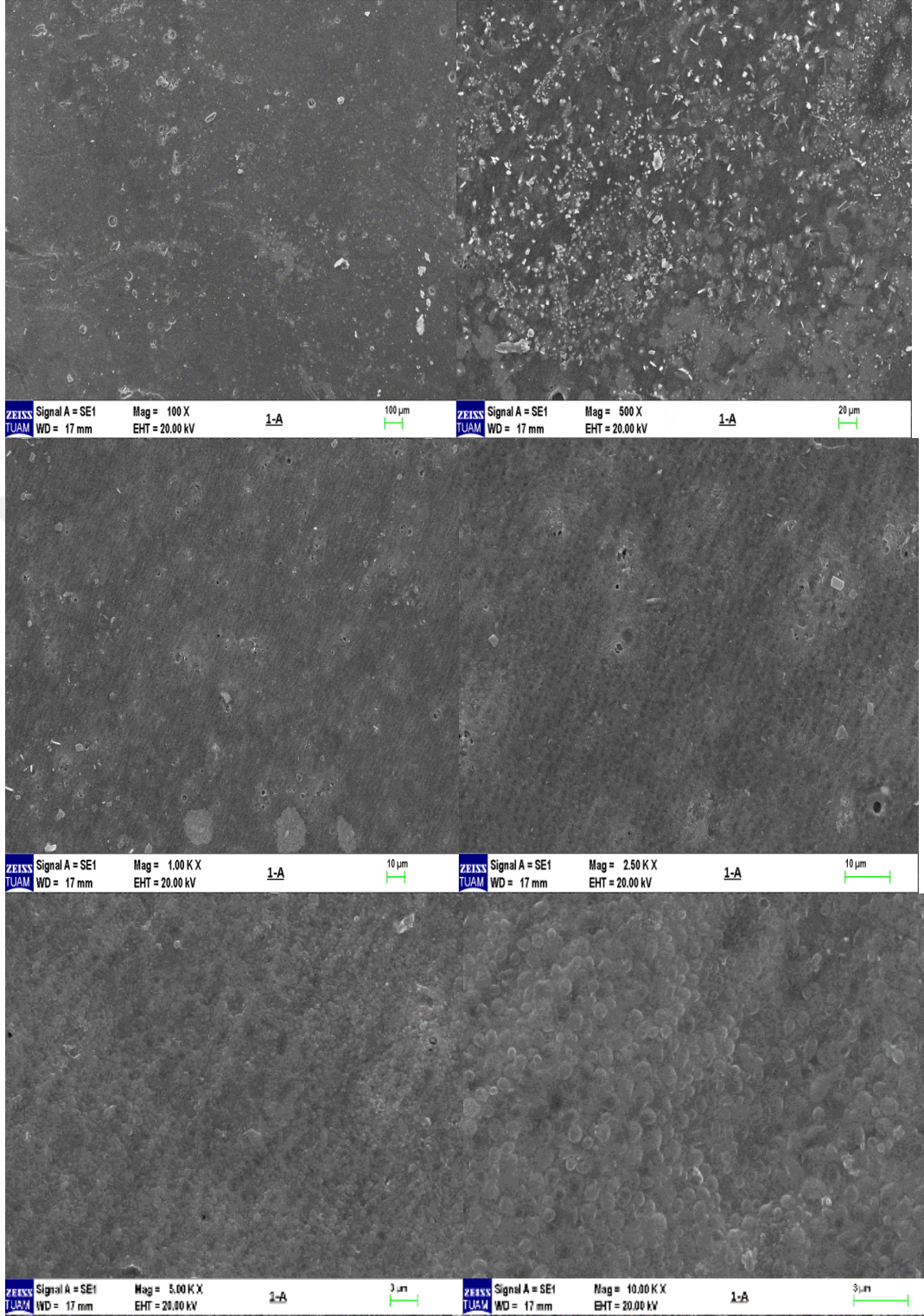
Farklı yüzey işlemleri uygulanan PEEK blok yüzeyinin, tamir üst yapı materyali ile bağlanma direncinin in vitro olarak araştırıldığı çalışmamızda; kontrol grubu, yüzey işlemi uygulanmamış PEEK yüzeyi ve 2 farklı yüzey işlemi uygulanan PEEK örneklerin yüzey değişimlerinin değerlendirilmesi için SEM’de x100, x500, x1000, x2500, x5000 x10000 büyütmelemlerde görüntüleri alındı.



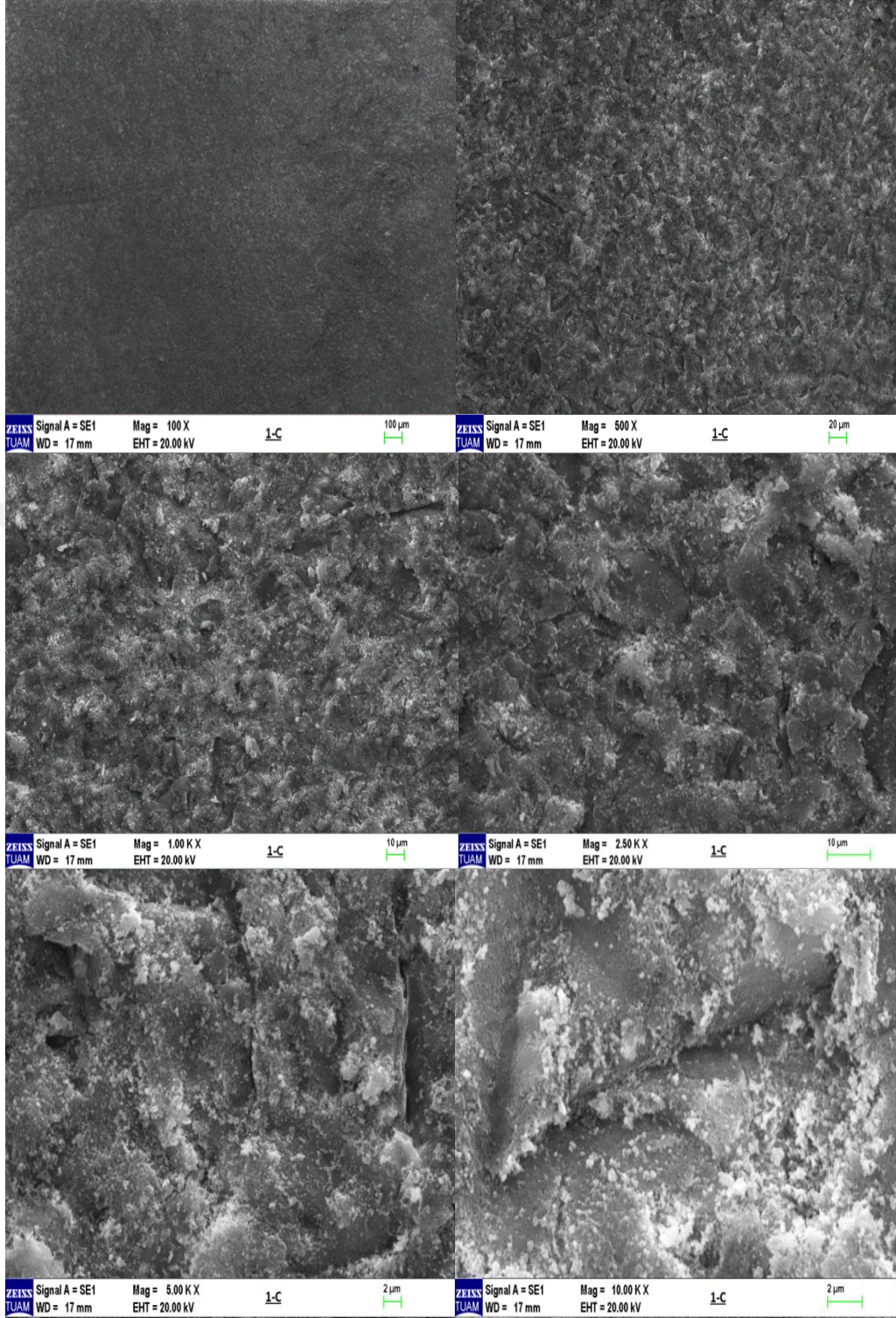
Şekil 14: Yüzey işlemi olarak Al_2O_3 uygulanmış kontrol grubu PEEK blok yüzeyinin x500, x1000, x2500, x5000, x10000 büyütmede SEM görüntüsü.



Şekil 15: Yüzey işlemleri uygulanmamış PEEK blok yüzeyinin x100, x500, x1000, x2500, x5000, x10000 büyütmede SEM görüntüsü.



Şekil 16: Yüzey işlemi olarak asit uygulanmış PEEK blok yüzeyinin x100, x500, x1000, x2500, x5000, x10000 büyütmede SEM görüntüsü.



Şekil 17: Yüzey işlemi olarak cojet uygulanmış PEEK blok yüzeyinin x100, x500, x1000, x2500, x5000, x10000 büyütmede SEM görüntüsü.

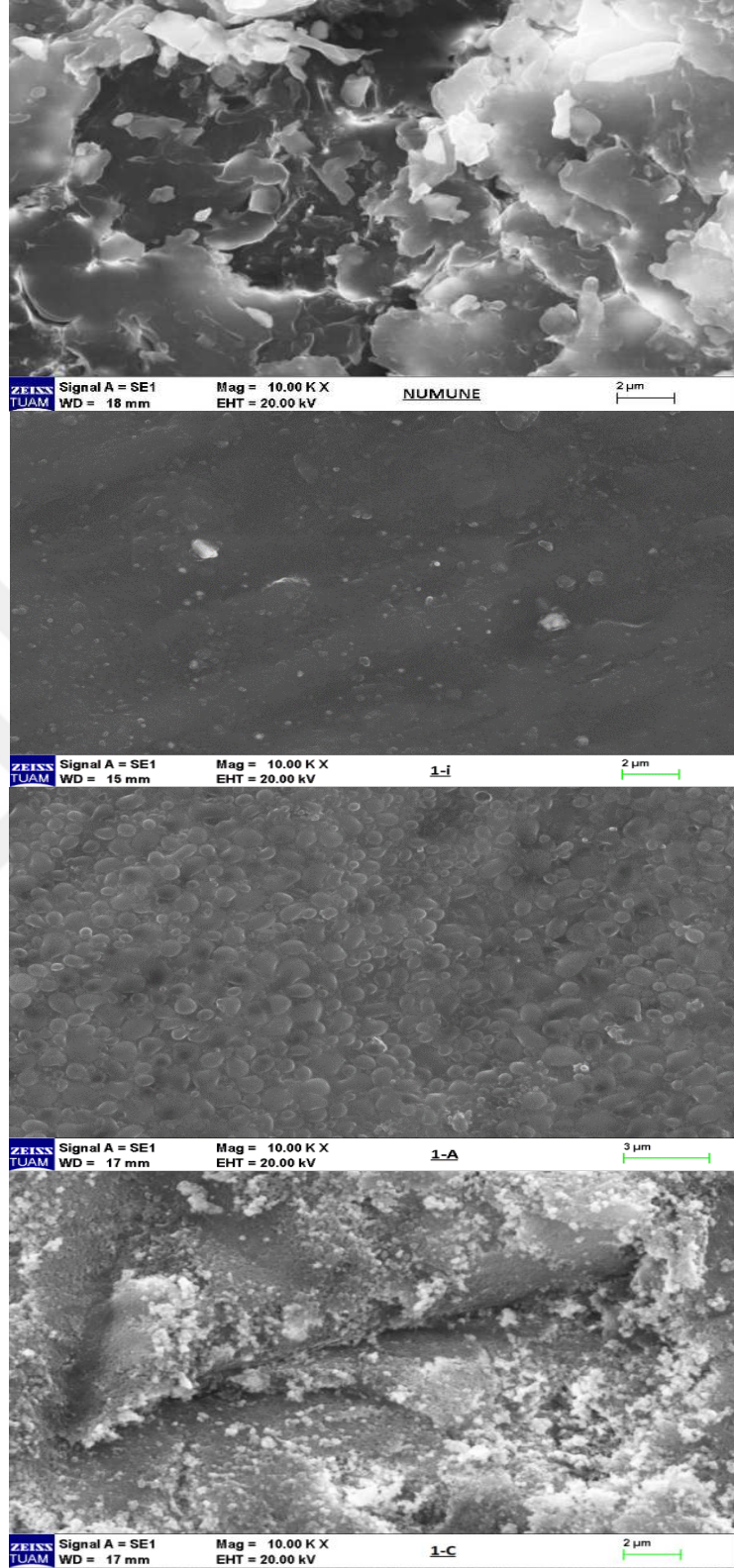
Yüzey işlemi olarak 110 µm partikül boyutunda Al₂O₃ kumu kullanılan kontrol grubunun yapılan x500, x1000, x2500, x5000, x10000 büyütmede SEM görüntüsü incelendiğinde yüzeydeki pürüzlü ve kabarık yapı net bir şekilde görülmektedir (Şekil 14). Yüzeyde yüksek görünümlü bölgeler, Al₂O₃ kumun yüzeye çarptıktan sonra yüzeyde bıraktığı Alimünyum parçaları olduğu düşünülmektedir. Yapılan EDX analizi bu verileri doğrulamaktadır

Yüzey işlemi uygulanmamış PEEK yüzeyinin mikro yapısının, yüzey işlemleri uygulandıktan sonraki değişimle karşılaştırabilmek için x1000, x2500, x5000, x10000 büyütmede alınan görüntülerde yüzeyin pürüzlü yapısı net bir şekilde görülmektedir (Şekil 15).

Yüzey işlemi olarak asit uygulanmış PEEK yüzeyinin mikro yapısının x1000, x2500, x5000, x10000 büyütmede alınan görüntülerde yüzeyin üzüm salkımı şeklindeki pürüzlü yapısı net bir şekilde görülmektedir (Şekil 16).

30 µm partikül boyutunda Al₂O₃ kumu kullanılarak yüzeyin cojet ile pürüzlendirildiği PEEK yüzeyinin x100 büyütmedeki yüzey görüntülerde, yüzeyde çukurcuklar görülmekte olup x1000, x2500 büyütmedeki görüntülerinde, yüzeyde oluşan çukurlar net bir şekilde görülmektedir (Şekil 17).

x5000 ve x10000 büyütmedeki yüzey görüntülerinde; yüzeyden kabarık görülen kısımlar daha net görülmekte olup bu boyuttaki görüntüler yüzey işlemi yapılmayan ve yüzeye cojet uygulanan grubundakilerden farklıdır. Yüzeyde yüksek görünümlü bölgeler, cojet sisteminde kullanılan silika kaplı Al₂O₃ kumun yüzeye çarptıktan sonra yüzeyde bıraktığı silika parçalarıdır. Yapılan EDX analizi bu verileri doğrulamaktadır (Şekil 23).

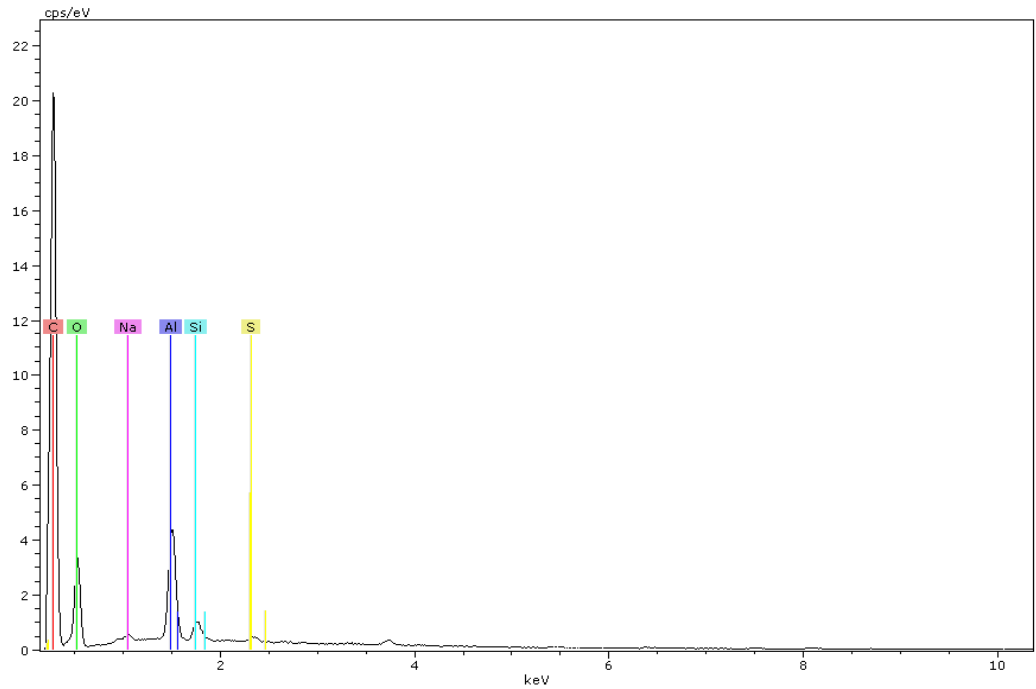


Şekil 18: Sırasıyla kontrol grubu, hiçbir yüzey işlemi uygulanmamış (1-İ), asit ile yüzey pürüzlendirme işlemi uygulanmış (1-A) ve cojet ile yüzey pürüzlendirme işlemi yapılan(1-C) PEEK yüzeylerinin X 10.000 büyütmedeki SEM görüntüleri.

4.3. Yüzey işlemi uygulanan ve uygulanmayan PEEK alt yapının EDX analizi bulguları

PEEK örneklerin yüzey işlemi uygulanmadan önce ve yüzey işlemi uyguladıktan sonra yüzeyin elementler değişim miktarı tespiti için EDX analizi yapıldı.

Sırasıyla; 110 µm partikül boyutunda Al₂O₃ kumu uygulanmış kontrol grubu, hiçbir yüzey işlemi uygulanmamış, asit grubu ve cojet grubuna ait EDX analiz verileri ve grafikleri aşağıda görülmektedir.



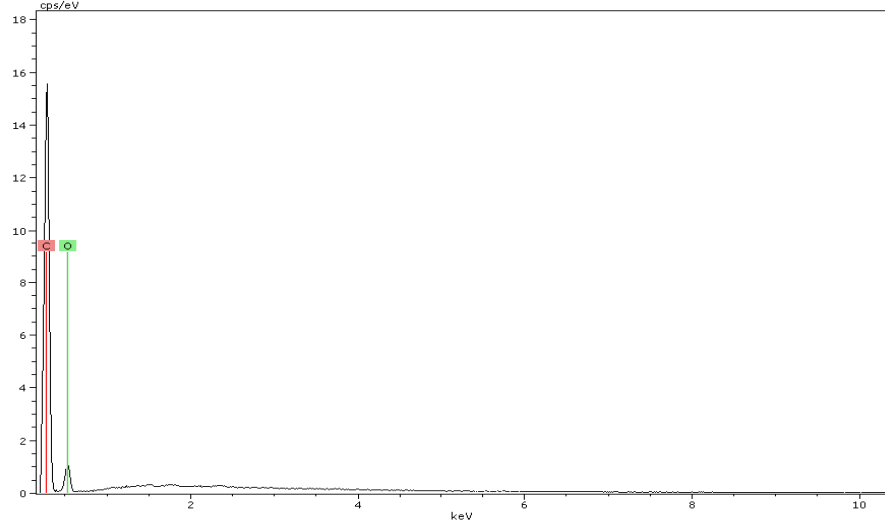
Şekil 19: 110 µm partikül boyutunda Al₂O₃ kumu uygulanmış kontrol grubu PEEK yüzeyine ait EDX analiz grafiği.

Tablo 15’de görüldüğü gibi 110 µm partikül boyutunda Al₂O₃ kumu uygulanmış kontrol grubu PEEK yüzeyinde atomik %60,91 C, %35,79 O ana elementleri analiz edildi ve Şekil 19’de grafiksel olarak gösterildi.

Tablo 15: 110 µm partikül boyutunda Al₂O₃ kumu uygulanmış kontrol grubu PEEK örneklerine ait EDX analiz verileri.

Element	Weight %	Atomic %
C	52.58	60.91
Si	0.83	0.41
Al	4.11	2.12
O	41.15	35.79
Na	1.08	0.65

Tablo 16’de görüldüğü gibi herhangi bir yüzey işlemi uygulanmamış PEEK yüzeyinde atomik %72,78 C, %27,22 O ana elementleri analiz edildi ve Şekil 20’de grafiksel olarak gösterildi.



Şekil 20: Hiçbir yüzey işlemi uygulanmamış PEEK yüzeyine ait EDX analiz grafiği.

Tablo 16: Herhangi bir yüzey işlemi uygulanmamış PEEK örneklerine ait EDX analiz verileri.

Element	Weight %	Atomic %
C	66,75	72,78
O	33,25	27,22

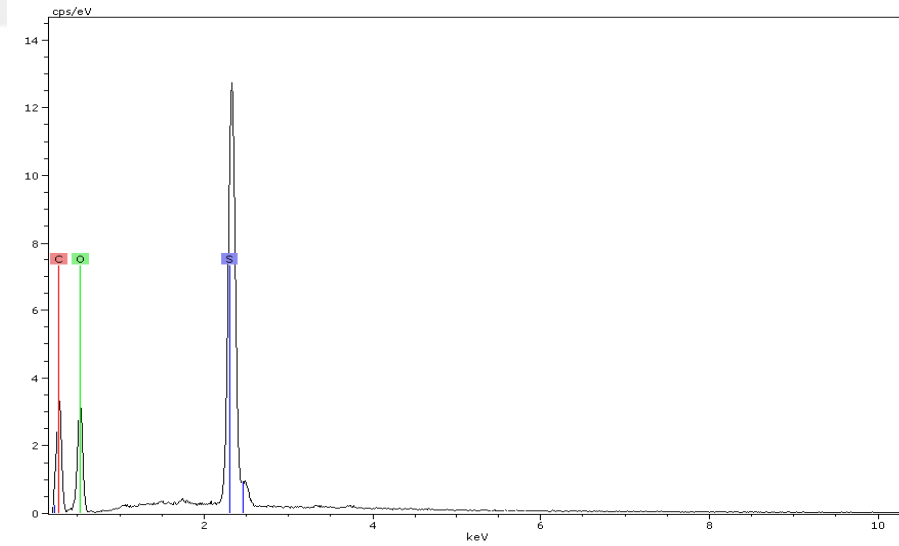
Aşağıdaki Tablo 17 ve Şekil 21’da görüldüğü gibi asit grubunda, yüzey işlemi uygulanmamış gruptan farklı olarak yüzey pürüzlendirme işleminde (H₂SO₄) asit kullanıldığı için atomik %7,74 S elementine rastlandı.

Asitleme sonrası yüzeyde sülfür atomları kaldığı; O (Oksijen) elementinin atomik konsantrasyon yüzdesinin arttığı, C(karbon) ise azaldığı görüldü.

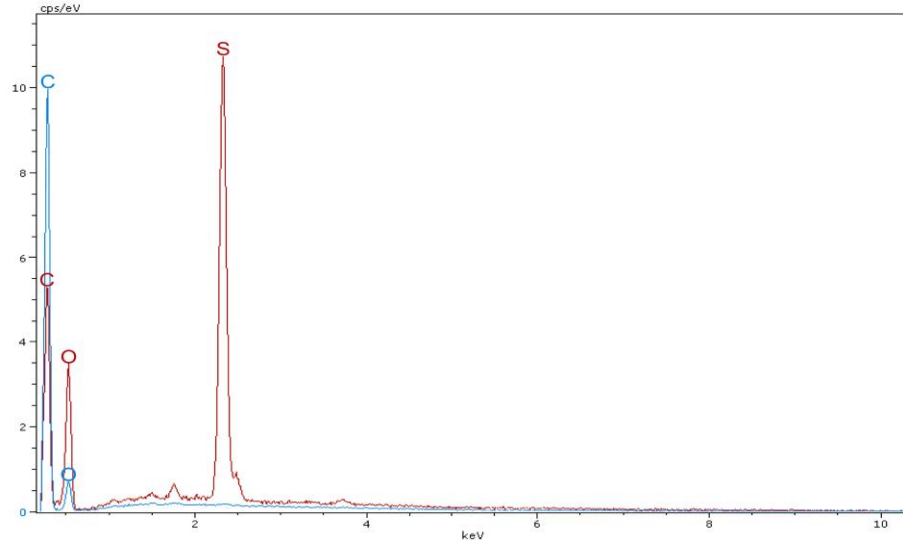
Tablo 17: Asit grubuna ait EDX analiz verileri.

Element	Weight %	Atomic %
C	27.55	36.23
O	56.73	56.02
S	15.72	7,74

Toplam: %100



Şekil 21: Asit yüzey işlemi uygulanmış PEEK yüzeyinin EDX analizi.



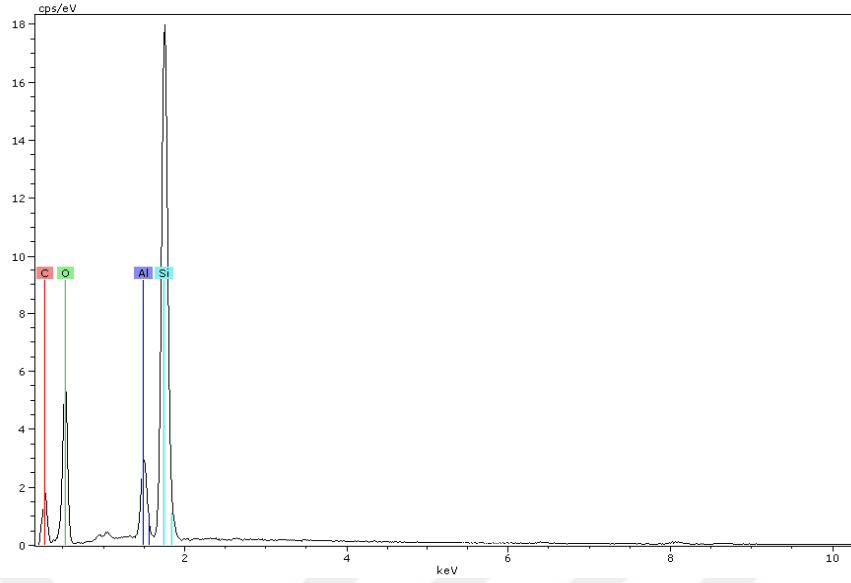
Şekil 22: Hiçbir yüzey işlemi uygulanmayan (Mavi) ve asit (Kırmızı) ile yüzey işlemi uygulanan PEEK örneklerin EDX analizlerinin karşılaştırılması.

Aşağıdaki Tablo 18 ve Şekil 23’de görüldüğü gibi cojet grubunda, yüzey işlemi uygulanmamış gruptan farklı olarak PEEK yüzeyine cojet uygulanan grupta; C (Karbon) elementinin atomik konsantrasyon yüzdesinin azaldığı; O (Oksijen), Al (Alüminyum), Si (Silisyum) elementlerinin atomik konsantrasyon yüzdesinin arttığı görülmüştür.

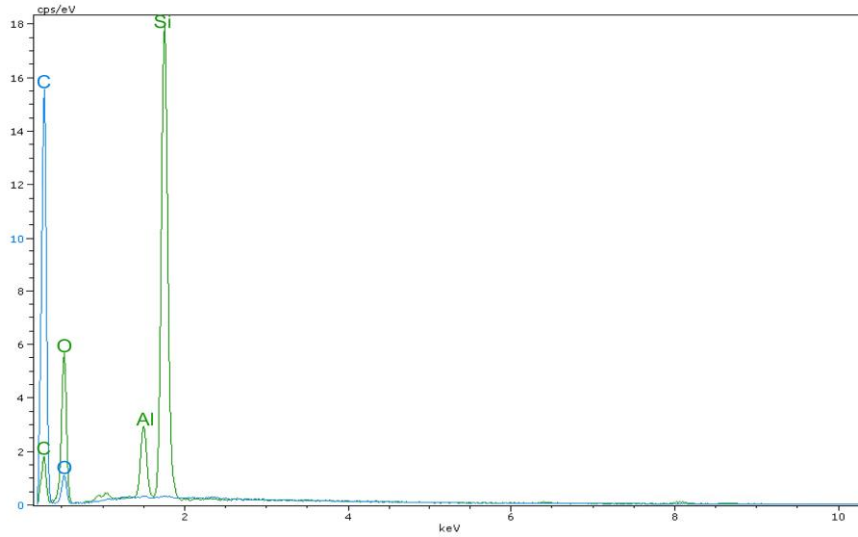
Tablo 18: Cojet grubuna ait EDX analiz verileri.

Element	Weight %	Atomic %
C	13,48	19,35
O	59,08	63,70
Al	3,58	2,29
Si	23,86	14,66

Toplam: %100



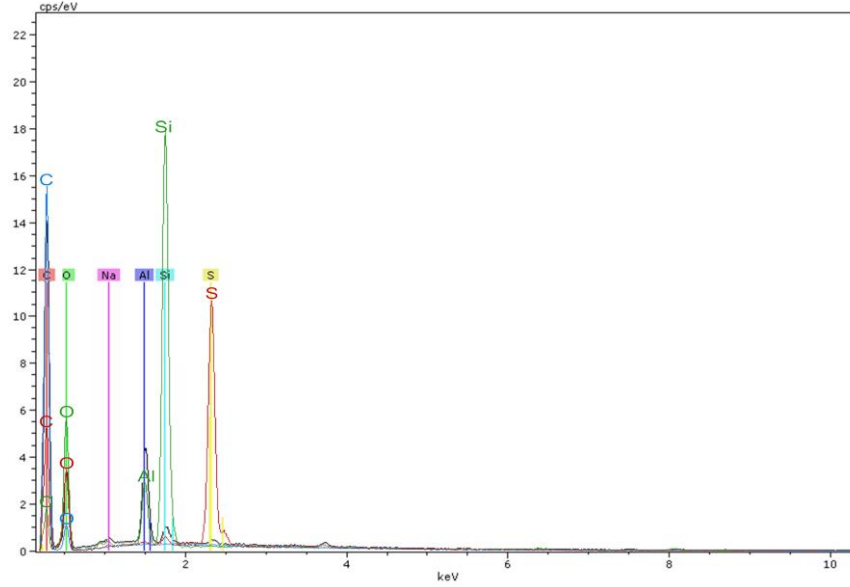
Şekil 23: Cojet yüzey işlemi uygulanmış PEEK yüzeyinin EDX analizi.



Şekil 24: Hiçbir yüzey işlemi uygulanmayan (Mavi) ve cojet (Yeşil) ile yüzey işlemi uygulanan PEEK örneklerin EDX analizlerinin karşılaştırılması.

Çalışmamızda uygulanan tüm yüzey işlemlerinin Şekil 25’de görüldüğü gibi, atomik konsantrasyon yüzdesi olarak karbon atomunun en fazla bulunduğu grup hiçbir yüzey işlemi uygulanmamış grup iken; atomik konsantrasyon yüzdesi oksijen atomunun en fazla bulunduğu grup ise cojet grubudur.

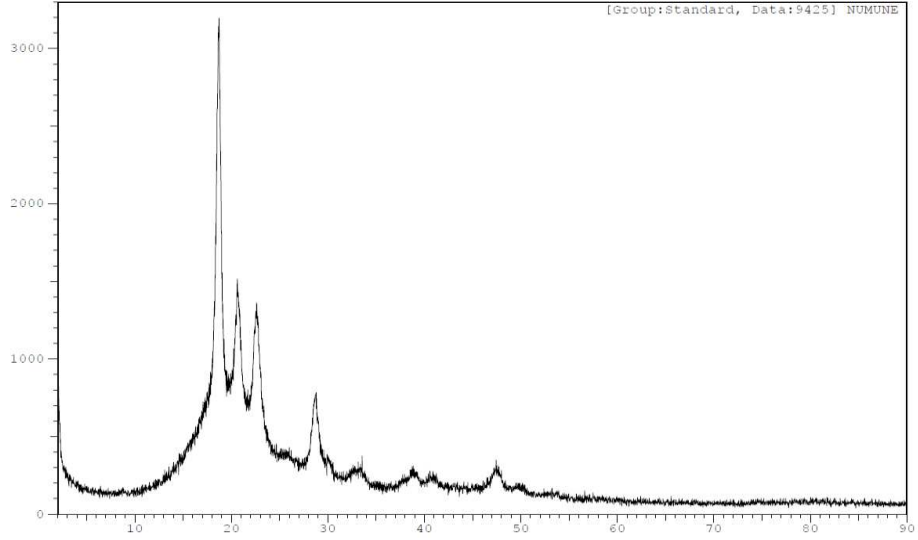
Uygulanan yüzey işlemleri sırasında Al, Si, S ve O elementlerinin atomik konsantrasyon yüzdelerindeki artışa rağmen, C elementinin atomik konsantrasyon yüzdesinin tüm gruplarda azaldığı gözlemlendi.



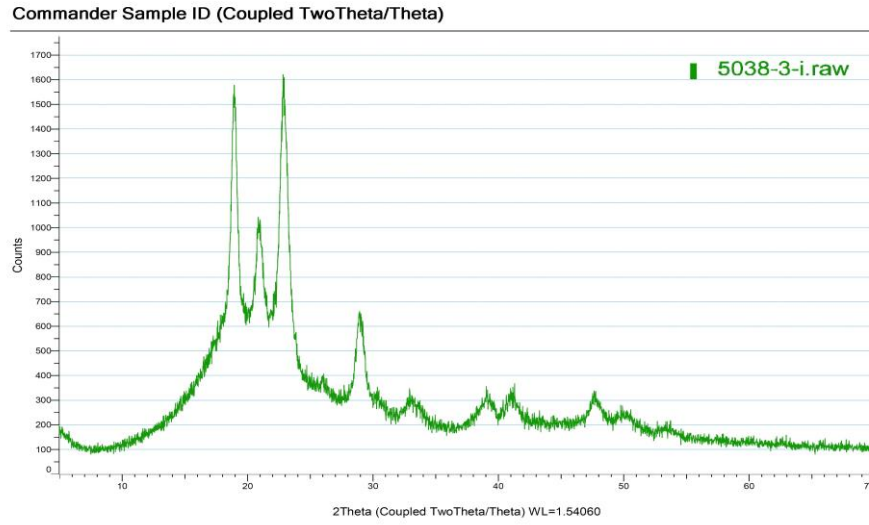
Şekil 25: 110 µm partikül boyutunda Al₂O₃ kumu uygulanmış kontrol grubu (Siyah), hiçbir yüzey işlemi uygulanmamış (Mavi), asit (Kırmızı) ve cojet (Yeşil) ile yüzey işlemi yapılan PEEK örneklerin EDX analizlerinin karşılaştırılması.

4.4. Yüzey işlemi uygulanan ve uygulanmayan PEEK alt yapının XRD analizi bulguları

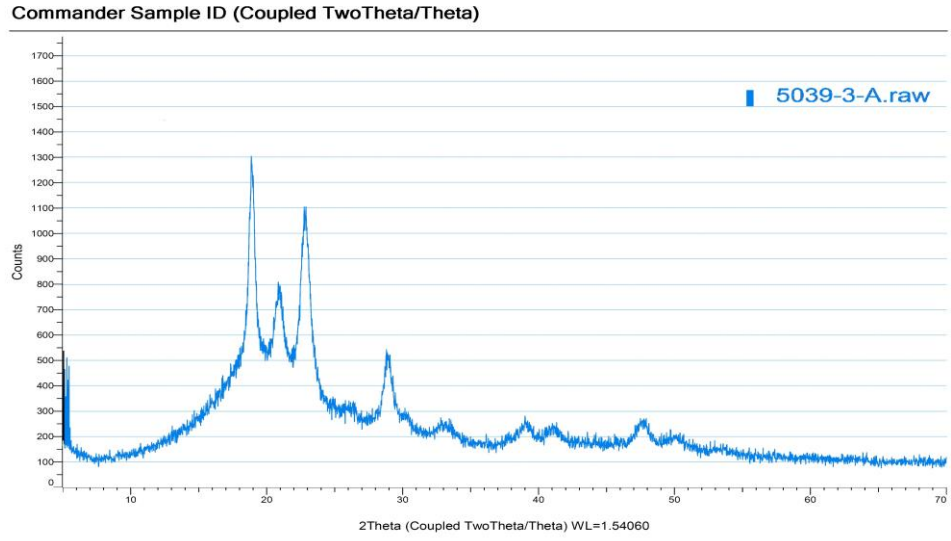
XRD analizinde 2θ, 20–40° aralığında, PEEK örneklerin tepe noktalarının şiddetleri yüzeylerindeki faz dönüşüm büyüklüğü ile değişmektedir. Hiçbir yüzey işlemi uygulanmamış ve asit ve cojet uygulanmış PEEK yüzeylerinin X- ışını difraksiyon analizi grafikleri sonucunda, PEEK materyalinin, uygulanan asit ve cojet işlemleri sonrasında faz değişimine uğradığı görüldü.



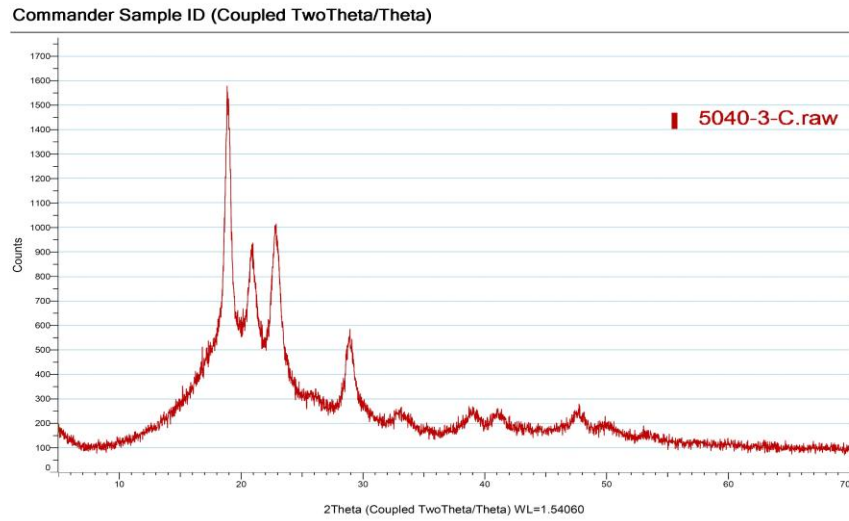
Şekil 26: 110 µm partikül boyutunda Al₂O₃ kumu uygulanmış kontrol grubu PEEK yüzeyine ait XRD analiz grafiği.



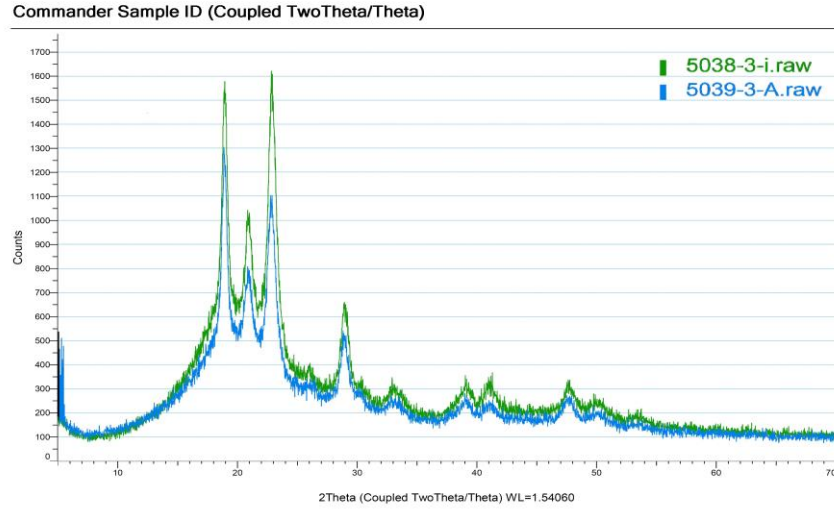
Şekil 27: Herhangi bir işlem uygulanmamış PEEK yüzeyinin XRD analiz grafiği.



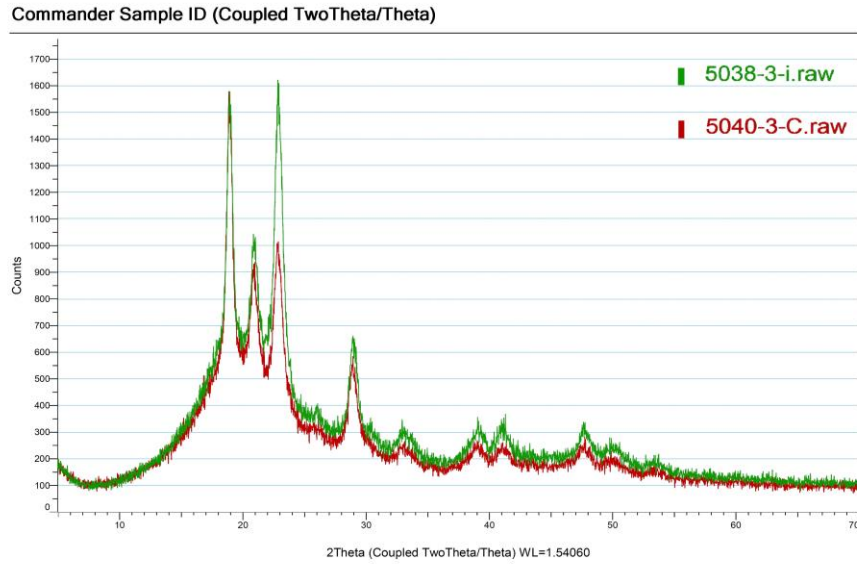
Şekil 28: Sülfürik asit ile yüzey işlemi uygulanmış PEEK yüzeyinin XRD analiz grafiği.



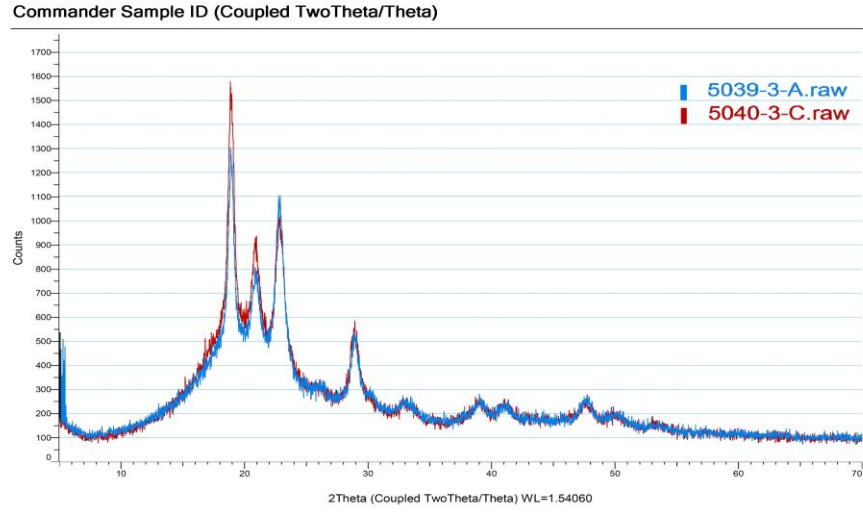
Şekil 29: Cojet ile yüzey işlemi uygulanmış PEEK yüzeyinin XRD analiz grafiği.



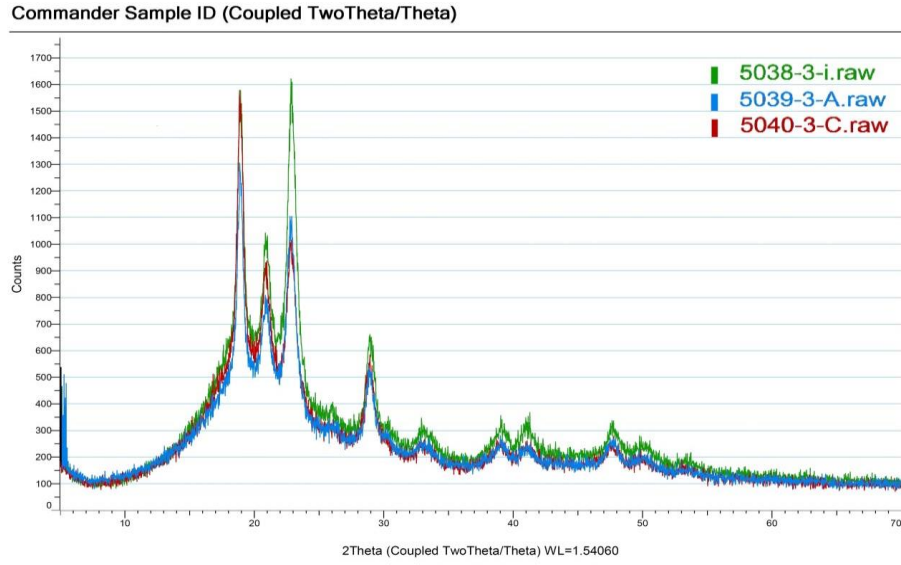
Şekil 30: Herhangi bir işlem uygulanmamış ve sülfürik asit uygulanmış PEEK yüzeyinin XRD analiz grafiği.



Şekil 31: Herhangi bir işlem uygulanmamış ve cojet uygulanmış PEEK yüzeyinin XRD analiz grafiği.

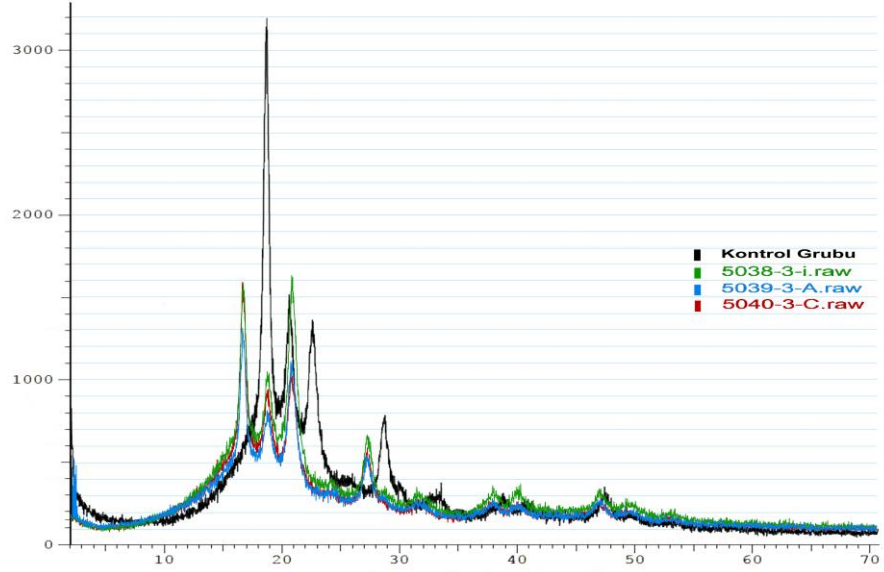


Şekil 32: Asit ve cojet uygulanmış PEEK yüzeyinin XRD analiz grafiği.



Şekil 33: Herhangi bir işlem uygulanmamış, asit ve cojet uygulanmış PEEK yüzeyinin XRD analiz grafiği.

Yukarıdaki X-ray difraksiyon analiz grafiklerinin verilerine göre; PEEK yüzeyine uygulanan işlemlerden, yüzeye asit ve cojet uygulanan gruplar en yakın grafik verilerini gösterdi. Yüzey işlemi uygulanmayan grubun verileri diğer grup verilerinden farklılık gösterdi. Yüzey işlemi uygulanmamış yüzey ile, yüzeye asit ve cojet uygulanan örnekler arasında farklılık görüldü.



Şekil 34: 110 µm partikül boyutunda Al₂O₃ kumu uygulanmış kontrol grubu, herhangi bir işlem uygulanmamış, asit ve cojet uygulanmış PEEK yüzeyinin XRD analiz grafiği.

4.5. Yüzey işlemleri uygulanan ve uygulanmayan PEEK alt yapının Atomik Kuvvet Mikroskobu (AFM) analizi bulguları

PEEK örneklerine farklı yüzey uygulamalarından sonra, örneklerin yüzey pürüzlülüğü değerleri (Ra), Atomik Kuvvet Mikroskobu ile “ μm ” biriminde ölçüldü.

Yüzey pürüzlülüğü incelenmesi sırasında kullanılan bazı parametreler aşağıda açıklandı;

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

R max: Belirli bir alandaki en yüksek tepe noktasıyla en derin nokta arasındaki vertikal mesafeyi göstermektedir.

Rz: Belirli mesafedeki birbirini izleyen 5 maksimum yükseklik ve derinliğin ortalamaları arasındaki yükseklik farkını göstermektedir.

Çalışmamızda AFM analiz bulguları incelendiğinde; en yüksek Ra değeri asit ($0,408 \mu\text{m}$) ile pürüzlendirilen PEEK yüzeyinde görülürken en düşük Ra değeri hiçbir yüzey işlemi uygulanmayan ($0,274 \mu\text{m}$) PEEK yüzeyinde tespit edildi.

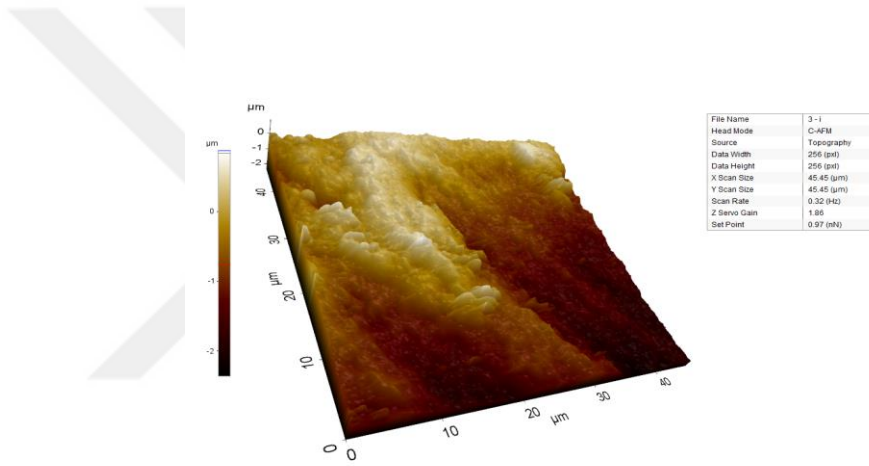
Yapılan yüzey alan ölçümlerinde yüzey pürüzlendirme işlemi yapılmamış grubun yüzey alanı $2250.70 \mu\text{m}^2$, yüzeyi asitle pürüzlendirme yapılan grubun yüzey alanı $2540.46 \mu\text{m}^2$ ve yüzeyi cojet ile pürüzlendirme yapılan grubun yüzey alanı $2333.33 \mu\text{m}^2$ ’dir. Yapılan analiz sonucunda yüzey alanları ve yüzeylerin Ra değerlerindeki değişiklik birbirine paralellik göstermektedir.

Tablo 19: Çalışmamızda kullanılan yüzey pürüzlendirme işlemleri uygulanan örneklerin yüzey pürüzlülük alan değerleri.

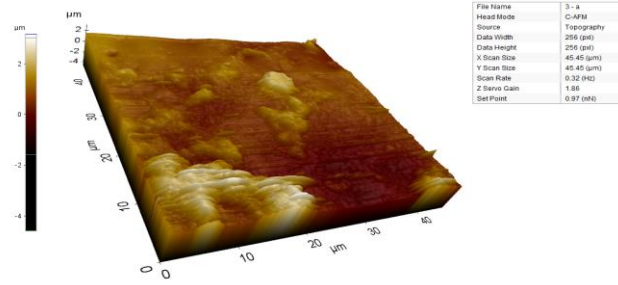
Örnekler	İşlemsiz	Asit	Cojet
Yüzey Alanı	$2250.70 \mu\text{m}^2$	$2540.46 \mu\text{m}^2$	$2333.33 \mu\text{m}^2$

Tablo 20: Hiçbir yüzey işlemi uygulanmamış, asit ile yüzey pürüzlendirme işlemi uygulanan ve cojet ile yüzey pürüzlendirme işlemi uygulanan örnekler için yüzey pürüzlülük değerleri.

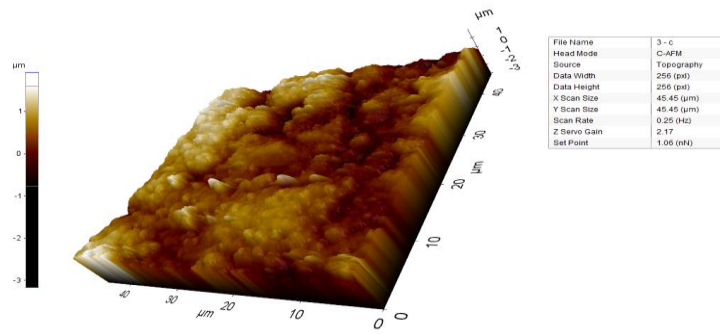
Örnek	Ra	Rmax	Rz
İşlemsiz	0,274 μm	0,462 μm	1,103 μm
Asit	0,408 μm	1,854 μm	1,782 μm
Cojet	0,349 μm	1,223 μm	1,442 μm



Şekil 35: Hiçbir yüzey işlemi uygulanmamış PEEK yüzeyinin Ra değeri 0,274 μm ' dir.



Şekil 36: Asit ile yüzey işlemi uygulanmış PEEK yüzeyinin Ra değeri 0,408 μm ' dir.

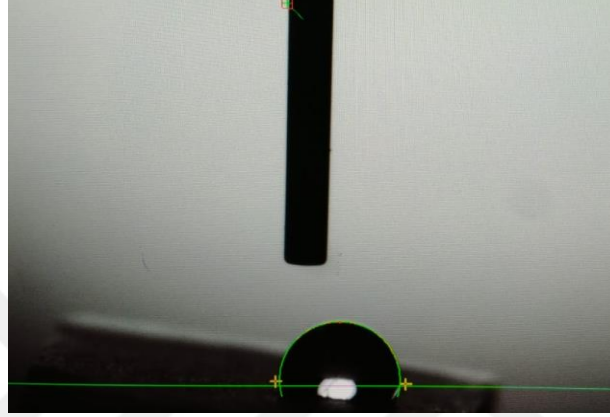


Şekil 37: Cojet ile yüzey işlemi uygulanmış PEEK yüzeyinin Ra değeri 0,349 μm ' dir.

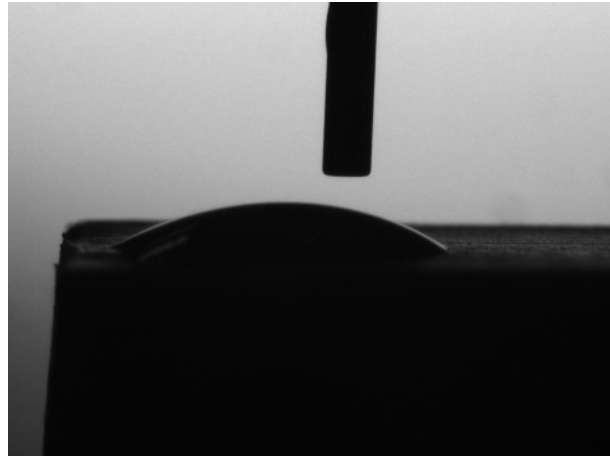
Belirli bir ölçüm mesafesinde ölçülen tüm yüzey pürüzlülüklerinin mutlak toplamının aritmetik ortalaması Ra değeri olarak ifade edilmektedir. Bu değer ne kadar yüksek ise yüzey pürüzlülüğünün o kadar fazla olduğu ifade edilir. Yapılan yüzey işlemleri incelendiğinde en büyük Ra değeri asit uygulanan yüzeyde görüldü. En düşük Ra değeri ise; hiçbir yüzey işlemi uygulanmamış PEEK örnekte gözlemlendi. Yüzey alan miktarı incelendiğinde, Ra değerleri ile paralellik gösterdi.

4.6. Yüzey işlemi uygulanmayan ve uygulanan PEEK alt yapının ıslanma açılarının bulguları

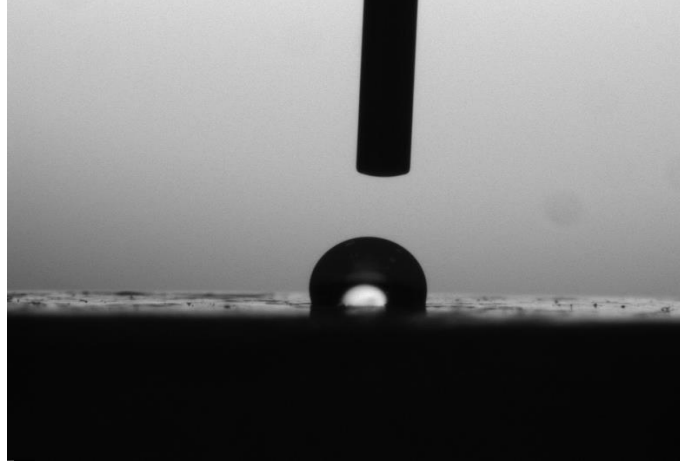
Gonyometre ile yapılan 110 μm partikül boyutunda Al_2O_3 kumu uygulanmış kontrol grubu, hiçbir yüzey işlemi uygulanmamış, yüzeye asit ve cojet uygulanmış örneklerin analiz sonuçları sırasıyla aşağıdaki gibi verildi (Resim 63, 64, 65, 66).



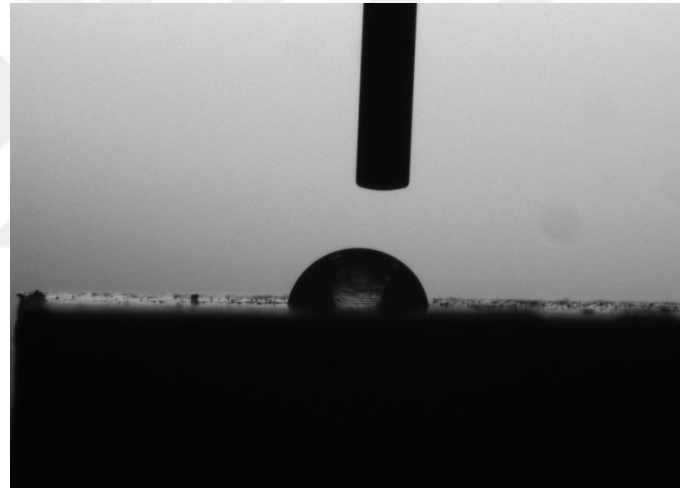
Resim 63: 110 μm partikül boyutunda Al_2O_3 kumu uygulanmış kontrol grubu PEEK örneği (95°)'nin temas açısı değeri.



Resim 64: Hiçbir yüzey işlemi uygulanmamış PEEK örneği ($101,6^\circ$)'nin temas açısı değeri.



Resim 65: Asit ile yüzey işlemi uygulanmış PEEK örneği ($31,5^\circ$)'nin temas açısı değeri.



Resim 66: Cojet ile yüzey işlemi uygulanmış PEEK örneği ($78,6^\circ$)'nin temas açısı değeri.

Hidrofilik (suyu seven) yüzeyler; 90° 'den daha düşük temas açısına sahip yüzeyler, hidrofobik yüzeyler (suyu sevmeyen); 90° 'den daha yüksek temas açısına sahip olan yüzeyler, süperhidrofobik yüzeyler; 150° 'den daha yüksek temas açısına sahip yüzeyler olarak değerlendirilir (270).

Temas açısı analizine göre açı değeri en düşük, yüzeye asit ile yüzey işlemi uygulanan grupta ($31,5^\circ$) en yüksek açı değeri, yüzeye hiçbir yüzey işlemi

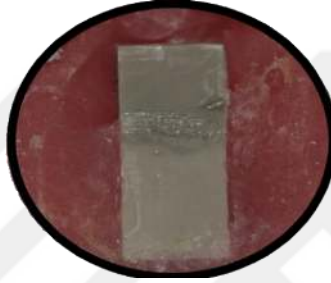
uygulanmayan grupta (101.6°) görüldü. Analiz verilerine göre, asitleme yapılan PEEK yüzeyinin temas açısı değeri yüzey işlemi yapılmamış ve cojet ile yüzey işlemi yapılan örneklerden daha düşüktür. Temas açısı değerinin düşmesi yüzeyin ıslanabilirliğinin artması arasında ters bir ilişki vardır. Bu yüzden grupların yüzey ıslanabilirlikleri değerlendirildiğinde; en hidrofilik grup yüzeyi asit ile yüzey işlemi uygulanan yüzeyken, en hidrofobik grup yüzeyi ise hiçbir yüzey işlemi uygulanmayan yüzeydir.



4.7. Makaslama bağlanma dayanımı testi sonrası kopma yüzey analizi bulguları

Tüm örneklerin makaslama bağlantı testi sonrasında, üst yapı kompozit materyali ile PEEK alt yapı arasındaki ayrılma şekilleri incelendi.

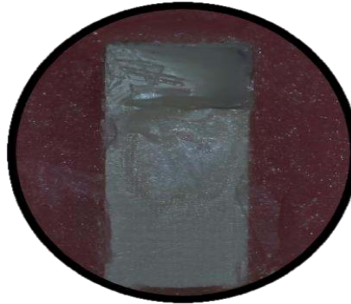
Örneklerin ayrılma şekilleri adeziv tip(A) (üst yapı kompozitinin PEEK alt yapıdan tamamen ayrılması), koheziv tip (K) (üst yapı kompozitinin PEEK alt yapıdan tamamen kendi içinde kırıldığı ayrılma) ve kombine tip (A+K) (adeziv + koheziv) olarak değerlendirildi. Tüm örnekler içerisinde her ayrılma çeşidini gösteren bir örneğin görüntüsü aşağıda gösterilmiştir (Resim 67, 68, 69).



Resim 67: Adeziv tip (A) ayrılma.



Şekil 68: Koheziv tip (K) ayrılma.



Resim 69: Kombine tip (A+K) ayrılma.

Örneklerin ayrılma şekillerinin sonuçları Tablo 21’de verildi. Tablo 21’deki verilere göre farklı yüzey işlemleri uygulanarak hazırlanan örneklerin kırılma tipleri değerlendirildiğinde, tüm gruplar içinde görülen en fazla başarısızlık tipi %53,84 oranında adeziv ve koheziv ayrılmanın beraber görüldüğü kombine tip en az görülen başarısızlık tipi ise %1,09 oranında koheziv tip, ayrılmadır.

4.8. Kırılma tipleri

Yüzey pürüzlendirme işleminin olmadığı gruplarda en fazla görülen başarısızlık tipi %85,71 oranında adeziv ayrılmadır.

Asit ile yüzeyin pürüzlendirildiği gruplarda en fazla görülen başarısızlık tipi %64,28 oranında kombine ayrılmadır.

Cojet ile yüzeyin pürüzlendirildiği gruplarda en fazla görülen başarısızlık tipi %78,57 oranında kombine ayrılmadır.

Kontrol grubunda en fazla görülen başarısızlık tipi %71,43 oranında kombine ayrılmadır.

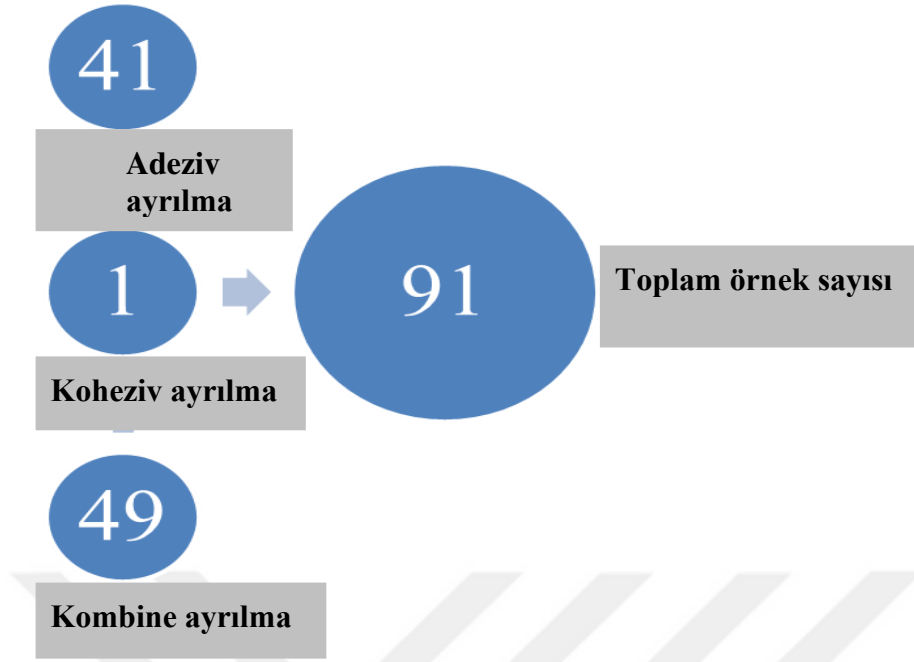
Tablo 21: Makaslama bağlantı testi sonucunda, üst yapı kompoziti ile PEEK alt yapı arasındaki ayrılma şekillerinin gruplara göre ayrılma sayıları.

GRUP	Adeziv Ayrılma	Koheziv Ayrılma	Kombine Ayrılma
Grup 1	2	0	5
Grup 2	6	0	1
Grup 3	6	0	1
Grup 4	6	0	1
Grup 5	6	0	1
Grup 6	0	1	6
Grup 7	5	0	2
Grup 8	3	0	4
Grup 9	1	0	6
Grup 10	1	0	6
Grup 11	2	0	5
Grup 12	2	0	5
Grup 13	1	0	6

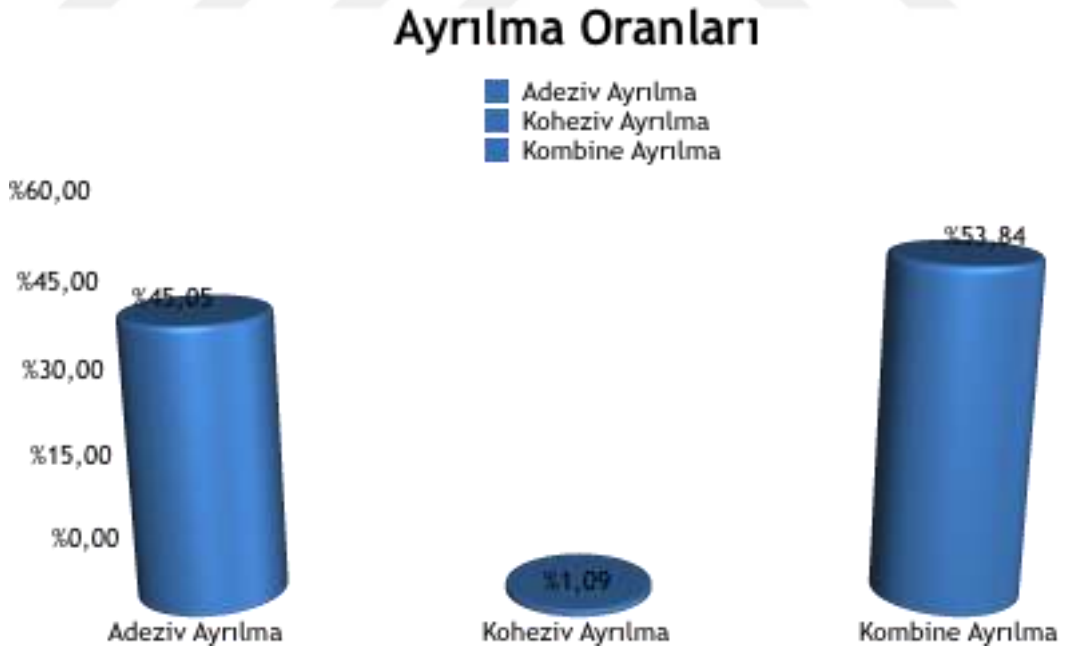
Tablo 22: Makaslama bağlantı testi sonucunda, üst yapı kompoziti ile PEEK alt yapı arasındaki ayrılma şekillerinin oranları.

Grup	Adeziv Ayrılma	Koheziv Ayrılma	Kombine Ayrılma
Grup 1	%28,57	%0	%71,43
Grup 2	%85,71	%0	%14,29
Grup 3	%85,71	%0	%14,29
Grup 4	%85,71	%0	%14,29
Grup 5	%85,71	%0	%14,29
Grup 6	%0	%14,28	%85,72
Grup 7	%71,42	%0	%28,58
Grup 8	%42,85	%0	%57,15
Grup 9	%14,28	%0	%85,72
Grup 10	%14,28	%0	%85,72
Grup 11	%28,57	%0	%71,43
Grup 12	%28,57	%0	%71,43
Grup 13	%14,28	%0	%85,72

Kırılan örnekler incelendiğinde, kontrol grubunda en fazla görülen başarısızlık tipi %71,42 oranında kombine ayrılmadır. Yüzey pürüzlendirme işleminin olmadığı gruplarda (Grup 2, Grup 3, Grup 4 ve Grup 5) en fazla görülen başarısızlık %85,71 oranında adeziv ayrılmadır. Yapılan yüzey incelemesinde PEEK yüzeyinde adeziv materyal görülmemiştir. Asit ile yüzeyin pürüzlendirildiği gruplarda (Grup 6, Grup 7, Grup 8 ve Grup 9) en fazla görülen başarısızlık tipi %64,28 oranında kombine ayrılmadır. Cojet ile yüzeyin pürüzlendirildiği gruplarda (Grup 10, Grup 11, Grup 12 ve Grup 13) ise en fazla görülen başarısızlık tipi %78,56 oranında kombine ayrılmadır. Koheziv kırılma tipine ise sadece Grup 6 da rastlandı.



Şekil 38: Makaslama testi uygulanan örneklerde görülen ayrılma tiplerinin sayılarının şematize edilmiş şekli.



Şekil 39: Makaslama testi uygulanan örneklerde görülen ayrılma tiplerinin yüzdelik grafikleri.

5. TARTIŞMA

Günümüz diş hekimliği alanında hastaların ve diş hekimlerinin estetik ve fonksiyonel restorasyonlara olan yoğun ilgi ve talebi, diş hekimlerini ve malzeme üreten firmaların estetik kaliteyi daha da ön plana çıkaran ve fonksiyonel olarak daha iyi malzemeler konusunda çalışmalar yapmaya yöneltmiştir (271).

Diş hekimliği alanında protetik üst yapı materyali olarak metal destekli porselenler yaygın bir şekilde kullanılmaktadır. Metal seramik sistemler, diş hekimliğinde uzun yıllardan beri kullanılmaktadır. Bu materyalin ortaya koyduğu sonuçlar açısından başarılı olarak kabul edilmekle birlikte çeşitli dezavantajları bulunmaktadır. Bunların başında metal alaşımların ağız ortamında zamanla korozyona uğrayabilmesi ve alerjik reaksiyonlar gösterebilmesidir. Metal ve seramik arasındaki termal genleşme katsayısı farklılığı nedeniyle ve fırınlamadan sonra ortaya çıkan oksit tabakası neticesinde, bağlantı problemleri görülebilmektedir. Bunun dışında alaşımların içeriğinde bulunan gümüş, seramiğin renklenmesine neden olabilmektedir. Bu durum restorasyonun servikal bölgelerinde dişeti renklenmesine ya da yansımaya neden olarak estetik problemlere neden olur. Estetik açıdan bakıldığında metallerin ışık geçirgenliğinin olmaması estetiği olumsuz etkileyen faktörlerin başında gelmektedir (272).

Seramik restorasyonlar ise, metal destekli seramik restorasyonlarla karşılaştırıldıklarında biyouyumluluklarının daha iyi olması ve üstün estetik özellikleri gibi avantajları sayesinde, günümüzde daha fazla tercih edilir hale gelmesini sağlamıştır. Ancak mekanik limitlerinin düşük olması nedeniyle, tamseramik restorasyonların kullanımı sınırlıdır. Günümüzde teknolojik gelişmelerle beraber okluzal kuvvetlere karşı yeterli direnci gösteren zirkonya materyali diş hekimliğinde kullanıma sunulmuştur. Dental alanda zirkonya materyali mekanik ve estetik açıdan yeterli özelliklere sahiptir. Ancak yüzeylerine uygulanan yüzey işlemlerinin zirkonya materyalinin mekanik özellikleri üzerinde olumsuz etki yaratması, tetragonal fazın stabilize edilmesine rağmen sürekli olarak tekrar monoklinik faza dönüşmesi ve karşı dişlerde aşınmaya sebep olmasından dolayı hem estetik hem de mekanik açıdan ideal materyal ihtiyacını tam olarak karşılayamamıştır (273).

Günümüzde geliştirilmiş olan materyal ve tekniklere rağmen klinisyenin bütün ihtiyaçlarına cevap olabilen mükemmel bir materyal henüz üretilmemiştir. Bu nedenle, en ideal materyal ve bu materyalin elde edilme tekniği hakkında araştırmalar günümüzde de devam etmektedir. Biyouyumlu materyal ihtiyacını karşılamak ve estetik beklentileri karşılamak için gerçekleştirilen araştırmalar sonucunda geliştirilen hibrit seramikler ve son zamanlarda dental tedavilerde, PEEK'in mekanik ve estetik özelliklerinden faydalanılmıştır (273).

PEEK materyali, zirkonyum dioksit ile kıyaslandığında ekonomik açıdan daha uygun bir materyaldir ve ağırlık olarak daha hafiftir. Seramik materyaller ile karşılaştırıldığında tamir edilebilmeleri daha kolaydır, preparasyona izin vermekte ve materyal özelliklerinde işlem sırasında herhangi bir bozulma gözlenmemektedir (6,129).

Titanyum, zirkonyum veya seramik ile karşılaştırıldığında; PEEK materyali kullanılarak oluşturulan restorasyonlar lateral ve dikey hareketler için maksimum çiğneme kuvvetlerini önemli miktarda azalttığı ve bu özellikle hasta açısından olumlu sonuçlar ortaya çıkardığı ve yapılan restorasyonun dayanıklılığını arttırdığı savunulmuştur (274).

Suda çözünmemesi ve diğer maddelerle düşük reaktiviteye sahip olmasından dolayı PEEK, yine metal alerjisi olan veya metalik tada duyarlı hastalar için uygun olabilir.

PEEK metaller ile kıyaslandığında çok düşük elastik modülü ve sertliğine karşın, aşınma direnci de metalik alaşımlarla rekabet edebilecek kadar olumlu sonuçlar ortaya koymaktadır (275).

Ayrıca PEEK restorasyonların karşıt dişlerde neden olabileceği aşınmayı, alaşımlar ve seramik gibi diğer malzemeler tarafından oluşturulan aşınma ile kıyaslamaya yönelik henüz hiçbir klinik çalışma yapılmamıştır (165).

PEEK'in yukarıda belirtildiği gibi birçok sayıda üstün özelliği olmasına rağmen, monolitik olarak üretilen PEEK materyalinin, dental alanda monolitik formda kullanılması estetik açıdan uygun olmamasından dolayı veneer materyalleri ile veneerlenmesine ihtiyaç duyulmaktadır.

Fakat PEEK materyalinin inert bir materyal (14) ve düşük yüzey enerjisine sahip olması bu materyalin veneerlenmesi sırasında, PEEK ile veneer materyalleri arasındaki bağlanmada problemler ortaya çıkarmaktadır (12).

PEEK materyalinin yüzey enerjisinin düşük olmasının yanı sıra farklı mekanik ve kimyasal işlemlerle yüzey modifikasyonuna karşı direnci nedeniyle rezin kompozitler ile PEEK yüzeyleri arasında yeterli adezyon kuvveti sağlamak ek bir zorluk oluşturmaktadır. Bu durum, PEEK'in klinik olarak kullanımında hala bir sorun olarak kalmaya devam etmektedir (276).

Herhangi bir yüzey işlemi uygulanmamış PEEK'in yüzey enerjisi 34-38 Dynes/cm² arasındadır, çeşitli yüzey işlem uygulamaları ile bu değer 60 Dynes/cm²'ye yükseltilebilir (13).

Herhangi bir yüzey işlemi uygulanmamış PEEK yüzeyleri ile rezin kompozitler arasında bir bağ olmadığı ya da çok düşük bağlanma dayanım değerlerinin olduğu çalışmalarda rapor edilmiştir (7).

PEEK yüzeyine uygulanan çeşitli yüzey işlemleri sonucu artan yüzey pürüzlülüğü; yüzey gerilimini azaltır, ıslanabilirlik ve yüzey alanını arttırarak, mikro mekanik retansiyon sağlamaktadır (9,10).

Çalışmamızda da Al₂O₃ kumu uygulanan kontrol grubu, hiçbir yüzey işlemi uygulanmayan, asitle yüzey işlemi uygulanan ve cojet ile yüzey işlemi uygulanan örnekler incelendiğinde; kontrol grubu, asit ve cojet ile yüzey işlemi uygulanan örnekler hiçbir yüzey işlemi uygulanmayan örneklerle karşılaştırıldığında yüzey alanlarının, pürüzlülüklerinin ve ıslanabilirliklerinin arttığı görülmüştür.

İnert bir materyal olan PEEK %98'lik sülfürik asit ile pürüzlendirme işlemi dışındaki hemen hemen tüm organik ve inorganik kimyasallara ve farklı kimyasal işlemlere, yüzey değişikliklerine karşı dirençlidir (186).

Yapılan çalışmalarda PEEK materyal yüzeyine herhangi bir yüzey işlemi uygulanmaması halinde, kompozit veneer materyali ile adezyonun elde edilemeyeceği veya yetersiz bağlanma dayanımı değerlerinin elde edileceği bildirilmiştir (182,276-279).

Çalışmamızda da bu çalışmalara benzer şekilde hiçbir yüzey işlemi uygulanmayan gruplarda PEEK ile veneer materyali arasındaki makaslama bağlanma

dayanım değerleri kontrol grubu ve yüzey işlemi uygulanan diğer gruplardan daha düşük çıkmıştır.

Çalışmamızda hiçbir yüzey işlemi uygulanmayan Grup 2,3,4ve 5 ‘te elde edilen değerlerin hepsi (Grup 2=4,23 MPa, Grup 3=3,33 MPa, Grup 4 = 0,79 MPa, Grup 5=2,61 MPa) 10MPa değerinden daha düşük çıkmıştır. Bağlanma dayanım değerinin yeterli olarak kabul edilebilmesi için makaslama bağlanma dayanımı değerlerinin, 10 MPa ve üzerinde olması gerektiği bildirilmiştir (280,281).

Bundan yola çıkarak, yüzey işlemi uygulanmayan gruplarımızdaki bağlanma dayanımı değerlerinin kabul edilebilir sınırlardan çok düşük olduğu görülmektedir. Kimyasal ve fiziksel olarak kararlı bir polimer olmasına karşın PEEK yüzeyi bazı yüzey modifikasyon işlemleri ile modifiye edilebilmektedir. Bu modifikasyon işlemleri; fiziksel modifikasyonlar, kimyasal modifikasyonlar ve yüzey kaplamalarıdır. PEEK materyalinin yüzey özelliklerini değiştirerek kompozit veneer materyali ile bağlanma dayanımını arttırmak için yapılan birçok çalışma ışığında, %98’lik sülfürik asit kullanımı birçok araştırmacı tarafından önerilmektedir (12,14).

Zhao ve arkadaşlarının 2013 yılında yayınladıkları çalışmada; %98 sülfürik asit çözeltisi ile sülfonasyon işlemini takiben, suya daldırma işlemi gerçekleştirilen örneklerin yüzeyinde, biyofonksiyonel gruplar oluşturularak 3-boyutlu, gözenekli ve nanometre boyutunda detaylara sahip ağsı bir yapı oluşturulmuştur (282).

Çalışmamızda, %98 sülfürik asit çözeltisi ile yüzey işlemi yapılan PEEK yüzeyin 5.000X büyütmedeki SEM görüntüleri incelendiğinde yüzeydeki gözenekli yapı net olarak görülmüştür.

Bununla birlikte piranha çözeltisi, plazma uygulaması, Al₂O₃ ile kumlama, tribokimyasal silika kaplama ve çeşitli lazer sistemlerinin de PEEK’in yüzey modifikasyonunda kullanıldığı çalışmalar mevcuttur (277,279,283).

Yapılan alışmalar ışığında, PEEK’in yüzey modifikasyonu için kullanılan ajanlar içerisinde en etkilisinin %98’lik sülfürik asit olduğu bildirilmiştir (12, 14, 279, 283, 284).

Asitle yüzey pürüzlendirilmesi yapılmış PEEK yüzeyleri daha yüksek bağlanma dayanımı sonuçları göstersede, canlı dokular için tehlikeli olması nedeniyle hem klinik hem de laboratuvar ortamında alternatif teknikler kullanılmaya çalışılmıştır. Al₂O₃ partikülleri ile kumlama tekniği, asitle przlendirmeye oranla daha çok tercih

edilir. Kumlama; 50 μm 'den 250 μm 'ye kadar olan farklı boyutlardaki alüminyum oksit partiküllerinin, belirli bir mesafeden ve basınç altında PEEK yüzeyine uygulanması sonucu, yüzeyde pürüzlülük ve buna bağlı retansiyon alanları oluşturulmasına dayanmaktadır. Bu konuda yapılan araştırmalarda, genellikle, 50 μm veya 110 μm büyüklüğünde Al_2O_3 partikülleri 2,5 MPa veya 4 MPa bar basınç altında yaklaşık 10 mm'lik mesafeden 10 sn sürede uygulanmıştır (12, 15, 20, 178, 192, 279).

Çalışmamızda, kontrol grubundaki (Grup 1) PEEK örneklerle 110 μm büyüklüğünde Al_2O_3 partikülleri, 2.5 MPa bar basınç altında yaklaşık 10 mm mesafeden 10 sn sürede uygulanmıştır. Alüminyum oksit partikülleri ile kumlama işleminin PEEK yüzey pürüzlülüğünü arttırdığı ve aşındırılmış PEEK yüzeylerinin kompozit reçinelerle daha güçlü bir mikromekanik bağlantı kurduğu çalışmalarda rapor edilmiştir (19, 94, 178, 192, 279, 285).

Stawarczyk ve arkadaşlarının yaptıkları çalışmada; farklı yüzey pürüzlendirme yöntemleri (asit dağlama, kumlama, rokatek ile silika kaplama) uygulanmış PEEK örneklerde kumlama işleminin daha yüksek yüzey pürüzlülük değerleri verdiğini rapor etmiştir (279).

Çalışmamızda bu çalışmadan farklı olarak en yüksek pürüzlülük değeri asit uygulanan örnekte görüldü.

Rosentrit ve arkadaşlarının yaptıkları çalışmada; PEEK örnekleri 50 μm ve 110 μm büyüklükteki Al_2O_3 partikülleri ile pürüzlendirmiştir. PEEK örneklerin yüzey pürüzlülük değerlerini ve kompozit rezinlerle bağlanma dayanımını incelediği çalışmada; 110 μm 'lik Al_2O_3 kumlama ($1,84\pm0,16\text{mm}$) işleminin 50 μm 'lik Al_2O_3 kumlama ($0,96\pm0,0\text{mm}$) işlemine kıyasla daha yüksek pürüzlülük değerleri gösterdiğini rapor etmiştir (14).

Çalışmamızda 2,5 MPa basınçta, 10 mm mesafeden 10 sn süre ile 30 μm 'lik Al_2O_3 partikülleri ile pürüzlendirilmiş PEEK örneğin yüzey pürüzlülük değeri 0,349 μm olarak bulundu. Çalışmamızda bu değerlerden farklı yüzey pürüzlülük değerlerinin elde edilmesinin nedeni olarak farklı boyuttaki Al_2O_3 partiküllerinin kullanılmasından kaynaklandığı düşünülmektedir.

Kumlama PEEK yüzeylerinin gelişmiş mikro-pürüzlülüğü ile sonuçlanırken, asitlerle muamele PEEK'in yüzey tabakasında artan fonksiyonel karbon-oksijen

grupları ile sonuçlanır (7,139). Çalışmamızda bu çalışmalardaki sonuçlara benzer olarak sülfürik asit uygulanmış PEEK örneğin EDX analiz sonuçları incelendiğinde; oksijen (%56.02) ve sülfür (%7,74) atomlarının atomik yüzdelerinin arttığı görülmüştür.

Önceki çalışmalar sülfürik asidin, PEEK polimer zincirinde sülfonat ($-SO_3$) grupları oluşturduğunu (187–189) ve bu sülfonat gruplarının MMA esaslı dental adezivlerle kimyasal çapraz bağlar yaptığını göstermiştir (141, 173,177, 180).

Chaijareenont ve arkadaşlarının yaptıkları çalışmada; PEEK yüzeylerini %70, %80, %85, %90, %98 sülfürik asit solüsyonları ile pürüzlendirmiş ve farklı konsantasyonlardaki sülfürik asit solüsyonlarının yüzey pürüzlülüğüne ve bağlanma dayanımına etkisini değerlendirmiştir. Çalışmanın sonuçlarına göre, %98 sülfürik asit ile pürüzlendirilen numuneler en yüksek pürüzlülük ve bağlanma dayanımı değerleri göstermiştir. İlaveten %80 sülfürik asit solüsyonunun bağlanma dayanımı değerlerini anlamlı şekilde artırdığı, fakat %70 sülfürik asitle aşındırma işleminin bağlanma dayanımı değerlerine etki etmediği rapor edilmiştir (186).

Çalışmamızda bu çalışmalar da reseferans alınarak yapılan yüzey işlem gruplarından, yüzey işlemi yapılmayan, asit ile yüzey işlemi yapılan ve cojet ile yüzey işlemi yapılan örneklerin AFM analiz bulguları incelendiğinde; en yüksek pürüzlülük değeri, asit (0,408 μm) ile pürüzlendirilen PEEK yüzeyinde görülürken en düşük değeri hiçbir yüzey işlemi uygulanmayan (0,274 μm) PEEK yüzeyinde görülmüştür.

Silverman ve Griesse yaptıkları bir çalışmada; PEEK yüzeyini alüminyum oksit partikülleri ile aşındırmış ve adezyondaki artışı yüzey alanındaki artışla açıklarken (286), Davies ve ark. kumlama işleminin düşük pürüzlülük ve adezyon sonuçlarını rapor etmiştir (287).

Çalışmamızda da asitle yüzey işlemi uygulanan PEEK örneğin yüzey pürüzlülük değeri, cojet ile yüzey işlemi uygulanan örnekten daha yüksek olmasına karşın en yüksek makaslama kuvvet değeri cojet ile yüzey işlemi uygulanan grupta (Grup 13 =10,8874 MPa) elde edilmiştir. Ancak yapılan istatistiksel analizler sonucu en yüksek makaslama bağlanma dayanım değeri gösteren iki grup arasındaki bağlanma değerleri arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark bulunmadı.

Çalışmamızda daha önce yapılan benzer çalışmalar (12, 14, 20, 177, 279, 283, 284) referans alınarak çalışma gruplarında %98'lik sülfürik asit kullanıldı.

Çalışmamızda aynı boyutlardaki PEEK örneklerin yüzeyi üzerine enjektör yardımıyla %98'lik sülfürik asit uygulaması yapıldı. Benzer çalışma, (12) referans alınarak %98'lik sülfürik asit, örneklerimizin yüzeyine 60 sn uygulanmış ve ardından her bir örnek 60 sn distile su ile yıkanıp, 10 sn yağsız hava ile kurutulmuştur.

Çalışmamızda elde ettiğimiz sonuçlar, asitle pürüzlendirme işleminin en uygun yüzey işlemi olduğunu desteklemekle birlikte cojet ile yapılan yüzey pürüzlendirme işleminden sonra elde edilen makaslama bağlanma dayanım değerlerinde asit grubundaki değerlere benzerlik gösterdiği ortaya konulmuştur. PEEK yüzeyine uygulanan sülfürik asidin, PEEK yapısındaki karbonil ve eter gruplarına etki ederek, işlevsel grupların açığa çıkmasına ve adezyonu arttıracak çok sayıda çapraz bağın oluşmasına yol açtığı bildirilmiştir (12).

Sülfürik asit, PEEK materyalinin yüzey modifikasyonunda başarılı bulunsa dahi, sülfürik asit kullanımı sonucu bol miktarda oluşan kükürt fonksiyonel gruplarının insan hücreleri üzerinde olumsuz etkileri olduğu, bunların düşük değerli sülfür bileşikleri, serbest oksijen radikalleri, zararlı hücreler (288) ve kükürt dioksit (SO_2) üreterek, DNA hasarına neden olabileceği bildirilmiştir (176).

Çalışmamızda yapılan EDX analizi sonuçları bunu destekler niteliktedir. Sülfürik asit uygulan PEEK örneğin yapılan elementer analizde atomik olarak yüzde 7,74 oranında sülfür atomu görülmüştür. Ayrıca, %98'lik sülfürik asidin doğrudan cilde temasının ciddi hasarlara neden olabileceği ve aşırı koroziv özelliği nedeniyle klinik olarak uygulanmasının canlı dokular için sakıncalı olduğu bildirilmiştir (178).

Sülfürik asit kullanımı ile ilgili bu sorunlar göz önüne alınarak in vitro çalışmamızda, klinik şartlarda kullanımı sakınca yaratmayacak ve PEEK ile kompozit veneer materyali arasında sülfürik aside benzer bağlanma dayanımı değerleri ortaya çıkaracağı düşünülen alternatif cojet yüzey işlem yöntemi denenmiştir.

Silthampitag ve arkadaşlarının yaptıkları çalışmada, asit ($0,38 \mu m$) ve kumlama ($0,37 \mu m$) ile pürüzlendirilmiş PEEK örneklerde benzer pürüzlülük değerleri bulmuştur. Fakat asitle pürüzlendirilmiş örneklerde daha yüksek bağlanma dayanımı değerleri rapor edilmiştir (178).

Çalışmamızda bu çalışmaya benzer olarak, asit (0,408 μm) ve kumlama (0,349 μm) ile pürüzlendirilmiş PEEK örneklerde benzer pürüzlülük değerleri bulunmuştur. Çalışmamızda da asitle pürüzlendirilmiş örneklerde daha yüksek bağlanma dayanımı değerleri rapor edilmiştir.

Çalışmamızda, sülfürik asit uygulanan gruplar ve cojet uygulanan gruplar kıyaslandığında, en yüksek makaslama bağlanma dayanım değerinin cojet uygulanan grupta (Grup 13) görüldüğü fakat bu farkın istatistiksel olarak anlamlı olmadığı görüldü.

Farklı yüzey işlemlerinin ardından hiçbir yüzey işlemi yapılmayan, asitle pürüzlendirme işlemi yapılan ve cojetle yüzey pürüzlendirme işlemi yapılan örneklerden birer tane seçilerek ıslanabilirlik ve pürüzlülük ölçümleri yapılmıştır.

Yüzey pürüzlülüklerini incelemek için SEM ve AFM cihazları kullanıldı. Örnek yüzeylerine herhangi bir işlem gerektirmeden, nanometre çözünürlüğünde yüzey topografisi ile ilgili görüntülerin elde edilmesini sağladığı için AFM ve yüksek çözünürlük ve detay gibi özelliklerinden dolayı SEM cihazları dental alanda yapılan çalışmalarda çok sık kullanılmaktadır.

Bundan yola çıkarak çalışmamızda, örneklerin yüzey pürüzlülüğü ölçümleri benzer çalışmalar da (12, 177, 191, 283) dikkate alınarak, SEM (Zeiss Leo 1430 VP, Zeiss, Almanya) ve AFM (XE-100E ParksysteMS, ABD) cihazları ile gerçekleştirilmiştir.

Çalışmamızda yüzeyin topoğrafik özelliklerini değerlendirmek, yüzey pürüzlülüğü ve bağlanma dayanımı sonuçlarını daha detaylı yorumlayabilmek için, SEM ve AFM analizleri yapılmıştır. Pürüzlülük değerleriyle uyumlu olarak hiçbir yüzey işlemi uygulanmayan örnek (0,274 μm) daha pürüzsüz bir yüzey morfolojisi sergilerken, asit (0,408 μm) ve cojet (0,349 μm) uygulanmış örnekler ise hiçbir yüzey işlemi uygulanmayan örnekten daha düzensiz yüzey yapıları izlendi.

SEM görüntülerinde; Al_2O_3 (30 μm) kumu (cojet) kullanılarak yüzey pürüzlendirilmesinin yapıldığı cojet örneğinden alınan 100x büyütmedeki görüntülerde PEEK yüzeyinin bazı alanlarında çukurcuklar ve kabarıklıklar izlenmekte olup x1000, x2500 büyütmeye geçildiğinde yüzeyde oluşan çukurlar ve kabarıklıklar net bir şekilde izlenmektedir. Cojet yüzey işlemi uygulanan örneğin diğer uygulamalara kıyasla, yüzey alanını homojen bir şekilde olmadığı ve x5000

ve x10000 büyütmede alınan görüntülerde, yüzeyden kabarıklık olarak izlenen alanlar daha net izlenmekle beraber bu boyuttaki görüntüler yüzey işlemi uygulanmayan ve asitle pürüzlendime yapılan örneklerdekinden farklıdır. Yüzeyden kabarıklık olan bölgeler, cojet sisteminde kullanılan silika kaplı Al_2O_3 kumunun yüzeye çarptıktan sonra yüzeyde bıraktığı silika parçalarıdır.

Çalışmamızda yapılan EDX analiz sonuçları incelendiğinde, cojet ile yüzey işlemi yapılan PEEK örnek yüzeyinde Al ve Si atomları izlenmiştir. Bu sonuç AFM ve SEM analizlerinde görülen pürüzlü yapıyı açıklamaktadır.

Benzer çalışmalarda (14, 177, 178, 279, 283) farklı yüzey işlemlerinin, PEEK materyalinin yüzey topoğrafisi ve bağlanma dayanımı üzerindeki etkilerini değerlendirmek amacıyla yüzey analizleri de yapılmıştır. Ayrıca çalışmamızda, yüzey uygulamaları sonucu yüzeylerdeki element içeriğini belirlemek için EDX analizi de yapılmıştır.

Yüzey işlemlerinin PEEK materyalinin yüzey pürüzlülüğü ve kompozit veneer materyali ile arasındaki bağlanma dayanımına etkisini değerlendirmek amacıyla yapılan farklı çalışmalarda; PEEK yüzeyine 1 dk %98'lik sülfürik asit, 10 sn 50 μm Al_2O_3 ile kumlama, 10 sn 110 μm Al_2O_3 ile kumlama ve Rocatec Sistemi kullanılarak silika kaplama (279); 1 dk %98'lik sülfürik asit ve 30 sn piranha çözeltisi (12); 1 dk %98'lik sülfürik asit, piranha çözeltisi ve 50 μm Al_2O_3 ile kumlama (178) uygulamaları yapılmıştır. Yapılan bu çalışmalarda, (12, 178, 279) çalışma bulgularımıza benzer şekilde sülfürik asit uygulanan gruplar, diğer gruplardan daha yüksek yüzey pürüzlülüğü değerleri göstermiştir. Heimer ve arkadaşlarının (290) yaptıkları çalışmada, PEEK yüzeyine uygulanan farklı polisaj protokollerinin PEEK'in yüzey pürüzlülüğünü etkilediği bildirilmiştir. Bu çalışmanın (290) sonuçları dikkate alınarak, çalışmamızda elde edilen yüzey pürüzlülüğü değerlerinin benzer çalışmalardan (12, 178, 279) farklı olmasının, CAD/CAM ile üretilen örneklerimize herhangi bir polisaj protokollerine tabi tutulmamasından kaynaklandığı düşünülmektedir.

Stawarczyk ve arkadaşlarının (279), farklı yüzey işlemlerinin (1 dk %98'lik sülfürik asit, 50 μm Al_2O_3 ile 10 sn kumlama, 110 μm Al_2O_3 ile 10 sn kumlama ve Rocatec Sistemi ile silika kaplama) PEEK materyali yüzeyindeki pürüzlülük ve temas açısına etkisini değerlendirdikleri çalışmada; sülfürik asit grubunun kontrol

grubuna kıyasla daha düşük temas açısı değerleri gösterdiği bildirilmiştir. Çalışmamızda benzer olarak sülfürik asit grubu diğer gruplarımızdan daha düşük temas açısı değerleri göstermiştir.

Önceki çalışmada (15), asit uygulaması sonucu oluşan fonksiyonel grupların, yüzey polaritesini arttıracak ve bunun da PEEK yüzeyine uygulanan solüsyonun difüzyonunu arttırabileceği bildirilmiştir. Farklı yüzey işlemlerinin ardından her bir gruptan birer örneğin pürüzlülük ve ıslanabilirlik ölçümleri yapılmıştır. Profilometre cihazları kullanımlarının kolay olması, yüzey pürüzlülüğü değerlerini rakamsal veriler halinde sunmaları, etkili ve doğru ölçüm yapmaları sebebiyle dental materyallerin yüzey pürüzlülüğü ölçümleri için sıkça tercih edilmektedirler (291). Tüm bunlardan yola çıkarak çalışmamızda, örneklerin yüzey pürüzlülüğü ölçümleri benzer çalışmalar da (12, 177,191) dikkate alınarak, profilometre cihazı (Perthometer M2, Mahr, Gottingen, Almanya) ile gerçekleştirilmiştir. Pürüzlülük ve yüzey enerjisi, bir yüzeyin ıslanabilirliğini belirleyen başlıca faktörlerdir. Yüzey ıslanabilirliği genellikle temas açısı cinsinden ölçülmektedir (285). Materyallerin yüzey enerjisinin belirlenmesinde, en güvenilir sonuçlara temas açısı ölçümüyle ulaşıldığı bildirilmiştir (292).

Çalışmamızda, güvenilir ve tekrar edilebilir verilerin elde edilebilmesi gibi avantajlarından dolayı, benzer çalışmalarda da (12, 14, 177, 279, 292) kullanılan sessile drop tekniği tercih edilerek, gonyometre cihazı (Krüss GmbH, Hamburg, Almanya) ile temas açısı ölçümü yapılmıştır.

Çalışmamızda yüzey işlemi uygulanan gruplardan birer adet örnek seçilerek gonyometre cihazı (Krüss GmbH, Hamburg, Almanya) ile temas açısı ölçümü yapılmıştır. Yapılan analiz sonucunda asitle yüzey pürüzlendirme işlemi uygulanan örneğin (31,5°) en düşük temas açısı değeri gösterdiği görülürken en yüksek temas açısı değerini (101.6°) ise hiçbir yüzey işlemi uygulanmayan örnek gösterdi.

Çalışmamızda elde edilen sonuçlardan yola çıkarak “Farklı yüzey işlemlerinin, PEEK alt yapı ile üst yapı veneer materyali arasındaki bağlanma dayanımına etki edecektir” hipotezi, farklı yüzey pürüzlendirme prosedürleri sonrası farklı pürüzlülük ve bağlama dayanımı değerleri elde edilmesi nedeniyle kabul edildi.

Çalışmamızda veneer materyalinin mevcut olup olmaması durumu için yapılan istatistiksel analiz sonucunda anlamlı bir fark saptanmadı(p=0,295).

Çalışmamızda mekanik yüzey işlemleri olarak asit solüsyonu ile pürüzlendirme, cojet ile kumlama ve hiçbir yüzey işlemi uygulanmayan PEEK örnekler kimyasal yüzey işlemi olarak ise 4 farklı adeziv (Visio.Link, Super-bond C&B, 3M ESPE Single Bond Universal ve 3M akıcı kompozit) uygulaması yapılmıştır.

Kontrol grubu olarak ise 110 µm Al₂O₃ ile kumlama yüzey işlemi yapılmış PEEK örnekler adeziv (Visio.link) uygulanarak direkt kompozit rezin uygulaması yapılmış ve makaslama testine tabi tutulmuştur. Makaslama testi sonucu kontrol grubunda bağlanma dayanım değeri 6,289 Mpa bulunmuştur.

PEEK ile kompozit rezin materyal bağlantı çalışmalarında en yaygın kullanılan test metodunun makaslama olduğu, bilinmektedir. Makaslama bağlanma dayanımı testlerinin kolay ve hızlı sonuca gitme, yöntemin basitliği, çabuk ve tekrarlanabilir olması ve sık kullanılan bir test olduğundan değerlerin diğer çalışmalarla daha kolay karşılaştırılabilir olması gibi avantajları vardır (256,275). Sık kullanılan mekanik test yöntemlerinden bir diğeri ise mikro makaslama testidir. Kuvvetlerin materyalde eğilmelere sebep olmadan bağlanma ara yüzünde yoğunlaşması testin doğruluk şansını artırır (242,258).

Çalışmamızda bu nedenlerden dolayı örneklerin bağlanma dayanımının makaslama testi ile değerlendirilmesine karar verilmiştir.

Bu sayede hem farklı yüzey pürüzlendirme işlemlerinin hem de adeziv-kompozit kombinasyonun makaslama bağlanma dayanımına etkilerinin incelenmesi hedeflenmiştir.

Bağlanma dayanımı testleri dental materyallerin klinik performanslarını tespit etmek amacıyla sıklıkla kullanılmakla birlikte, makaslama bağlanma dayanımı testi, pratik olması, klinikte ortaya çıkabilecek kuvvetleri gerçeğe yakın taklit edebilmesi sebebiyle tercih edilen test yöntemlerinin başında gelmektedir (293). Makaslama bağlanma dayanımı testinin materyallerin bağlantı yüzeyinde homojen olmayan gerilim dağılımlarına neden olduğu, bu sorunun spesifik jigler yardımı ile bağlanma alanının standardize edilmesiyle çözülebileceği ve daha sağlıklı sonuçlar elde edilebileceği bildirilmiştir (294).

Çalışmamızda PEEK ile kompozit veneer materyali arasındaki bağlanma dayanımı, önceki çalışmalara (22, 177, 182, 279), Schwitalla ve arkadaşlarının 2017,

(191) uygun olarak bağlanma ara yüzeyine 1 mm/dk hızla makaslama kuvveti uygulamak suretiyle, universal test cihazı (Lloyd-LRX, Lloyd Instruments, Fareham, İngiltere) kullanılarak, makaslama bağlanma dayanımı testi ile değerlendirilmiştir.

Çalışmamızda 1 mm/dk hızla makaslama kuvveti uygulanmasının sebebi, yüksek yaklaşma hızlarında, ayırıcı ucun, adeziv materyalde veya veneer materyali içerisinde koheziv kırık oluşturarak, yüksek bağlanma dayanımı değerlerinin ortaya çıkmasına ve yanlış sonuçların elde edilmesine neden olmasıdır (295).

PEEK ile adeziv ajanın fonksiyonel grupları arasındaki reaksiyon sonucu oluşan çapraz bağlanmanın, adezivin, polimer içerisindeki difüzyonunu geliştirerek, kompozit veneer materyali ile bağlanma dayanımının artmasına neden olduğu bildirilmiştir (14).

PEEK materyali ile kompozit reçineler arasında güçlü ve devamlı bir bağlantı kurmak amacı ile PEEK polimerlerine yüksek afinitesi olan ve fonksiyonel monomerler içeren primerler kullanılmaktadır. Adeziv sistemlerin kimyasal içeriği ve çözücüler, PEEK'le dayanıklı bir bağ oluşturmada önemli rol oynamaktadır. En yüksek başarı gösteren monomerlerden biri metil metakrilat (MMA)'dır. Farklı primerlerin PEEK polimerine bağlanma gücünü araştıran çalışmaların büyük çoğunluğu metil metakrilat (MMA) esaslı adeziv sistemlerin PEEK polimerleri ile yeterli bağlanma sonuçları gösterdiğini ve bu sonuçların seramik ve metal alaşımlar gibi geleneksel alt yapı malzemeleri ile karşılaştırılabilir sonuçlar olduğunu rapor etmiştir (9, 13–16).

Çeşitli çalışmalarda (12, 19 ,20), farklı adeziv ajanların PEEK ile kompozit veneer materyali arasındaki bağlanma dayanımına etkisi de araştırılmış ve metilmetakrilat (MMA) içerikli adeziv ajanların, PEEK ile kompozit veneer materyali arasındaki bağlanma dayanımını arttırdığı bildirilmiştir. Ayrıca Visio.link (Bredent GmbH & Co KG, Senden, Almanya) adeziv sisteminin emsallerine kıyasla, PEEK ile kompozit veneer materyali arasında, daha yüksek bağlanma dayanımı değerleri oluşturduğu bildirilmiştir (12, 19, 21, 22).

Stawarczyk ve ark. PEEK malzemelerinin bağlanma dayanımı özelliklerini incelediği çalışmasında Visio.Link ve Signum PEEK Bond gibi MMA monomeri içeren adeziv sistemlerin daha yüksek bağ dayanımlarına neden olduğunu rapor etmiştir (7).

Uhrenbacher ve arkadaşlarının farklı yüzey pürüzlendirme yöntemleri uygulanmış PEEK numunelerde en yüksek bağlanma dayanımı değerlerini MMA içerikli Signum PEEK Bond ve Visio.Link uygulanan numunelerin gösterdiğini çalışmalarında tespit etmişlerdir (14).

Bu, kumlama ile yüzey pürüzlendirmesinden sonra MMA monomerlerinin en yüksek bağlanma dayanımı (8,3-15,7 MPa) gösterdiğini tespit eden başka bir çalışma ile desteklenmiştir (16).

MMA monomerleri, PEEK ve diğer dimetakrilat bazlı materyaller arasındaki bağlanma dayanımının artmasına katkıda bulunmaktadır (12, 19).

Visio.link (Bredent GmbH & Co KG, Senden, Almanya) adeziv sistemi; MMA monomerleri, PENTIA (pentaeritritol triakrilat) ve dimetakrilat içermektedir. Yapıdaki MMA'nın PEEK yüzeyinin aktifleşmesine neden olduğu ve dimetakrilat monomerlerinin, kompozit rezindeki bağlayıcı bölgeler olan iki karboksil grubuna bağlantı sağladığı bildirilmiştir. Ancak tek başına MMA yeterli adezyon kuvveti sağlamamaktadır. Visio.link (Bredent GmbH & Co KG, Senden, Almanya) yapısında bulunan PENTIA ve dimetakrilat da bağlanma dayanımının artmasını sağlamaktadır (182). Bu adeziv sistemin 90 saniye boyunca, dalga boyu aralığı 370-400 nm olan ışın cihazıyla polimerize edilmesi önerilmektedir (182).

Çalışmamızda tüm bunlar dikkate alınarak, benzer çalışmalarda da (12, 177, 191) kullanılan MMA içerikli Visio.link (Bredent GmbH & Co KG, Senden, Almanya) ve Super-Bond C&B adeziv sistemi kullanılmıştır.

Çalışmamızda Mma içerikli Visio.link ve Super-Bond C&B kullanılan gruplar karşılaştırıldığında Super-Bond C&B kullanılan gruplar Visio.link kullanılan gruplardan daha yüksek bağlanma değerleri göstermiştir. Super-Bond C&B ile Visio.link kullanılan gruplar arasında yapılan istatistiksel analiz sonucu istatistiksel fark anlamlı bulunmuştur ($p=0,002$).

Çalışmamızda yukardaki çalışmalardan farklı olarak MDP içerikli 3M bond kullanılan gruplar MMA içerikli Visio.link ten daha yüksek bağlanma değerleri göstermiştir.

Çalışmamızda MDP içerikli 3M bond, Mma içerikli Visio.link ve Super-Bond C&B ile kıyaslandığında 3M bond kullanılan gruplar daha yüksek bağlanma dayanım değerleri gösterirken yapılan istatistiksel analizler sonucunda 3M bond ile

Visio.link arasındaki fark anlamlı bulunurken ($p=0,005$) 3M bond ile Super-Bond C&B arasındaki fark anlamlı bulunamamıştır ($p=0,41$).

PEEK materyalinin veneerlenmesi sırasında kullanılan diğer bir primer 10-metakriloksidil dihidrojen fosfat (MDP) aslen metal oksitlerinin bağlantısında kullanılmak amacıyla üretilmiş, son dönemde endikasyonları arasına PEEK'te girmiştir. MDP asidik bir fosfat monomeridir. MDP içerisindeki aktif fosfat monomerleri kompozit rezinlerin içerisindeki monomerler ile kopolimerize olarak bağlanma dayanımını arttırmaktadır (167).

Yapılan bir çalışmada MDP içerikli Clearfil Universal Bond'un MDP monomeri içermesine rağmen MDP içerikli Scotchbond Universal ve Adheseve Universal'den daha düşük bağlanma dayanımı değerleri gösterdiğini ve bundan dolayı MDP'nin PEEK bağlanma özelliklerinde anahtar faktör olmadığını rapor etmiştir (168).

Lee ve arkadaşlarının farklı primerler uygulamış PEEK örneklerin kompozit rezinlerle bağlanma dayanımını incelemiştir. MDP içerikli All-Bond Universal (BISCO) ve Single Bond Universal (3M ESPE), MMA içeren Visio.Link ile aynı bağlanma dayanımı değerleri göstermiştir (285).

Çalışmamızda da bu çalışmalara benzer olarak adeziv olarak MMA monomeri içeren Visio.link ve Super-Bond C&B ve MDP içerikli Single Bond Universal (3M ESPE) kullanıldı.

Çalışmamızda da bu çalışmalardan farklı olarak yüzeyi Al_2O_3 (30 μm) ve asitle pürüzlendirme yapılan gruplarda en yüksek bağlanma değerleri (Grup 9=10,58 Mpa, Grup 13=10,88 Mpa) adeziv olarak MDP fosfat monomer içerikli 3M ESPE bond kullanılan gruplarda görülmüştür.

Visio.Link primerin içeriğindeki PETIA'nın PEEK yüzeyini çözdüğü düşünülürken, MMA monomerlerinin çözünmüş yüzeyi şişirdiği ve dimetakrilat monomerlerinin, bağlanma bölgesi olarak iki metil grubuyla reçine kompozitlerine bağlandığı varsayılabilir (15,276).

Keul ve Leiberman farklı primerlerin PEEK kompozit rezinlerin bağlanma dayanımı üzerinde etkisini araştırdığı çalışmasında MDP içerikli Clearfil Ceramic Primer daha düşük bağlanma dayanımı değerleri (0-1,8 MPa) gösterdiğini rapor etmiştir (276). MDP içerikli primerlerin düşük bağlanma dayanımı göstermesi iki fonksiyonel grubu olan MDP monomerinin bir fonksiyonel grubunun PEEK substratı

veya kompozit ile kimyasal olarak reaksiyona giremeyen fosfat grubu tarafından işgal edilmesi gerçeğiyle açıklanabilir (276).

Çalışmamızda bu çalışmadan farklı olarak MDP içerikli 3M Bond kullanılan gruplarda (2,61-10,88 Mpa) yüksek bağlanma değerleri elde edildi. Bunun nedeni veneer materyali olarak kullanılan kompozit ve farklı yüzey pürüzlülük değerlerinden kaynaklandığı düşünülmektedir.

Yapıştırıcının çözücüsünde polimerlerin çapraz bağlanması için önemli bir faktördür, çünkü adeziv polimere nüfuz etmesine yardımcı olur ve polimerizasyon substrat içinde başlar. Single Bond Universal çözücü olarak etanol içerir, aşınmış PEEK yüzeyine daha derinden nüfuz edebilir, fakat etanolün PEEK yüzeyinde buharlaşmasından dolayı primer PEEK'in içinde kaybolur adezyona olumsuz etki edebilir (139).

Bağlanma başarısının incelenmesinde yalnızca makaslama testi sonuçlarının değil bağlanma ara yüzünde oluşan ayrılmanın tipinin de değerlendirilmesi gerekmektedir. Atsu ve ark. koheziv ve kombine (adeziv+koheziv) ayrılma tiplerinin, adeziv ayrılma tipine oranla daha yüksek bir bağlanma dayanımına işaret ettiğini ve adeziv ayrılma tipinin düşük bağlanma dayanımı ile ilişkili olduğunu ifade etmiştir (248).

Çalışmamızda makaslama testlerinden sonra kırık tipleri incelendiğinde %53,84 oranında kombine, %45,05 oranında adeziv ve %1,09 oranında koheziv ayrılma görülmüştür. Adeziv ayrılmanın en yüksek görüldüğü gruplar (Grup 2=%85,71, Grup3=%85,71, Grup4=%85,71 ve Grup 5=%85,71) incelendiğinde makaslanma bağlanma değerlerinin (Grup 2=4,23, Grup3=3,33, Grup4=0,79 ve Grup 5=2,61) düşük olması bu çalışmayı destekler niteliktedir.

Çalışmamızda makaslama testi sonucunda indirekt kompozit ile PEEK ara yüzündeki başarısızlık tipleri incelenmiştir. Kontrol grubu örneklerinde toplam adeziv/miks başarısızlık oranı %28,57/71,43 oranında olmuştur. Asit ile pürüzlendirme yapılan örneklerde toplam adeziv/miks başarısızlık oranı %32,13/64,29 oranındayken %3,57 oranında koheziv ayrılma görülmüştür. Cojet uygulanan örneklerde bu oran %21,42/78,52 olmuştur. İlave olarak bütün gruplardan anlamlı derecede daha yüksek bağlanma dayanımı gösteren Grup 9 ve 13 'te kombine başarısızlık oranı %85,72, en düşük bağlanma dayanımı değerleri

gösteren Grup 4 ise adeziv başarısızlık oranı %85,71 olmuştur. Çalışmamızda indirekt kompozit ile PEEK ara yüzünde koheziv ayrılma %1,09 oranında görülmüştür. Bu durum önceki PEEK-indirekt kompozit bağlantı çalışmaları ile benzerlik göstermektedir (7,16,168).

Çalışmamızda elde edilen sonuçlar, PEEK ile indirekt kompozitlerin bağlanma dayanımının artırılmasında adezivlerin anlamlı derecede etkili olduğunu göstermektedir. Fakat bağlanma dayanımı değerlerinin kullanılan adezivlerin içeriğinin yanı sıra yüzey pürüzlendirme tekniklerinden de etkilendiği görülmektedir. En yüksek bağlanma dayanımının, yüksek yüzey pürüzlülük değerleri ile MDP fosfat monomer içeren primerlerin birlikte kullanılması sonucu elde edildiği görülmektedir.

Çalışmamızın sonuçlarına göre PEEK alt yapıların kompozitle veneerlemeden önce sülfürik asit veya 30 µm Al₂O₃ partikülleri ile pürüzlendirilmesi ve MDP fosfat monomer içeren primerlerin kullanılması bağlanma dayanımını artırmak için en uygun yöntemlerdir.

10 MPa ve üzerindeki makaslama bağlanma dayanımı değerlerinin, etkin bir adezyon için kabul edilebilir olduğu bildirilmiştir (280, 281).

Stawarczyk ve arkadaşlarının (12,279) yaptıkları farklı çalışmalarda PEEK materyaline uygulanan farklı yüzey işlemlerinin (1 dk % 98'lik sülfürik asit, 50 µm Al₂O₃ ile 10 sn kumlama, 110 µm Al₂O₃ ile 10 sn kumlama ve Rocatec Sistemi ile silika kaplama; (279) (60 sn sülfürik asit, 30 sn piranha asidi; (12) yüzey pürüzlülüğü ve kompozit veneer materyali ile bağlanma dayanımına etkisini değerlendirmişler, çalışmamıza benzer olarak, sülfürik asit grubunda kontrol grubundan daha yüksek bağlanma dayanımı değerlerine ulaşmışlardır.

Çalışmamızdan farklı olarak bağlanma dayanımı değerlerinden daha yüksek değerler elde etmişlerdir (12). Piwowarczyk ve arkadaşlarının makaslama bağlanma dayanımı testinde bıçak ucunun yaklaşma hızının yüksek olmasının, bağlanma dayanımı değerlerini arttırdığını bildirmişlerdir. Bu nedenle çalışmamızdan farklı olarak benzer çalışmada (12) universal test cihazında uç hızının 5 mm/dk olarak ayarlanmasının yüksek bağlanma dayanımı değerlerine neden olabileceği düşünülmektedir. Ayrıca çalışmada (12) farklı bir yaşlandırma yönteminin (24 saat 37°C/ 60 gün 37°C suda bekletme) tercih edilmesinin de bu farklılığa neden olabileceği düşünülmektedir.

Schmidlin ve arkadaşlarının (2010) ile Silthampitag ve arkadaşlarının (2016), yapmış oldukları benzer çalışmalarda; çalışmamıza uygun olarak sülfürik asit uygulanan grupta, kontrol grubuna kıyasla daha yüksek bağlanma dayanımı değerlerinin elde edildiğini bildirmişlerdir. Bu çalışmalarda (178,182) çalışmamızdan farklı olarak, sülfürik asit ve kontrol gruplarında daha yüksek bağlanma dayanımı değerleri izlenmiştir. Torstenson ve Brannstrom (1988), termal siklus uygulamasının bağlanma alanında mekanik gerilime yol açarak çatlak oluşumuna neden olduğunu, bu durumun daha düşük adezyon kuvvetine neden olduğunu bildirmişlerdir. Bu çalışmalarda, (178,182) örnekler sadece 24 saat etüvde bekletilmiş, termal döngü uygulanmamıştır. Bu durumun çalışmamızla farklı sonuçların elde edilmesine neden olduğu düşünülmektedir.

Stawarczyk ve Keul 2013 yılında yaptıkları çalışmada Visio.Link (MMA, PETİA), Signum PEEK Bond (PMMA, MMA), Monobond Plus, (Silanmetakrilat, Fosfor asidi metakrilat), Z Prime Plus (Bis-GMA, HEMA, ethanol) ve Amborino P60 (dimetakrilat, fosforik asit esterleri) primerlerin 0,2 MPa basınçla 50 µm kumlama uygulanmış PEEK örneklerle indirekt rezin kompozit (Sinfony, VİTA VM LC, Gradia GC) materyalleri arasındaki bağlanma dayanımı üzerine etkilerini incelemiştir. Metil metakrilat esaslı adezivler: Visio.Link (69 MPa) ve Signum PEEK Bond (48,1 MPa) uygulanarak Sinfony ile veneerlenmiş örnekler en yüksek bağlanma dayanımı değerleri gösterirken, Gradia GC ile veneerlenmiş örnekler (Visio.Link 40,0 MPa, Signum PEEK Bond 44,5–MPa) daha düşük bağlanma değerleri göstermiştir. Monobond Plus (13,4 MPa) uygulanan örnekler düşük bağlanma dayanımı değeri gösterirken Z Prime Plus ve Amborino P60 uygulanmış örnekler tamamen başarısız olmuştur (7). Bu çalışmada elde edile değerler çalışmamızdaki değerlerden yüksek çıkmıştır. Bunun çalışmada kullanılan PEEK materyallerinden ve kompozitlerden kaynaklandığı düşünülmektedir.

Çalışmamızda kullanılan 4 adeziv sisteminin istatistiksel analizleri yapıldığında Visiolink-3 M bond ($p=0,005$) arasında anlamlı fark bulundu. 1.yapıştırıcı-Visiolink ($p=0,002$) arasında istatistiksel olarak anlamlı fark bulunmuştur.

Çalışmamızda elde edilen sonuçlardan yola çıkarak “Farklı adeziv materyallerinin, PEEK alt yapı ile üst yapı veneer materyali arasındaki bağlanma

dayanımına etki edecektir’’ hipotezi, farklı adeziv prosedürleri sonrası farklı bağlama dayanımı değerleri elde edilmesi nedeniyle kabul edilmiştir.



6. SONUÇ ve ÖNERİLER

Yapılan çalışma sonucunda;

Çalışmamızda veneer materyali mevcut olan ve veneer materyali mevcut olmayan gruplar arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık saptanmadı. PEEK alt yapıli restorasyonların tamiri sırasında veneer materyalinin mevcut olması veya mevcut olmaması uygulanan tamir yönteminin bağlanma direncini etkilememektedir.

Veneer materyalinin mevcut olduğu durumlarda;

- 1- Çalışmamızın AFM bulgularında, en yüksek yüzey pürüzlülük değeri, yüzey işlemi olarak asit uygulanan grupta bulundu. Fakat en yüksek tamir bağlanma direnci değeri; cojet ile yüzey pürüzlendirme işlemi uygulanan grupta (Grup 13 =10,887 MPa), daha sonra da asit ile yüzey pürüzlendirme işlemi uygulanan grupta (Grup 9=10,585 MPa) elde edildi. Ancak yapılan istatistiksel analizler sonucu en yüksek tamir bağlanma direnci değeri gösteren asit ve cojet grupları kıyaslandığında iki grup arasındaki bağlanma değerleri arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark tespit edilemedi.
- 2- Çalışmamızın sonuçlarına uygun olarak, kırık parçanın mevcut olduğu durumda tamir işlemi uygulanırken; mutlaka yüzey pürüzlendirme işleminin yapılması gerekmektedir. Sülfürik asit ile yüzey pürüzlendirme işleminin uygulanması sırasında, asit kullanımında dikkatli olunması gerekmektedir. Asitin dikkatsiz kullanımı sonucunda, canlı dokular üzerindeki toksik etkisi ciddi sonuçlar doğurabilmektedir.
- 3- Çalışmamızda MMA içerikli Visio.link ve Super-Bond C&B kullanılan gruplar karşılaştırıldığında, Super-Bond C&B kullanılan grupların tamir bağlanma değerleri, Visio.link kullanılan gruplardan daha yüksek bulundu ($p=0,002$).
- 4- Çalışmamızın sonuçlarına uygun olarak, kırık parçanın mevcut olduğu durumda tamir işlemi uygulanırken; PEEK alt yapı yüzeyinin cojet ile

pürüzlendikten sonra Super Bond C&B materyalinin yüzeye uygulanması ve kırık parçanın yüzeye simante edilmesi önerilir.

Veneer materyalinin mevcut olmadığı durumlarda;

- 1- Çalışmamızda kullanılan adeziv sistemlerin tamir bağlanma direncine etkisi değerlendirildiğinde, MMA içerikli Visiolink ile MDP içerikli 3M bond kullanılan grupların tamir bağlanma değerleri değerlendirildi. 3 M bond kullanılan grupların tamir bağlanma direnci daha yüksek bulundu ($p=0,005$).
- 2- Çalışmamızda elde edilen sonuçlar, PEEK ile indirekt kompozitlerin bağlanma dayanımının arttırılmasında adezivlerin anlamlı derecede etkili olduğunu göstermektedir. Fakat bağlanma dayanımı değerlerinin kullanılan adezivlerin içeriğinin yanı sıra yüzey pürüzlendirme tekniklerinden de etkilendiği görülmektedir. En yüksek bağlanma dayanımının, yüksek yüzey pürüzlülük değerleri ile MDP fosfat monomer içeren primerlerin birlikte kullanılması sonucu elde edildiği görülmektedir.
- 3- Çalışmamızın sonuçlarına göre, tamir işlemi sırasında, PEEK alt yapıların kompozit materyal ile tamiri yapılmadan mutlaka yüzey pürüzlendirme işleminin yapılması gerekmektedir. PEEK alt yapı yüzeyinin sülfürik asit veya 30 μm Al_2O_3 partikülleri ile pürüzlendirilmesi ve MDP fosfat monomer içeren primerlerin kullanılması bağlanma dayanımını arttırmak için en uygun yöntemlerdir. Asit kullanımında dikkatli olunması gerekmektedir.

7. KAYNAKÇA

- 1- Balcı B. (2015). Farklı Estetik Abutmentların Döngüsel Yorulma Yükleme Sonrasında Kırılma Dayanımlarının Değerlendirilmesi Yüksek Lisans Tezi. Bezmialem Vakıf Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü. İstanbul.
- 2- Tosun T. Kuron ve köprü protezlerinde zirkonyum. Dentalife. 2007; 22: 18-26.
- 3- Donovan TE. Factors essential for successful all-ceramic restorations. J Am Dent Assoc 2008;139 Suppl:14S-18S.
- 4- Hisbergues M, Vendeville S, Vendeville P. Zirconia: Established facts and perspectives for a biomaterial in dental implantology. J Biomed Mater Res B Appl Biomater 2009; 88:519-529.
- 5- Suttor D. Lava zirconia crowns and bridges. Int J Comput Dent 2004; 7:67-76.
- 6- Najeeb S, Zafar MS, Khurshid Z, Siddiqui F. Applications of polyether ether ketone (PEEK) in oral implantology and prosthodontics. J Prosthodont Res . 2016; 60(1): 12-19.
- 7- Schmidlin PR, Stawarczyk B, Wieland M, Attin T, Ha¨mmerle CH, Fischer J. Effect of different surface pre-treatments and luting materials on shear bond strength to PEEK. Dental Mater 2010;26(6):553-559.
- 8- Costa-Palau S, Torrents-Nicolas J, Brufau-de Barbera` M, Cabratosa-Termes J. Use of polyetheretherketone in the fabrication of a maxillary obturator prosthesis: a clinical report. J Prosthet Dent 2014;112:680–2.
- 9- Georgiev J, Vlahova A, Kissov H, Aleksandrov S, Kazakova R. Possible application of BioHPP in prosthetic dentistry: a literature review. J IMAB– Annual Proceeding Sci Pap. 2018;24(1):1896–1898.
- 10- Kurtz SM. PEEK biomaterials handbook. William Andrew; 2011.
- 11- Cavalli V, Giannini M, Carvalho RM. Effect of carbamide peroxide bleaching agents on tensile strength of human enamel. Dental Mater 2004; 20: 733–9.
- 12- Stawarczyk B, Jordan P, Schmidlin Pr, Roos M, Eichberger M, Gernet W, Keul C (2014b) PEEK surface treatment effects on tensile bond strength to veneering resins. J Prosthet Dent, 112, 1278-1288.

- 13- Searle OB, Pfeiffer RH. Victrex polyethersulfone (PES) and Victrex PEEK. *Polymer Eng Sci.* 1985;25(8):474–476.
- 14- Sproesser O, Schmidlin Pr, Uhrenbacher J, Eichberger M, Roos M, Stawarczyk B (2014) Work of adhesion between resin composite cements and PEEK as a function of etching duration with sulfuric acid and its correlation with bond strength values. *International Journal of Adhesion & Adhesives*, 54, 184-190.
- 15- Hallmann L, Mehl A, Sereno N, Hämmerle Chf (2012) The improvement of adhesive properties of PEEK through different pre-treatments. *Appl Surf Sci*, 258, 7213-7218.
- 16- Fischer, H., Weber, M., Marx, J. Lifetime prediction of all–ceramic bridges by computational methods. *Dent Res.* 2003;82(3): 238-242.
- 17- Mc Lean, J. W. *The Science and Art of Dental Ceramics. The Nature of Dental Ceramics and their Clinical Use.* 1974;1: 23-30.
- 18- Mc Lean, JW. *The Strengthening of Dental Porcelain. The science of dental Ceramics.* 1979;(s. 55-63). Quintessence, Chicago.
- 19- Stawarczyk B, Keul C, Beuer F, Roos M, Schmidlin Pr (2013b) Tensile bond strength of veneering resins to PEEK: impact of different adhesives. *Dent Mater J*, 32,441-448.
- 20- Stawarczyk B, Thrun H, Eichberger M, Roos M, Edelhoff D, Schweiger J, Schmidlin PR (2015b) Effect of different surface pretreatments and adhesives on the load-bearing capacity of veneered 3-unit PEEK FDPs. *J Prosthet Dent*, 114, 5, 666-673.
- 21- Keul L, Qian Y, Zhu Y, Liu H, Gan K, Guo J (2014) The effect of different surface treatments on the bond strength of PEEK composite materials. *Dent Mater*, 30, 15.
- 22- Stawarczyk B, Bahr N, Beuer F, Wimmer T, Eichberger M, Gernet W, Schmidlin Pr (2014a) Influence of plasma pretreatment on shear bond strength of self-adhesive resin cements to polyetheretherketone. *Clin Oral Investig*, 18, 1, 163-170.
- 23- Tanenbaum Bs (1967) *Plasma physics*, McGraw Hill Book Comp., New York, 360.

- 24- Miller A., Long J., Miller B., Cole J. (1992). Comparison of the Fracture Strengths of Ceramometal Crowns versus Several All-Ceramic Crowns. *J Prosthet Dent*, 68:38-41.
- 25- Hasselman D.P.H., Fulathy R.M. (1966). Proposed Fracture Theory of a Dispersion-Strengthened Glass Matrix. *J Am Ceram Soc*, 49:68-72.
- 26- Mackert J.R. (1988). Effects of Thermally Induced Changes on PorcelainMetal Compatibility. In: Preston J.D., Perspectives in Dental Ceramics. Proceedings of the Fort International Symposium on Ceramics. Chicago: Quintessence Publishing Co. 53.
- 27- Denry I.L., Holloway J.A., Rosentiel S.F. (1998). Effect of Ion Exchange on the Microstruture, Strength and Thermal Expansion Behavior of a LeuciteReinforced Porcelain. *J Dent Res*, 77:583.
- 28- Widerhorn S.M. (1968). Moisture Assisted Crack Growth in Ceramics. *Int J Fracture Mechan*, 4:171-177.
- 29- Ban, S., Reliability and properties of core materials for all-ceramic dental restorations. *Japanese Dental Science Review*, 2008. 44(1): p. 3-21.
- 30- Sato, H., et al. Effect of grinding, sandblasting and heat treatment on the phase transformation of zirconia surface. in *Key Engineering Materials*. 2007. Trans Tech Publ.
- 31- Farah J.W., Craig R.G. (1975). Distrubition of Stresses in Porcelain Fused to Metal and Porcelain Jacket Crowns. *J Dent Res*, 54:255-261.
- 32- Oilo G. (1988). Flexural Strength and International Defect of Some Dental Porcelain. *Acta Odontol Scand*, 46:313-317--- Oram D.A., Cruickshank-Boyd E.H. (1984). Fracture of Ceramic and Metalloceramic Cylinders. *J Prosthet Dent*, 52:221-225.
- 33- Reuter J.E., Brose M.O. (1984). Failures in Full Crown Retained Dental Bridges. *Br Dent J*, 157:61-65.
- 34- Craig R.G., Powers J.M., Wataha J.C. (2000). *Dental Materials, Properties and Manipluation*. Ed 7, St Louis, Mosby.
- 35- Diaz-Arnold A.M, Schneider R.L., Aquilino S.A. (1989). Bond Strengths of Intraoral Porcelain Repair Materials. *J Prosthet Dent*, 61:305-309.

- 36- Yamamoto M. (1985). Metal Ceramics, Principles and Methods of Makoto Yamamoto. Chicago: Quintessence, pp. 106-202.
- 37- Anusavice K.J., Zhang N.Z. (1998). Chemical Durability of Dicor and Fluorocanasite-Based Glass-Ceramics. J Dent Res, 77:1553.
- 38- Niedermeier W., Proano F.P., Özcan M., Mayer B., Nergiz I., Pfeiffer P. (1998). Enorale Reparaturen mit Tribochemischem Verbund. Zahnärztliche Mitteilungen 16:954-960.
- 39- Değer S., Caniklioğlu B. (1997). Metal-Seramik Restorasyonların Ağız-içi Tamir Yöntemleri. Dişhek Der, 26:184-190.
- 40- Ban S., Anusavice K.J. (1990). Influence of Test Method on Failure Stress of Brittle Dental Materials. J Dent Res, 69:1791-1799.
- 41- Taufall, S., Eichberger, M., Schmidlin, P. R., & Stawarczyk, B. (2016). Fracture load and failure types of different veneered polyetheretherketone fixed dental prostheses. Clinical Oral Investigations, 20(9), 2493–2500.
- 42- Burke F.J.T., Grey N.J.A. Repair of Fractured Porcelain Units: Alternative Approaches, Br Dent J, 1994;176:251-256.
- 43- Llobell A. Nicholls J.I., Kois J.C., Daly C.H. Fatigue Life of Porcelain Repair Systems. Int J Prosthodont, 1992;5:205-213.
- 44- Pratt R.C., Burgess J.O., Schwarts R.S., Smith J.H. Evaluation of Bond Strength of Six Porcelain Repair Systems. J Prosthet Dent, 1989;62:11-13.
- 45- Diaz-Arnold A.M., Aquilino S.A. An Evaluation of The Bond Strengths of Four Organosilane Materials in Response The Thermal Stress. J Prosthet Dent, 1989;62:257-260.
- 46- Rada R.E. Intraoral Repair of Metal Ceramic Restorations. J Prosthet Dent, 1991;65:348-350.
- 47- Margeas R.C. Salvaging a Porcelain-Fused-to-Metal Bridge with Intraoral Ceramic Repair. Compend Cont Educ Dent, 2002;23:952-956.
- 48- Cohen B., Weiner S. Restoration of Fixed Partial Dentures with Fractured Porcelain Veneers Using an Overcasting. J Prosthet Dent, 1989;62:390-392.
- 49- <https://webdental.cl/odontologia/?p=6246>
- 50- <https://arkeofili.com/italyada-bilinen-en-eski-dis-protezi-bulundu/>

- 51- Anusavice KJ. Phillips' Science of Dental Materials. (11. Ed) Saunders, pp 2003;660-663.
- 52- Guazzato, M., Albakry, M., Ringer, SP., Swain, MV. Strength fracture toughness and microstructure of a selection of all ceramic materials Part I Pressable and alumina glass infiltrated ceramics. Dent Mater, 2004;20, 441-448.
- 53- Anusavice K.J: Phillip's Science of Dental Materials. 10. edition, W.B. Saunders Company, Philadelphia, 1996.p 10-45 6.
- 54- Maloney WJ, Maloney MP. Pierre Fauchard: the father of modern dentistry J Mass Dent Soc. 2009 Summer; 58: 28-9.
- 55- Tural Z , Şener Yamaner I , Tuncer E . Dental Seramiklerin Tarihsel Gelişimi. Ata Diş Hek Fak Derg. 2015; 25: 157-166.
- 56- Raigrodski, A. J. Contemporary materials and technologies for all-ceramic fixed partial dentures: A review of the literature. J Prosthet Dent; 2004;92: 557-62.
- 57- Tinschert J, Mautsch W, Augthun M, Spiekermann H. Fracture resistance of lithium disilicate-, alumina- and zirconia- based three- unit fixed partial dentures: a laboratory study. Int J Prosthodont 2001; 14: 231- 238.
- 58- Björkner B, Bruze M, Möller H. High frequency of contact allergy to gold sodium thiosulphate. An indication of gold allergy? Contact Dermatitis 1994; 3: 144- 151.
- 59- White SN, Zhao XY, Zhaokun Y, Li ZC. Cyclic mechanical fatigue of a feldspathic dental porcelain. Int J Prosthodont 1995; 8 (5): 413- 420.
- 60- Shillingburg, H. T. Fundamentals of fixed prosthodontics. Quintessence Pub.p.:433-36.
- 61- Borges, G. A, Sophr, A.M. , de Goes, M. F., Sobrinho, L. C., Chan, D. C. N. Effect of etching and airborne particle abrasion on the microstructure of different dental ceramics. J Prosthet Dent; 2003;89: 479-88.
- 62- Mc Lean, J. W. Alumina reinforced ceramics special applications. In: The science and art of dental ceramics. Bridge design and laboratory procedures in dental ceramics. Chicago: Quintessence. 1982;2: 474-9.

- 63- Deany, IL. Recent advances in ceramics for dentistry. *Crit Rev Oral Biol Med*, 1996;7(2), 134-143.
- 64- Wen, MY., Mueller, HJ., Chai, J., Wozniak, WT. Comparative mechanical property characterization of 3 all-ceramic core materials. *Int J Prosthodont*, 1999;12(6), 534-541.
- 65- Yılmaz, H., Ayten, C., Gul, BE. Flexural strength and fracture toughness of dental core ceramics. *J Prosthet Dent*, 2007;98(2), 120-128.
- 66- Piconi C, Maccauro G. Zirconia as a ceramic biomaterial. *Biomaterials* 1999;20(1):1-25.
- 67- Bal BS, Garino J, Ries M, Rahaman MN. A review of ceramic bearing materials in total joint arthroplasty. *Hip Int* 2007;17:21-30.
- 68- Manicone PF, Rossi Iommetti P, Raffaelli L. An overview of zirconia ceramics: basic properties and clinical applications. *J Dent* 2007;35:819-826.
- 69- Christel, P., Meunier, A., Dorlot, JM., Crolet JM., Witvoet, J., Sedel, L., Boutin, P. Biomechanical compatibility and design of ceramic implants for orthopaedic surgery. *Bioceramics: material characteristics versus in vivo behavior*. *Ann NY Acad Sci*, 1988;523, 236-256.
- 70- Tosun T. Kuron ve köprü protezlerinde zirkonyum. *Dentalife*. 2007; 22: 18-26.
- 71- Donovan TE. Factors essential for successful all-ceramic restorations. *J Am Dent Assoc* 2008;139 Suppl:14S-18S.
- 72- Hisbergues M, Vendeville S, Vendeville P. Zirconia: Established facts and perspectives for a biomaterial in dental implantology. *J Biomed Mater Res B Appl Biomater* 2009;88:519-529.
- 73- Suttor D. Lava zirconia crowns and bridges. *Int J Comput Dent* 2004;7:67-76.
- 74- Luthardt R.G., Holzhüter M., Sandkuhl O., Herold V., Schnapp J.D., Kuhlisch E., and Walter M. Reliability and Properties of Ground Y-TZP-Zirconia Ceramics *J.Dent.Res* 2002;81;487-491.

- 75- Akagawa Y., Ichikawa Y., Nikai H., Tsuru H. Interface histology of unloaded and early loaded partially stabilized zirconia endosseous implant in initial bone healing. *J. Prosthet Dent* 1993;69:599-604.
- 76- Kurtz, S. M. (2012). An Overview of PEEK Biomaterials. *PEEK Biomaterials Handbook*, 1–7.
- 77- R. May, Polyetheretherketones, in: H.F. Mark, N.M. Bikales, C.G. Overberger, G. Menges, J.I. Kroschwitz (Eds.), *Encyclopedia of Polymer Science and Engineering*, John Wiley and Sons, New York, 1988, pp.313e320.
- 78- <http://dergipark.gov.tr/download/article-file/507235>
- 79- Stawarczyk B, Eichberger M, Uhrenbacher J, Wimmer T, Edelhoff D, Schmidlin PR. Three-unit reinforced poly ether ether ketone composite fdps: influence off abrication method on load bearing capacity and failure types. *J Dent Mater.* 2015; 34: 7-12.
- 80- [https://www.researchgate.net/publication/279842270_Nanomodified_Peek_Dental_Implants_Bioactive_Compo sites_and_Surface_Modification-A_Review](https://www.researchgate.net/publication/279842270_Nanomodified_Peek_Dental_Implants_Bioactive_Compo_sites_and_Surface_Modification-A_Review)
- 81- Hearle, J.W. High-performance fibres, CRC Press, Cambridge, 2001.
- 82- Performancefibers, [http://www.performancefibers.com/PDFs/Europe/PF%20PEEK%20White%20Paper,%20Feb %202011.pdf](http://www.performancefibers.com/PDFs/Europe/PF%20PEEK%20White%20Paper,%20Feb%202011.pdf), Retrieved: Ağustos 2015.
- 83- Van der Vegt, A. From polymers to plastics, Delf University Press, Delft, 2006.
- 84- McKeen, L.W. Fluorinated coatings and finishes handbook: The definitive user's guide, William Andrew, 2006.
- 85- Callister, W.D., Rethwisch D.G. Fundamentals of materials science and engineering: An integrated approach, John Wiley & Sons, 2012.
- 86- Mark, J.E. Physical properties of polymers handbook, Springer, New York, 2007.
- 87- Ram, A. Fundamentals of polymer engineering, Springer Science & Business Media, 2013.
- 88- Carraher Jr, C.E. Carraher's polymer chemistry, CRC Press, 2013.

- 89- Odian, G.G., Odian G. Principles of polymerization, Wiley-Interscience, New York, 2004.
- 90- Sasuga TH, Hagiwara M. Radiation deterioration of several aromatic polymers under oxidative conditions. *Polymer* 1987; 28: 1915-21.
- 91- Fan JP, Tsui CP, Tang CY, Chow CL. Influence of interphase layer on the overall elasto-plastic behaviors of ha/PEEK biocomposite. *Biomaterials* 2004; 25: 5363-73.
- 92- Rubert SC, Calas MD, Barberá A. Analysis of the feeding system in the injection process of PEEK in fixed partial dentures. *Procedia Engineering* 2015; 132: 1021-1028.
- 93- R.B. Rigby, Polyetheretherketone, in: J.M. Margolis (Ed.), *Engineering Thermoplastics: Properties and Applications*, Marcel Dekker, Inc., New York, 1985, pp. 299-314.
- 94- 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): e209-215.
- 95- KALAYCI E , AVİNÇ O , YAVAŞ A . Polyether Ether Ketone (Peek) Fibers. *Cumhuriyet Üniversitesi Fen Edebiyat Fakültesi Fen Bilimleri Dergisi.* 2017; 38(2): 168-186.
- 96- <https://www.supplyservices.co.nz/products/peek/>
- 97- Chen F, Gatea S, Ou H, Lu B, Long H. Fracture characteristics of PEEK at various stress triaxialities. *J Mech Behav Biomed Mater.* 2016; 64: 173-186.
- 98- Kurtz SM, Devine JN. PEEK biomaterials in trauma, orthopedic, and spinal implants. *Biomaterials* 2007; 28(32): 4845-4869.
- 99- Maharaj G, Bleser S, Albert K, Lambert R, Jani S, Jamison R. Characterization of wear in composite material orthopaedic implants. part 1: the composite trunnion/ceramic head interface. *Biomed Mater Eng.* 1994; 4: 193-8.
- 100- Pokorný D, Fulín P, Slouf M, Jahoda D, Landor I, Sosna A. Polyether ether ketone (PEEK). part II: application in clinical practice. *Acta Chir Orthop Traumatol tch.* 2010; 77: 470-8.

- 101- Gok H, Onen MR, Yildırım H, Gulec I, Naderi S. Empty Bladed PEEK Cage For Interbody Fusion After Anterior Cervical Discectomy. Turk Neurosurg. 2016;26(1):105-10 doi: 10. 5137 /1019. JTN. 9376-13.1.
- 102- Bourbigot, S., Flambard X. Heat resistance and flammability of high performance fibres: A review, Fire and Materials, 26, (4-5),2002, 155-168.
- 103- Jockisch, K., Brown S., Bauer T., Merritt K. Biological response to chopped-carbon-fiber-reinforced peek, Journal of biomedical materials research, 26, (2),1992, 133-146.
- 104- Marya, K., Dua J., Chawla S., Sonoo P.R., Aggarwal A., Singh V. Polyetheretherketone (peek) dental implants: A case for immediate loading, International Journal of Oral Implantology and Clinical Research, 2, (2),2011, 97-103.
- 105- Knotless suture anchors, <http://www.arthrex.com/hand-wrist/knotless-suture-anchors>, Retrieved: Ağustos 2015.
- 106- Schmieding, J.W., Schanville T.L. Suture with filaments formed of polyether-ketone variant, Google Patents, 2012.
- 107- Fda approves first ever additively manufactured long term plastic implant,<http://www.medicalplasticsnews.com/medical-devices/FDA-Approves-First-Ever-Additively-Manufactured-Long-Term-Plastic-Implant/>, Retrieved: Ağustos 2015.
- 108- Catheter componentry, <http://www.zeusinc.com/industries/medical>, Retrieved: Ağustos 2015.
- 109- High performance peek (polyetheretherketone) yarn and fibers, <http://www.swicofil.com/zyex.html>, Retrieved: Ağustos 2015.
- 110- Gornet MF, Chan FW, Coleman JC, Murrell B, Nockels RP, Taylor BA, Ochoa JA. Biomechanical assessment of a PEEK rod system for semi-rigid fixation of lumbar fusion constructs. J Biomech Eng. 2011; 133(8): 081009.
- 111- Turner J, Paller D, Murrell C. The mechanical effect of commercially pure titanium and poly ether ether ether ketone rods on spinal implants at the operative and adjacent levels. Spine 2010; 35: e1076-82.

- 112- Pohl, G. Textiles, polymers and composites for buildings, Elsevier,2010.
- 113- Shishoo, R. Textiles in sport, Woodhead Publishing Limited, Cambridge,2005.
- 114- Hearle, J.W., Morton W.E. Physical properties of textile fibres, CRC Press, Cambridge,2008.
- 115- Rodriguez, E. Poly ether ether ketone custom-made implants for cranio facial defects: report of 14 cases and review of the literature. J Craniomaxillofac Surg. 2015; 43(7): 1232-1238.
- 116- Hee HT, Kundnani V. Rationale for use of polyether ether ketone polymer interbody cage device in cervical spine surgery. Spine J. 2010; 10: 66–9
- 117- Cho DY, Lee WY, Sheu PC. Treatment of multilevel cervical fusion with cages. Surg Neurol. 2004; 62: 378-85.
- 118- Lethaus B, Safi Y, Ter Laak-Poort M, Kloss-Brandstatter A, Banki F, Robbenmenke C, Kessler P. Cranioplasty with customized titanium and PEEK implants in a mechanical stress model. J Neurotrauma 2012; 29(6): 1077-1083.
- 119- Kim, M. M., Boahene, K. D. O., & Byrne, P. J. (2009). Use of Customized Polyetheretherketone (PEEK) Implants in the Reconstruction of Complex Maxillofacial Defects. Archives of Facial Plastic Surgery, 11(1).
- 120- Wang L, Weng L, Song S, Zhang Z, Tian S, Ma R. Characterization of polyether ether ketone–hydroxyapatite nanocomposite materials. Materials Science and Engineering 2011; 528: 3689-3696.
- 121- Mikitaev, A.K., Ligidov M.K., Zaikov G.E. Polymers, polymer blends, polymer composites and filled polymers: Synthesis, properties and applications, Nova Publishers,2006.
- 122- <http://www.saglikkitabi.org/radyoopasite>, Retrieved: Ağustos 2015.
- 123- Diefenbeck M, Muckley T, Schrader C, Schmidt J, Zankovych S, Bossert J, Jandt KD, Faucon M, Finger U. The effect of plasma chemical oxidation of titanium alloy on bone- implant contact in rats. Biomaterials 2011; 32: 8041-7.

- 124- Poon RWY, Yeung KWK, Liu XY, Chu PK, Chung CY, Lu WW, Cheung KMC, Chan D. Carbon plasma immersion ion implantation of nickel-titanium shape memory alloys. *Biomaterials* 2005; 26: 2265-72.
- 125- Schwitalla A, Muller WD. PEEK dental implants: a review of the literature. *J Oral Implantol* 2013; 39: 743-9.
- 126- Taskonak B, Mecholsky JR, Anusavice KJ. Residual stresses in bilayer dental ceramics. *Biomaterials* 2006; 26: 3235-41.
- 127- Schwitalla AD, Abou-Emara M, Spintig T, Lackmann J, Muller WD. Finite element analysis of the biomechanical effects of PEEK dental implants on the peri-implant bone. *J Biomech* 2015; 48: 1- 7.
- 128- Hahnel S, Wieser A, Lang R, Rosentritt M. Biofilm formation on the surface of modern implant abutment materials. *Clin Oral Implants Res*. [epub ahead of print], 2014.
- 129- Tekin, S., Cangül, S., Adıgüzel, Özkan, & Değer, Y. (2018). Areas for use of PEEK material in dentistry. *International Dental Research*, 8(2), 84-92.
- 130- Mate Sanchez De-Val JE, Gomez-Moreno G, Martinez CP, Fernandez MP, Marin JM, Gehrke SA, Calvo-Guirado JL. Peri-implant tissue behavior around non-titanium material: experimental study in dogs. *ann. anat.* <http://dxdoi.org/10.1016/j.aanat.2016.03.005>, 2016.
- 131- Schwitalla AD, Abou-Emara M, Zimmermann T, Spintig T, Beuer F, Lackmann J, Muller WD. The applicability of PEEK-based abutment screws. *J Mech Behav Biomed Mater* 2016; 63: 244-51.
- 132- Sampaio M, Buciumeanu M, Henriques B, Silva FS, Souza JC, Gomes JR. Tribocorrosion behavior of veneering biomedical PEEK to Ti6Al4v structures. *j. mech. Behav Biomed Mater* 2016; 54: 123-30.
- 133- Neumann EA, Villar CC, Franca FM. Fracture resistance of abutment screws made of titanium, polyetheretherketone, and carbon fiber-reinforced polyether ether ketone. *Braz Oral Res* 2014; 28: 1-5.
- 134- Koutouzis T, Richardson J, Lundgren T. Comparative soft and hard tissue responses to titanium and polymer healing abutments. *J Oral Implantol* 2011; 37: 174-82.

- 135- Zoidis P, Bakiri E, Polyzois G. Using modified polyetheretherketone (PEEK) as an alternative material for endocrown restorations: a short-term clinical report. *J Prosthet Dent* 2017; 117: 335-9.
- 136- Tannous F, Steiner M, Shahin R, Kern M. Retentive forces and fatigue resistance of thermoplastic resin clasps. *Dental Mater.* 2012; 28:273-8.
- 137- <http://www.jioh.org> on Sunday, April 26, 2020, IP: 176.217.17.44.
- 138- Taufall S, Eichberger M, Schmidlin PR, Stawarczyk B. Fracture load and failure types of different veneered polyetheretherketone fixed dental prostheses. *Clin Oral Investig.* 2016; 20(9): 2493-2500.
- 139- Gracis S, Nicholls JJ, Chalupnik JD, Yuodelis RA. Shock absorbing behavior of five restorative materials used on implants. *Int J Prosthodont.* 1991; 4: 282-91.
- 140- Invibio Biomaterial Polymer Solutions. New material options for innovation in restorative and prosthetic dentistry, 2011.
- 141- TIPTON P (2015) High performance polymers - part one. *Private Dentistry*, October, 60-65.
- 142- Young, JM., Altschuler, BR. Laser holography in dentistry. *J Prosthet Dent*, 1977;38, 216-225.
- 143- Duret F, Preston JD. CAD/CAM imaging in dentistry. *Curr Opin Dent* 1991;1:150-154.
- 144- Mormann WH., Brandestini M., Lutz F. The Cerec system: computer-assisted preparation of direct ceramic inlays in one setting. *Quintessenz* 1987;38(3):457-470.
- 145- Mormann WH, Brandestini M, Lutz F, Barbakow F. Chair side computer-aided direct ceramic inlays. *Quintessence Int* 1989;20:329-339.
- 146- Andersson M., Ogden A. A new all-ceramic crown: a densely sintered, high purity alumina coping with porcelain. *Acta Odontol Scand* 1993;51:59-64.
- 147- Andersson M, Carlsson L, Persson M, Bergmann B. Accuracy of machine milling and spark erosion with a CAD/CAM system. *J Prosthet Dent* 1996;76:187-193.

- 148- Şahin E, Aktaş G, Özcan N, Aydın DH, Akça K. Restoratif diş hekimliğinde CAD/CAM laboratuvar uygulamaları: Sirona inLab sistemi. Hacettepe Diş Hek Fak Derg 2009;33(4):41-46.
- 149- Liu PR, Essig ME. A panorama of dental CAD/CAM restorative systems. Compend Contin Educ Dent 2008;29(8):482-493.
- 150- Feuerstein P. Can technology help dentists deliver better patient care? J Am Dent Assoc 2004;135:11-16.
- 151- Miyazaki T, Hotta Y, Kunii J, Kuriyama S, Tamaki Y. A review of dental CAD/CAM: current status and future perspectives from 20 years of experience. Dent Mater J 2009;28(1):44-56.
- 152- Karaalioğlu OF, Duymuş ZY. Diş hekimliğinde uygulanan CAD/CAM sistemleri. Atatürk Üniv Diş Hek Fak Derg 2008;18(1):25-32.
- 153- McLaren E. CAD/CAM dental technology. Compend Contin Educ Dent 2011;32(4):73-6, 78-80, 82.
- 154- Silva NR, Witek L, Coelho PG, Thompson VP, Rekow ED, Smay J. Additive CAD/CAM process for dental prostheses. J Prosthodont. 2011 Feb;20(2):93-96.
- 155- Palin W, Burke FJ. Trends in indirect dentistry:8.Cad/Cam Technology. Dent Update 2005;32(10):566-72.
- 156- Tokgöz Çetindağ M , Meşe A . diş hekimliğinde kullanılan cad/cam (bilgisayar destekli tasarım/bilgisayar destekli üretim) sistemleri ve materyaller. ata diş hek fak derg. 2016; 26(3): 524-533.
- 157- Liu, PR. A panorama of dental CAD/CAM restorative systems. Compend Contin Educ Dent, 2005; 26(7), 507-512.
- 158- Stumpel LJ, 3rd, Haechler WH. The all-ceramic cantilever bridge: a variation on a theme. Compend Contin Educ Dent 2001;22:45-50, 52.
- 159- Heffernan MJ, Aquilino SA, Diaz-Arnold AM, Haselton DR, Stanford CM, Vargas MA. Relative translucency of six all-ceramic systems. Part 2: core and veneer materials. J Prosthet Dent 2002; 88(1):10-5.
- 160- Christensen GJ. Computerized restorative dentistry: State of the art. J Am Dent Assoc 2001;132:1301-3.

- 161- Martin N, Jedynakiewicz NM. Clinical Performance Of Cerec ceramic inlays: A Systematic Review. *Dent Mat* 1999;15(1): 54–61.
- 162- Giordano R. Materials for chairside CAD/CAM– produced restorations. *J Am Dent Assoc* 2006;137:14-21.
- 163- Fasbinder DJ, Materials for chairside CAD/CAM restorations, *Compend Contin Educ Dent*. 2010; 31: 702-704, 706-9.
- 164- Fasbinder DJ, Chairside CAD/CAM: an overview of restorative material options, *Compend Contin Educ Dent*. 2012; 33: 50, 52-8.
- 165- Zoidis, P., & Papathanasiou, I. (2016). Modified PEEK resin-bonded fixed dental prosthesis as an interim restoration after implant placement. *The Journal of prosthetic dentistry*, 116(5), 637-641.
- 166- Kolbeck C, Behr M, Rosentritt M, Handel G. Fracture force of tooth–tooth-and implant–tooth-supported all-ceramic fixed partial dentures using titanium vs. customised zirconia implant abutments. *Clin Oral Implants Res* 2008; 19: 1049–53.
- 167- Fuster -Torres MA, Albalat-Estela S, Alcaniz-Raya M, Penarrocha-Diago M. CAD / CAM dental systems in implant dentistry: update. *Med Oral Patol Oral Cir Bucal* 2009;14:E141-145.
- 168- Beuer F, Schweiger J, Edelhoff D. Digital dentistry: an overview of recent developments for CAD/CAM generated restorations. *Br Dent J* 2008;204:505-511.
- 169- Strub JR, Rekow ED, Witkowski S. Computer-aided design and fabrication of dental restorations: current systems and future possibilities. *J Am Dent Assoc* 2006;137:1289-1296.
- 170- Witkowski S. (CAD-)CAM in Dental Technology. *quintessence Dent Technol* 2005:1-16.
- 171- Wimmer T, Huffmann A M S, Eichberger M, Schmidlin Pr, Stawarczyk B (2016) Two-body wear rate of PEEK, CAD/CAM resin composite and PMMA: Effect of specimen geometries, antagonist materials and test set-up configuration. *Dental Materials*, 32, 6, 127–136.

- 172- Wu X, Liu X, Wei J, Ma J, Deng F, Wei S (2012) Nano- TiO₂/PEEK bioactive composite as a bone substitute material: in vitro and in vivo studies. *Int J Nanomed*,7,1215-25.
- 173- Bakar Ms, Cheng Mh, Tang Sm, Yu Sc, Liao K, Tan Ct (2003b) Tensile properties, tension–tension fatigue and biological response of polyetheretherketonehydroxyapatitecomposites for load-bearing orthopedic implants. *Biomaterials*,24,2245-2250.
- 174- Wang L, He S, Wu X, Liang S, Mu Z, Wei J (2014) Polyetheretherketone/nanofluorohydroxyapatite composite with antimicrobial activity and osseointegration properties. *Biomaterials*, 35, 6758-6775.
- 175- Wang L, Zhang H, Deng Y, Luo Z, Liu X, Wei S (2015) Study of oralmicrobial adhesion and biofilm formation on the surface ofnano fluorohydroxyapatite/polyetheretherketone composite. *Zhonghua Kou Qiang Yi Xue Za Zhi*, 50, 378-382.
- 176- Ouyang Lp, Zhao Y, Jin G, Lu T, Li J, Qiao Y (2016) Influence of sulfur content on bone formation and antibacterial ability of sulfonated PEEK. *Biomaterials*, 83, 115- 126.
- 177- Culhaoglu Ak, Ozkir Se, Sahin V, Yilmaz B, Kilicarslan Ma (2017) Effect of Various Treatment Modalities on Surface Characteristics and Shear Bond Strengths of Polyetheretherketone-Based Core Materials. *J Prosthodont*.
- 178- Silthampitag P, Chaijareenont P, Tattakorn K, Banjongprasert C, Takahashi H, Arksornnukit M (2016) Effect of surface pretreatments on resin composite bonding to PEEK. *Dent Mater*, 35, 668-674.
- 179- Yang B, Scharnberg M, Wolfart S, Quaas Ac, Ludwig K, Adelung R, Kern M (2007) Influence Of Contamination On Zirconiaceramic Bonding. *Dent Res*, 81, 283–290.
- 180- Valandro Lf, Della Bona A, Antonio Bottino M, Neisser Mp (2005) The effect of ceramic surface treatment on bonding to densely sintered alumina ceramic. *J Prosthet Dent*, 93, 3, 253-261.

- 181- Kim Kb, Bae Keh, Shim Sj, Lee Wk (2005) The influence of ceramic surface treatments on the tensile bond strength of composite resin to all-ceramic coping materials, *Journal of Prosthetic Dentistry*, 94, 357-362.
- 182- Schmidlin Pr, Stawarczyk B, Wieland M, Attin T, Hammerle Ch, Fischer J (2010) Effect of different surface pre-treatments and luting materials on shear bond strength to PEEK. *Dent Mater*, 26, 6, 553-559.
- 183- Huang Rym, Shao P, Burns Cm, Feng X (2001) Sulfonation of poly(ether ether ketone)(PEEK): Kinetic study and characterization. *Journal of Applied Polymer Science*, 82, 11, 2651–2660.
- 184- Weiss, C., & Muenstedt, H. (2002). Surface modification of polyether ether ketone (peek) films for flexible printed circuit boards. *The Journal of Adhesion*, 78(6), 507–519.
- 185- Mar, Tang T (2014) Current Strategies to Improve the Bioactivity of PEEK. *International Journal of Molecular Sciences*, 15, 4, 5426–5445.
- 186- Schmidlin Pr, Eichberger M, Stawarczyk B (2016) Glycine: A potential coupling agent to bond to helium plasma treated PEEK?. *Dent Mater*, 32, 2, 305-310.
- 187- Almasi D, Iqbal N, Sadeghi M, Sudin I, Abdul Kadir Mr, Kamarul T (2016) Preparation Methods for Improving PEEK's Bioactivity for Orthopedic and Dental Application: A Review. *Int J Biomater*, 8202653. doi:10.1155/2016/8202653.
- 188- Denes F (1997) Synthesis and Surface Modification by Macromolecular Plasma Chemistry. *TRIP*, 5, 1, 23-31.
- 189- Coluzzi Dj (2004) Fundamentals of dental lasers: science and instruments. *Dental Clinics of North America*, 48, 4, 751–770.
- 190- Joglekar Ap, Liu Hh, Meyhöfer E, Mourou G Ve Hunt Aj (2004) Optics at critical intensity: Applications to nanomorphing *Proceedings of the National Academy of Sciences of the United States of America*, 101, 16, 5856-5861.
- 191- Bötzel, F., Zimmermann, T., Sütel, M., Müller, W.-D., & Schwitalla, A. D. (2018). Influence of different low-pressure plasma process parameters

- on shear bond strength between veneering composites and PEEK materials. *Dental Materials*, 34(9), e246–e254.
- 192- Rosentritt M, Preis V, Behr M, Sereno N, Kolbeck C. Shear bond strength between veneering composite and PEEK after different surface modifications. *Clin Oral Investig*. 2015;19(3):739–744.
 - 193- Chung K.H., Hwang Y.C. Bonding Strengths of Porcelain Repair Systems With Various Surface Treatments. *J Prosthet Dent*, 1997;78:267-274.
 - 194- Özcan M. (2003). Evaluation of Alternative Intra-Oral Repair Techniques for Fractured Ceramic-Fused-to-Metal Restorations. *J Oral Rehabil*, 30:194- 203.
 - 195- Craig Rg (2012) Testing of dental materials and biomechanics. In: *Restorative Dental Materials*, 83-107.
 - 196- Armstrong S, Geraldeli S, Maia R, Raposo Lh, Soares Cj, Yamagawa J (2010) Adhesion to tooth structure: a critical review of “micro” bond strength test methods. *Dental Materials:Official Publication of the Academy of Dental Materials*, 26,50-62.
 - 197- Blatz Mb, Sadan A, Kern M (2003) Resin-ceramic bonding: a review of the literature. *Journal of Prosthetic Dentistry*, 89, 3, 268–274.
 - 198- Saito A, Komine F, Blatz Mb, Matsumura H (2010) A comparison of bond strength of layered veneering porcelains to zirconia and metal. *J Prosthet Dent*, 104, 247-257.
 - 199- Shimada y, yamaguchi s. Tagami j (2002) Micro-shear bond strength of dualcured resin cement to glass ceramics. *Dental Materials*, 18, 5, 380–388.
 - 200- Al-Dohan Hm, Yaman P, Dennison Jb, Razzoog Me, Lang Br (2004) Shear strength of core-veneer interface in bi-layered ceramics. *J Prosthet Dent*, 91, 349-355.
 - 201- Nikaido T, Cho E, Nakajima M, Ve Ark (2003) Tensile bond strengths of resin cements to bovine dentin using resin coating. *Am J Dent*, 16, 41-46.

- 202- Kakaboura A, Fragouli M, Rahiotis C, Silikas N. Evaluation of surface characteristics of dental composites using profilometry, scanning electron, atomic force microscopy and glossmeter. *J Mater Sci Mater Med* 2007;18(1): 155-163.
- 203- Ereifej Ns, Oweis Yg, Eliades G (2013) The effect of polishing technique on 3-D surface roughness and gloss of dental restorative resin composites. *Oper Dent*, 38, 1, 1-12.
- 204- Bourauel, C. Fries, T., Drescher D., Plietsch R. (1998). Surface roughness of orthodontic wires via atomic force microscopy, laser specular reflectance and profilometry. *Eur. J. Orthod.*, 20: 79–92.
- 205- Heintze Sd, Forjanic M, Rousson V (2002) Surface roughness and gloss of dental materials as a function of force and polishing time in vitro. *Dent Mater*, 22, 146-65, 134-233.
- 206- Joniot S, Salomon Jp, Dejou J, Gregoire G (2006) Use of two surface analyzers to evaluate the surface roughness of four esthetic restorative materials after polishing. *Oper Dent*, 31, 1, 39-46.
- 207- Heintze SD, Forjanic M, Rousson V. Surface roughness and gloss of dental materials as a function of force and polishing time in vitro. *Dent Mater* 2006; 22:146-65.
- 208- Jandt Kd (2001) Atomic force microscopy of biometarials surfaces and interfaces. *Surface Science*,491,303-332.
- 209- Gadegaard N. Atomic force microscopy in biology: technology and techniques. *Biotech Histochem* 2006;81(2-3):87-97.
- 210- MEYER G, AMER NM (1998) Novel optical approach to atomic force microscopy. *App Phy Lett*, 53, 12, 1045-1047.
- 211- Wennerberg A, Albrektsson T (2000) Suggested guidelines for the topographic evaluation of implant surfaces. *Int J Oral & Maxillo Imp*, 15, 3, 331-344.
- 212- Goldstein J, Newbury D, Joy D, Lyman C, Echlin P, Lifshin E, Sawyer L, Michael J (2003) *Scanning electron microscopy and X-ray microanalysis*. Third edition. USA, Springer, 297.

- 213- Aydın Ak, Terzioğlu H, Ulubayram K, Hasirci N (1997) Wetting properties of saliva substitutes on acrylic resin. *Int. J. Prosthodont*, 10, 473-477.
- 214- Charbeneau G.T. (1988). *Principles and Practice of Operative Dentistry*, ed 3, Philadelphia, Lea&Febiger.
- 215- Dayangaç B. (2000). *Kompozit Rezin Restorasyonlar*. Güneş Kitapevi, Ankara.).
- 216- http://docs.neu.edu.tr/staff/nuran.ulusoy/Maddeler%20Bilgisi%20Kompozit%20Dolgu%20Maddeleri_2.pdf).
- 217- Göktürk Tomurcuk Övül, Porselen restorasyonların tamirinde kullanılan farklı tamir materyallerinin çeşitli yüzey preparasyonları uygulanarak; kopma, bağlama, kırılma dirençlerinin invitro ve invivo olarak karşılaştırmalı değerlendirilmesi (İzmir,Ege Üniversitesi Diş hekimliği Fakültesi uzmanlık tezi, (2003).
- 218- Simonsen R.J., Calamia J.R. (1983). Shear Strength of The Composite Bond to Etched Porcelain. (Abstract). *J Dent Res*, 62:297.
- 219- Stangel I., Nathanson D., Hsu C.S. Shear Strength of The Composite Bond to Etched Porcelain. *J Dent Res*, 1987;66:1460-1465.
- 220- Baumann W. (1992). *Bruchmechanische Haftfestigkeit Bestimmung Von verblendmetallKeramik Auf Titan*, Medizinische Dissertation.
- 221- Drummond J.L. (1989). Cyclic Fatigue of Composite Restorative Materials. *J Oral Rehabil*, 16:509-520.
- 222- McKinney J.E., Wu W. (1982). Relationship Between Subsurface Damage and Wear of Dental Restorative Composites. *J Dent Res*, 61:1083-1088.
- 223- Duke ES. Adhesion and its application with restorative materials. *Dent Clin North Am*. 1993 ; , 37:329-339.
- 224- Berkmen B, Yamanel K, Arhun N. Adeziv Sistemlerin Sınıflandırılması. *A.Ü. Diş Hek. Fak. Derg.* (2019) 46 (2) 115-126.
- 225- Fusayama, T. *New Concepts in Operative Dentistry*. Quintessence Publishing Co., Inc.;Tokyo: 1980. p. 61-156.

- 226- Hara A.T. ,Primenta L.A., Rodrigues A.L.:Influence of cross-head speed on resin-dentin shearbond strength. Dent. Mater., 17: 165-169, 2001.
- 227- Lendermann U. : The function of dentin adhesives-in vitro properties. İvpclar Dentin Adesives Report, 14: 24-39,2001.
- 228- Oilo G.: Bond strenght testing-what does it mean? Int. Dent. J., 43: 492- 496, 1993.
- 229- <https://katalog.marmara.edu.tr/eyayin/tez/T0052134.pdf>
- 230- Heymann H, Swift E, Ritter Jr A. Dental Library-Sturdevant's Art and Science of Operative Dentistry, 6th Edition. Mosby; 2012.
- 231- Van Meerbeek B, Vargas M, Inoue S, Yoshida Y, Peumans M, Lambrechts P, et al. Adhesives and cements to promote preservation dentistry. Oper Dent 2001: 119-144.
- 232- Munoz MA, Luque I, Hass V, Reis A, Loguercio AD, Bombarda NH. Immediate bonding properties of universal adhesives to dentine. J Dent 2013;41: 404-411.
- 233- Giannini M, Makishi P, Ayres AP, Vermelho PM, Fronza BM, Nikaido T, et al. Self-etch adhesive systems: A literature review. Braz Dent J 2015; 26:3-10.,196).
- 234- Oliveira SS, Marshall SJ, Habelitz S, Gansky SA, Wilson RS, Marshall GW, Jr. The effect of a self-etching primer on the continuous demineralization of dentin. Eur J Oral Sci 2004;112: 376-383.
- 235- Perdigao J, Sezinando A, Monteiro PC. Laboratory bonding ability of a multipurpose dentin adhesive. Am J Dent 2012;25: 153-158.
- 236- Mena-Serrano A, Kose C, De Paula EA, Tay LY, Reis A, Loguercio AD, et al. A new universal simplified adhesive: 6-month clinical evaluation. J Esthet Restor Dent 2013;25: 55-69.
- 237- Ekambaram M, Yiu CKY, Matinlinna JP. An overview of solvents in resin-dentin bonding. Int J Adhes 2015;57: 22-33.
- 238- McLean J.W., Sced I.R. (1979). Bonding of Dental Porcelain to Metal, II. The Base-Metal Alloy/Porcelain Bond Trans. Brit. Ceram. Soc., 5235-5238.

- 239- Creugers N.H.J, Snoek P.A., Käyser A.F. (1992). An Experimental Porcelain Repair System Evaluted Under Controlled Clinical Conditions. J Prosthet Dent, 68:724-727.
- 240- Akın E. (1999). Dişhekimliğinde Porselen, İstanbul Üniversitesi Dişhekimliği Fakütesi, Yayın No. 43, İstanbul, 3. Baskı, sayfa. 208, 340, 348
- 241- Kimmich M., Stappert CF. Intraoral treatment of veneering porcelain chipping of fixed dental restorations: A review and clinical application. J. Am. Dent. Assoc.144: 31-44, 2013.
- 242- Freilich M.A., Karmaker A.C., Burstone C.J., Goldberg J. (1998). Development and Clinical Applications of a Light-Polymerized Fiber Reinforced Composite. J Prosthet Dent, 80:311-318.
- 243- Fan P.L. (1991). Porcelain Repair Materials. Council on Dental Materials, Instruments, and Equipment. JADA, 122:124-130.
- 244- Walton J.N., Gardner F.M., Zagar J.R. (1986). A Survey of Fixed Partial Denture Failures: Length of Service and Reasons for Replacement. J Prosthet Dent, 56:416-419.
- 245- Richter-Snapp K., Aquilino S.A., Svare C.W., Turner K.A. (1988). Change in Marginal Fit as Related to Margin Design, Alloy Type, and Porcelain Proximity in Porcelain-Fused-to-Metal Restorations. J Prosthet Dent, 60:435-438.
- 246- Gemalmaz D., Berksun S., Alkumru H.N., Kasapoğlu C. (1998). Thermal Cycling Distortion of Porcelain Fused to Metal Fixed Partial Dentures. J Prosthet Dent, 80:654-660.
- 247- Moghadam B. (1994). Intraoral Repair of Fractured Porcelain Using porcelain Laminate Veneer. Pract Periodontics Aesthet Dent, 6:65-67.
- 248- Atsu, S. S., Kılıçarslan, M. A., Küçükeşmen, C., Aka, S. Effect of zirconium oxide ceramic surface treatments on the bond strength to adhesive resin. J Prosthet Dent; 2006;95: 430-6.
- 249- Blatz,. M. B., Chiche, G., Holst, S., Sadan, A. İnfluence of surface treatment and simulated aging on bond strengths of luting agents to zirconia. Quintessence. 2007;38: 745-753.

- 250- Calamia J.R., Vaidyanathan J., Vaidyanathan T.K. Shear Bond Strength of Etched Porcelains(Abtract). J Dent Res, 1985;64:296.
- 251- Sheet J., Jensen M., Tolliver D. Effects of Surface Treatment on Etched Porcelain Bond.Dent Mater 1988;4:328-333.
- 252- Denehy G., Bouschlicher M., Vargas M. Intraoral Repair of Cosmetic Restorations. Dent Clin North Am, 1998;42:719-737.
- 253- Kato H., Matsumura H., Tanaka T., Atsuta M. Bond Strength and Durability of Porcelain Bonding Systems. J Prosthet Dent, 1996;75:163-168.
- 254- Tylka D.F., Stewart C.P. Comparison of Acidulated Phosphate Fluoride Gel and Hydrofluoric Acid Etchants for Porcelain Composite Repair. J Prosthet Dent, 1994;72:121-127.
- 255- Senda A., Suzuki M., Jordan R.E. The Effect of Fluorides and Hydrofluoric Acids on Porcelain Surfaces.(Abstract). J Dent Res, 1989;68:236.
- 256- Al Edris A., Al Jabr A., Cooley R.L., Barghi N. SEM Evaluation of Etch Patterns by Three Etchants on Three Porcelains. J Prosthet Dent, 1990;64:734-739.
- 257- Tiller H.J., Magnus B., Göbel R., Musil R., Garschke A. Der Sandstrahlprozeß und Seine Einwirkung auf den Oberflächenzustand von Dentallegierungen(I). Quintessenz, 1985a;36:1927-1934.
- 258- Tiller H.J., Magnus B., Göbel R., Musil R., Garschke A., Lockowandt P., Odén A. Der Sandstrahlprozeß und Seine Einwirkung auf den Oberflächenzustand von Dentallegierungen(I). Quintessenz, 1985b;36:2151-2158.
- 259- Henning G. Die Metall/Keramik-Bindung. Dental Labor, 1976;24:1065-1071.
- 260- Schneider W., Powers J.M., Pierpoint H.P. Bond Strengths of Composites to etched and Silica Coated Porcelain Fusing Alloys. Dent Mater, 1992;8:211-215.
- 261- Kern M., Thompson V.P. Sandblasting and Silica Cating of a Glass-Infiltrated Alumina Ceramic: Volume Loss, Morphology, and Changes in The Surface Composition. J Prosthet Dent, 1993;71:453-461.

- 262- Proano P., Pfeiffer P., Nergiz I., Nidermeier W. Shear Bond Strength of Repair Resin Using an Intraoral Tribichemical Coating on Ceramometal, Ceramic and Resin Surfaces. *J Adhes Sci and Tech*, 1998;12:1121-1125.
- 263- Derand, P., Derand, T. Bond strength of luting cements to zirconium oxide ceramics. *Int J Prosthodont*. 2000;(13): 131-5.
- 264- Matinlinna, J. P., Valittu, P. K. Bonding of resin composites to etchable ceramic surfaces an insight review of the chemical aspects on the surface conditioning. *J Oral Rehab*.2007;34: 622-630.
- 265- Matinlinna, J. P., Lassila, L. V., Ozcan, M., Yli-Urpo, A., Vallittu, P.K. An introduction to silanes and their clinical applications in dentistry. *Int J Prosthodont*. 2004;17(2): 155-64.
- 266- Onal B. Restoratif Dişhekimliğinde Maddeler Bilgisi. Bornova, İzmir, E.Ü. Dişhekimliği Fakültesi Yayınları 2001; No. 15, sayfa 47,101.
- 267- Bertolotti R.L., Lacy A.M., Watanabe L.G. Adhesive Monomers for Porcelain Repair. *Int J Prosthodont*, 1989;2:483-489.
- 268- Suliman A.H., Swift E.J., Perdiago J. Effects of Surface Treatments and Bonding Agents on Bond Strength of Composite Resin to Porcelain. *J Prosthet Dent*, 1993;70:118-120.
- 269- Ozcan M., Van der Sleen J.M., Vallittu P.K. In Vitro Comparison of Intra-Oral Repair Methods for Ceramic-Fused-to-Metal Crowns. The Third International Symposium on Fibre-Reinforced Plastics in Dentistry, Vallittu P.K. (editor), 2002;pp.96-99.
- 270- <https://bilimgenc.tubitak.gov.tr/makale/su-gecirmeyen-akilli-yuzeyler>.
- 271- Siewert B, Parra M. A new group of material in dentistry. *Peek Framew Mater Used In*. 2013;148–159.
- 272- Gökçe, HS., & Beydemir, B. (2002). Yüksek dirençli seramik sistemlerin dayanıklılığı. *Gülhane Tıp Dergisi*, 44(4), 457-463.
- 273- Quinn JB, Sundar V, Lloyd IK. Influence of microstructure and chemistry on the fracture toughness of dental ceramics. *Dental Materials*, 2003, 19: 603-611.
- 274- www.bredent.com/en/bredent/download/26737/

- 275- Zok F, Miserez A. Property maps for abrasion resistance of materials. *Acta Mater* 2007; 55: 6365–71.
- 276- 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):383–392.
- 277- Chu Xx, Wu Zx, Huang Rj, Zhou Y, Li Lf. (2010) Mechanical and thermal expansion properties of glass fibers reinforced PEEK composites at cryogenic temperatures. *Cryogenics*,50,84-88.
- 278- Kern M Ve Lehmann F (2012) Influence of surface conditioning on bonding to polyetheretherketon (PEEK). *Dent Mater*, 28, 1280-1283.
- 279- Stawarczyk B, Beuer F, Wimmer T, Jahn D, Sener B, Roos M, Schmidlin Pr (2013a) Polyetheretherketone-a suitable material for fixed dental prostheses? *J Biomed Mater Res Part B Appl Biomater*, 101, 1209-1216.
- 280- Behr M, Rosentritt M, Groger G (2003) Adhesive bond of veneering composites on various metal surfaces using silicoating, titanium-coating or functional monomers. *J Dent*, 31, 33-42.
- 281- Behr M, Proff P, Kolbeck C (2011) The bond strength of the resin-to-zirconia interface using different bonding concepts. *J Mech Behav Biomed*, 4, 2-8.
- 282- Zhao, Y., et al., Cytocompatibility, osseointegration, and bioactivity of threedimensional porous and nanostructured network on polyetheretherketone. *Biomaterials*, 34(37), 9264-9277, 2013.
- 283- Fatos Turkkal, Farklı Yüzey Modifikasyon Yöntemlerinin; Polieter Eter Keton (PEEK) Materyalinin Yüzey Pürüzlülüğü, İslanabilirliği ve Kompozit Veneer Materyali İle Bağlanma Dayanımı Üzerine Olan Etkilerinin Değerlendirilmesi, Kırıkkale: Kırıkkale Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi, Diş Hekimliği Uzmanlık tezi, 2019, 39-100.
- 284- Stawarczyk B, Basler T, Ender A, Roos M, Ozcan M, Hämmerle C (2012a) Effect of surface conditioning with airborne-particle abrasion on the

- tensile strength of polymeric CAD/ CAM crowns luted with self-adhesive and conventional resin cements. *J Prosthet Dent*, 107, 94-101.
- 285- Lee K-S, Shin M-S, Lee J-Y, Ryu J-J, Shin S-W. Shear bond strength of composite resin to high performance polymer PEKK according to surface treatments and bonding materials. *J Adv Prosthodont*. 2017;9(5):350-8.
- 286- Silverman E, Griese R. Joining methods for graphite/PEEK thermoplastic composites. *Sampe J*. 1989;25: 34–38.
- 287- Davies P, Courty C, Xanthopoulos N, Mathieu H-J. Surface treatment for adhesive bonding of carbon fibre-poly etherether ketone composites. *J Mater Sci Lett*. 1991;10(6):335–338.
- 288- Meng Z, Liu Y, Wu D (2005) Effect of sulfur dioxide inhalation on cytokine levels in lungs and serum of mice, *Inhal. Toxicol*, 17, 303-307.
- 289- Tsuka H, Morita K, Kato K, Kawano H, Abekura H, Tsuga K (2017) Evaluation of shear bond strength between PEEK and resin-based luting material. *Journal of Oral Biosciences*, 59, 4, 231–236.
- 290- Heimer S, Schmidlin Pr, Roos M, Stawarczyk B (2017) Surface properties of polyetheretherketone after different laboratory and chairside polishing protocols. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 117, 3, 419–425.
- 291- Whitehead Sa, Shearer Ac, Watts Dc, Wilson Nh (1995) Comparison of methods for measuring surface roughness of ceramic. *J Oral Rehabil*, 22, 421-427.
- 292- Akkan C, Hammadeh M, Bruck S (2013) Plasma And Short Pulse Laser Treatment Of Medical Grade PEEK Surfaces For Controlled Wetting. *Mater Lett*, 109, 261-264.
- 293- Derand T, Moin M, Kvam K (2005) Bond strength of composite luting cement to zirconia ceramic surfaces. *Dent Mater*, 21, 1158-1162.
- 294- Braga Rr Meira Jb, Boaro Lc, Xavier Ta (2010) Adhesion to tooth structure: a critical review of macro test methods. *Dent mater*, 26, 38-49.
- 295- Piwowarczyk A, Lauer Hc, Sorensen Ja (2004) In vitro shear bond strength of cementing agents to fixed prosthodontic restorative materials. *J Prosthet Dent*, 92, 265-273.).

8. BENZERLİK

turnitin

tez numan

1 / 1

ÖZET

PEEK (Polyeter Eter Keton) Altyapılı Restorasyonlarda Uygulanan Farklı Tamir Yöntemlerinin Bağlanma Direnci Etkinliğinin Değerlendirilmesi

Bu çalışmamızın amacı; PEEK altyapılı kron-köprü restorasyonlarında, PEEK alt yapı ile veneer materyali arasında oluşan kırık, kopma vb. gibi durumlarda PEEK altyapılı kron-köprü restorasyonları için uygun ağız içi tamir yöntemi ve tamir materyalinin değerlendirilmesidir.

Çalışmamızda örnekler pozitif kontrol grubu dahil olmak üzere toplam 13 gruba ayrıldı.

Pozitif kontrol grubunun oluşturulmasındaki amaç; PEEK ve veneer üst yapı arasındaki oluşan bağlantı direncinin tespit edilmesi ve diğer grupların tamir bağlantı dayanımlarının değerlendirilmesidir.

PEEK örnekler, Juvora prefabrike bloklardan CAD/CAM yardımıyla 5,0 mm, 5,4 mm, ve 13,0 mm boyutlarında olacak şekilde (N=107) hazırlandı. PEEK üst yapı materyali; 4,0 mm uzunluk, 5,4 mm genişlik, 3,0 mm yükseklikte olacak şekilde PEEK materyalinin üst yapı materyalinden üretildi.

Eşleşmelere Genel Bakış

%20

Şu anda standart kaynaklar görüntüleniyor

İngilizce Kaynakları Görüntüle (Beta)

Eşleşmeler

1

dergipark.org.tr

İnternet Kaynağı

%5

>

2

Dicle University' ne gön...

Öğrenci Yazılı Ödevi

%4

>

3

www.dent.ege.edu.tr

İnternet Kaynağı

%2

>

4

The Scientific & Techn...

Öğrenci Yazılı Ödevi

%2

>

5

Baskent University' ne ...

Öğrenci Yazılı Ödevi

%1

>

6

dergi.cumhuriyet.edu.tr

İnternet Kaynağı

%1

>

7

docplayer.biz.tr

İnternet Kaynağı

%1

>

Sayfa: 1 / 165

Kelime Sayısı: 24848

Text-only Report

High Resolution

Kapalı

9. ÖZGEÇMİŞ

1991 yılında Diyarbakır'da doğmuş olup ilk ve orta öğrenimi Kozluk'ta tamamladım. Lise eğitimini Batman Anadolu Lisesi'nde tamamladıktan sonra lisans eğitimini Ankara Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi'nde 2015 yılında tamamladım. Daha sonra 2017 yılında Dicle Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalında uzmanlık eğitimime başladım.

